نظم إظهار الصور

الطبية ومعالجتها

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

منشورات جامعة دمشق
كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية

نظم إظهار الصور الطبية ومعالجتها

الدكتور المهندس

معن عمار

أستاذ في قسم الهندسة الطبية

جامعة دمشق

١٤٣٣ - ١٤٣٤ هـ
٢٠١٢ - ٢٠١٣ م

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

فهرس المحتويات

المقدمة	17
الفصل الأول مدخل إلى معالجة الصور الطبية وتحليلها	21
مقدمة	23
1-1 الصور الطبية: لمحة تاريخية	23
1-2 الصور الطبية ودورها في الطب	32
1-2-1 تغير دور الصور الطبية	32
1-2-2 التصوير الطبي	33
1-2-2-1 استحصال الصورة الطبية	33
1-2-2-2 تحليل الصورة الطبية	34
1-3 التقنيات المستخدمة في دراسة وظائف الدماغ	34
1-4 المعطيات ثلاثية الأبعاد من أجل الإظهار التشخيصي والتشريحي	35
1-5 الدراسة البنيوية والوظيفية	37
1-6 التصوير الوظيفي بالرنين المغناطيسي	38
1-7 الرنين المغناطيسي الموزن بالانتشار	39
1-8 ملخص لأنواع الصور الطبية وطبيعتها	40
1-9 تحليل الصور الطبية بمساعدة الحاسوب	41
1-10 استرجاع الصور الطبية بناء على المحتوى التصويري	43
1-11 الانتقاء الآلي لأفضل شريحة تصوير مقطعية من أجل التشخيص	44
الفصل الثاني الصور الرقمية والصور الطبية	47
مقدمة	49

2-1 الصورة الرقمية	49
2-2 معالجة الصور الطبية الرقمية	52
2-3 أمثلة للمجالات التي تستخدم الصور الطبية الرقمية	54
2-3-1 التصوير بأشعة غاما	56
2-3-2 التصوير بالأشعة السينية	58
2-3-3 التصوير في مجال الأشعة فوق البنفسجية	61
2-3-4 التصوير في المجال المرئي وفي مجال الأشعة تحت الحمراء	63
2-3-5 التصوير في مجال الأشعة الراديوية	65
2-3-6 أنماط أخرى من التصوير	67
2-3-6-1 التصوير بالأمواج فوق الصوتية	67
2-3-6-2 التصوير بالمجاهر الألكترونية	69
2-3-6-3 الصور المولدة بوساطة الحاسوب	70
2-4 المراحل الأساسية لمعالجة الصورة الرقمية	71
2-5 مكونات نظام معالجة الصور	76
الفصل الثالث تحصيل الصورة الرقمية ومفاهيمها الأساسية	81
مقدمة	83
3-1 العين وإدراك الصورة	83
3-2 الضوء والطيف الكهرطيسي	84
3-3 تحسس الصور واستحصالها	90
3-3-1 استحصال الصورة باستخدام محساس منفرد	91
3-3-2 استحصال الصور باستخدام المحاسيس الشريطية	93
3-3-3 استحصال الصور باستخدام مصفوفات المحاسيس	95
3-4 اعتيان الصورة وتكميتها	06
3-4-1 مفاهيم أساسية في الاعتيان والتكمية	96
3-4-2 تمثيل الصور الرقمية	100

3-4-3 الميز الحيزي وميز السويات الرمادية	102
3-4-4 الآثار الزائفة المرقمنة	105
3-4-5 تكبير الصورة الرقمية وتصغيرها	108
3-5 بعض العلاقات الأساسية بين العناصر	111
3-5-1 جيران العنصر	111
3-5-2 التجاور والاتصالية والمناطق والحدود	112
3-5-2-1 التجاور الرباعي	113
3-5-2-2 التجاور الثماني	113
3-5-2-3 التجاور المختلط	113
3-5-2-4 الممر	114
3-5-2-5 المركبات المتصلة	115
3-5-2-6 الثقوب والنقاط الشاذة	116
3-5-2-7 المناطق والحدود والحواف	116
3-6 قياسات المسافة	117
3-7 العمليات التي تطبق على الصورة على أساس العنصر	119
3-8 العمليات الخطية وغير الخطية	120
الفصل الرابع تحسين الصور الطبية في المجال الحيزي	121
مقدمة	123
4-1 خلفية	124
4-2 بعض تحويلات السويات الرمادية الأساسية	127
4-2-1 النسخ السالبة	128
4-2-2 التحويل اللوغاريتمي	130
4-2-3 تحويلات قانون القوة	132
4-2-3-1تحسين التباين باستخدام تحويلات قانون القوة	134
4-2-4 التحويلات الخطية على شكل قطع مستقيمة	134

4-2-5 تقسيم مستوي البيانات إلى شرائح	136
4-3 معالجة الهيستوغرام	138
4-3-1 تسوية الهيستوغرام	140
4-3-2 استخدام تسوية الهيستوغرام بعد طرح الخلفية	141
4-3-3 التحسين الموضعي	153
4-3-4 استخدام إحصائيات الهيستوغرام لتحسين الصورة	153
4-4 تحسين الصور باستخدام العمليات الحسابية والمنطقية	155
4-5 طرح الصور	156
4-6 الترشيح الحيزي	158
4-6-1 حدود الصورة والترشيح	162
4-6-2 مرشحات التنعيم الحيزية	163
4-6-2-1 مرشحات التنعيم الخطية	163
4-6-2-2 التنعيم بالتوسيط وتطبيقه العملي	165
4-6-2-3 أثر قيمة العتبة على الأجسام المستخلصة من الصورة	175
4-6-3 مرشحات قيم الجوار	177
4-6-3-1 المرشح الأوسطي	177
4-6-3-2 مرشحا القيمة العظمى والصغرى	179
4-7 مرشحات إبراز تفاصيل الصورة الحيزية	181
4-7-1 أساسيات	181
4-7-2 استخدام مشتقات الدرجة الثانية في تحسين الصورة (اللابلاسيان)	185
4-7-3 التنفيذ العملي لعملية اللابلاسيان	189
4-7-4 التقنيع غير الحاد	190
4-7-5 تحسين الصورة باستخدام التدرج	193
4-7-6 دمج طرائق التحسين الحيزية	199
الفصل الخامس تحسين الصور الطبية في المجال الترددي	105

مقدمة	207
5-1 تحويل فوريه المتقطع ثنائي الأبعاد ومعكوسه	208
5-2 الترشيح في المجال الترددي	210
5-2-1 بعض خصائص المجال الترددي	210
5-2-2 أساسيات الترشيح في المجال الترددي	214
5-2-3 مرشحات التنعيم في المجال الترددي	217
5-2-3-1 مرشحات التمرير المنخفض المثالية	217
5-2-3-2 أثر الترددات المنخفضة والعالية على المظهر العام للصورة	219
5-2-3-3 مرشح بترووورث للتمرير المنخفض	226
5-2-3-4 مرشح التمرير المنخفض الغوصي	228
5-2-3-5 مرشحات زيادة حدة التفاصيل في المجال الترددي	229
5-2-3-6 مرشح التمرير العالي المثالي	231
5-2-3-7 مرشح تمرير النطاق	233
5-3 دمج التقنيات الحيزية والترددية لتحسين الصورة	235
5-4 استخدام تحويل فوريه لإصلاح الصور تفاعليا	235
5-5 ملخص لأهم المعادلات الموصّفة لتحويل فوريه	245
5-6 أهم خصائص تحويل فوريه المستخدمة في معالجة الصور	240
الفصل السادس المعالجة اللونية للصور الطبية	240
مقدمة	243
6-1 معالجة الصور بالألوان الصنعية	245
6-2 تقسيم الكثافة إلى شرائح	246
6-3 التحويلات من سويات رمادية إلى ألوان	248
6-4 استخدام تحويلات السويات الرمادية إلى ألوان في تحسين الصورة	249
6-5 معالجة الهيستوغرام اللوني والتصحيح في الصور الملونة	250
الفصل السابع المعالجة المورفولوجية للصور الطبية	253

مقدمة	255
7-1 أساسيات	256
7-1-1 بعض المفاهيم الأساسية من نظرية المجموعات	256
7-1-2 العمليات المنطقية على الصور الثنائية	260
7-1-3 التمديد والتعرية	262
7-1-3-1 التمديد	262
7-1-3-2 آلية حساب التمديد	263
7-1-3-3 التعرية	265
7-1-3-4 آلية حساب التعرية	267
7-1-4 الفتح والإغلاق	268
7-1-4-1 التطبيق العملي على صورة طبية	271
7-1-4-2 استخلاص الحواف	272
الفصل الثامن تحليل الصور الطبية وتعرف محتواها	277
مقدمة	277
8-1 تجزيء الصور	280
8-1-1 تجزيء الصور اعتمادا على كشف الانقطاعات	281
8-1-1-1 كشف النقاط المعزولة والشاذة	281
8-1-1-2 كشف الخطوط	282
8-1-1-3 كشف الحواف	283
8-1-1-4 ربط الحواف وكشف الحدود	289
8-1-2 تجزيء الصورة اعتمادا على التشابه	290
8-1-2-1 تجزيء الصور بالتعتيب	290
8-1-2-1-1 الاختيار الآلي للعتبة	297
8-1-2-1-2 أثر طبيعة الصورة في صحة الاختيار الآلي للعتبة	298

8-1-2-1-3 التعتيب باستخدام عدة عتبات	299
8-1-2-1-4 التعتيب المتعدد للنواة والغشاء بعد توسيط الصورة	301
8-1-2-1-5 التعتيب باستخدام أكثر من عتبة لحالة معقدة	304
8-1-2-1-6 التعتيب الديناميكي	308
8-1-2-2 التجزيء المعتمد على المناطق	308
8-1-2-2-1 توسيع المناطق بتجميع عناصر الصورة	309
8-1-2-2-2 الاختيار الآلي لنقاط البذور	310
8-1-3 تقنيات أخرى للتجزيء	311
8-1-4 استعمال الحركة في التجزيء	312
8-2 تمثيل الصور ووصفها	313
8-2-1 التمثيل	314
8-2-1-1 سلاسل الرموز	314
8-2-1-2 تقريب الحدود بالتجزيء	317
8-2-1-3 التواقيع	317
8-2-2 الوصف	319
8-2-2-1 بعض الواصفات البسيطة	320
8-2-2-2 واصفات فوريه	322
8-2-2-3 العزوم	352
8-2-2-4 عدد أولر	323
8-2-2-5 واصفات التركيب الإحصائية	324
8-2-2-6 واصفات طيفية وبنيوية أخرى	325
8-3 التعرف على الصورة	325
8-3-1 تصنيف أجسام مختلفة باستخدام الخصائص	326
8-3-2 قياس التشابه باستخدام المسافة	327
8-3-3 استخدام قياس المسافة للتحقق	330

8-3-4 المطابقة بالترابط	331
8-3-5 تقنيات أخرى	332
الفصل التاسع معالجة الصور الطبية والإظهار ثلاثي الأبعاد	335
مقدمة	337
9-1 مجالات استخدام الصور الطبية ثلاثية الأبعاد	330
9-2 بناء الصور ثلاثية الأبعاد من الصور المقطعية	340
9-3 بناء السطح ثلاثي الأبعاد	341
9-3-1 استخلاص الحدود	342
9-3-2 إعادة بناء السطح	343
9-3-2-1 مسح الحدود	346
9-3-3 توليد صورة الكثافة	347
9-3-3-1 المقطع العرضي العمودي	349
9-3-3-2 المقطع العرضي المائل	351
9-3-3-3 الأسطوانة العمودية	354
9-4 الإظهار من أجل التشخيص	358
9-4-1 الإسقاط	358
9-4-2 تركيب الصورة	359
الفصل العاشر تطبيقات طبية متطورة باستخدام تقنيات معالجة الصور	362
مقدمة	399
10-1 الاستخلاص الآلي للمناطق المرضية في صور الكبد المقطعية	365
10-1-1 مقدمة تشريحية وتشخيصية	366
10-1-1-1 الكبد	366
10-1-1-2 سرطان الكبد	366
10-1-2 كشف الورم بمساعدة الحاسوب	370

10-1-3 الصور المستخدمة في البحث	371
10-1-3-1 مواصفات الصور المستخدمة	371
10-1-3-2 الحالات النموذجية التي تحتويها الصور	373
10-1-4 الطريقة المطورة لاستخلاص المناطق المريبة	378
10-1-4-1 المرحلة الأولى	379
10-1-4-2 المرحلة الثانية	385
10-1-4-3التخلص من المناطق غير المرغوبة	395
10-1-4-4 تحليل المناطق المريبة وتشخيصها	399
10-1-4-5 استخدام بعض واصفات مركبات الصورة إلى جانب شرط المساحة	399
10-1-4-6 استخدام خصائص التركيب في عملية التعرف على الكتل الورمية	400
10-1-5 استخدام المعالجة الأولية	401
10-2 الانتقاء الآلي لأفضل شريحة كبد المقطعية للتشخيص	402
10-2-1 الأساس المستخدم لانتقاء الشريحة من أجل التشخيص	403
10-2-2 أهمية الانتقاء الآلي للشرائح موضوع البحث	403
10-2-3 الصور المستخدمة في البحث	404
10-2-4 المعرفة المطلوبة للتعامل مع هذا الموضوع	405
10-2-5 مجموعة الشرائح المستخدمة في المثال التوضيحي	442
10-2-6 مراحل معالجة الشرائح المقطعية للبطن	408
10-2-6-1 حذف أجزاء السرسر	413
10-2-6-2 قناع الكبد	416
10-2-6-3 استخلاص المنطقة العامة للكبد	418
10-2-6-5 تعتيب الصورة المفيدة	419
10-2-6-6 استخلاص الكبد	420
10-2-6-7 تطبيق خوارزمية ترقيم المركبات المتصلة	421

10-2-7 نتائج اختيار الشريحة (أو الشرائح) الأفضل	426
10-2-7-1 أداء الطريقة مع الصنف الأول من الصور	427
10-2-7-2 أداء الطريقة مع الصنف الثاني من الصور	429
10-3 استرجاع الصّور من قواعد البيانات الطّبيّة اعتماداً على المحتوى	433
10-3-1 أهمية الاسترجاع اعتمادا على المحتوى وحداثته	434
10-3-2 استرجاع الصور الطبية ونظم المعلومات الطبية	435
10-3-3 أنظمة استرجاع الصور الطبية	437
10-3-3-1 خصائص الصورة المستخدمة في الاسترجاع	439
10-3-3-2 قياس التشابه	442
10-3-3-3 أمثلة عملية	442
10-3-3-4 الحاجة لاستمرار التطوير	444
الفصل الحادي عشر المعالجة الذكية للصور الطبية	447
مقدمة	449
11-1 الذكاء	449
11-1-1 الذكاء الإنساني	449
11-1-2 الذكاء الصنعي	450
11-1-3 ما هو الذكاء الصنعي؟	489
11-1-3-1 تعريفات	450
11-1-4 النظام الذكي	451
11-1-5 النظام الأكثر ذكاءً ومعرفة ميتا	453
11-1-6 النظام المبني على المعرفة والنظام الخبير والنظام الذكي	453
11-1-6-1 المعرفة وأنواعها	454
11-1-7 النظام الخبير والنظام المبني على المعرفة	456
11-1-8 النظام الخبير والنظام الذكي	458
11-1-8-1 نظام خبير لتعتيب الصور (مثال)	459

11-1-9 المنطق الاحتمالي والنظم الخبيرة	462
11-1-10 نظام خبير لكشف جسيمات معينة في سائل حيوي	464
11-1-10-1 مجال معالجة الصور الذي يعمل ضمنه النظام	464
11-1-10-2 آلية البناء	465
11-1-10-4واجهة الربط بين المستثمر والنظام المعرفة	474
11-1-10-3 تغير وظيفة النظام بتغير قاعدة المعرفة	476
11-1-11 ملاحظات ختامية	479
الفصل الثاني عشر الآفاق المستقبلية لمعالجة الصور الطبية وتطبيقاتها	485
مقدمة	487
12-1 التشخيص بمساعدة الحاسوب في مجال التصوير الطبي	489
12-2 تشخيص صور الثدي الشعاعية	490
12-3 تشخيص سرطان عنق الرحم	493
12-4مثال حديث لأحد أنظمة استرجاع الصور الطبية بناءً على المحتوى	494
الفصل الثالث عشر قراءة الصور ذات اللاحقة bmp وكتابتها باستخدام برنامج++C	499
مقدمة	501
13-1 قراءة الصور نوع bmp وكتابتها ببرنامج مكتوب بلغة ++C	502
13-2 معالجة الصورة باستخدام البرنامج	506
13-3 استخدام البرنامج لمعالجة ذات قيمة بحتية	507
الفصل الرابع عشر تجارب أساسية في معالجة الصور باستخدام C++	511
مقدمة	513
14-1 تذكرة بلغة البرمجة ++C	514
14-2 التعرف على تشكيل ملف الصورة ذي الامتداد bmp	516
14-3 التعريف بمكونات المكتبة	517

4-14 التحكم بشدة الإضاءة	518
1-4-14 تنعيم الصورة	521
2-4-14 كشف النقاط المعزولة والشاذة	524
3-4-14 كشف الحواف	529
4-4-14 تحسين الصورة باستخدام تقنية تسوية الهيستوغرام	532
5-4-14 تدوير الصورة	535
الفصل الخامس عشر تجارب أساسية في معالجة الصور باستخدام ماتلاب	541
مقدمة	543
1-15 مجموعة التوابع الأساسية التي تؤمنها بيئة "ماتلاب"	544
2-15 قراءة ملف الصورة و إظهارها	545
3-15 تحويلات الصورة في المجال الحيزي	549
1-3-15 تقنيات تحسين الهيستوغرام	549
2-3-15 إبراز التفاصيل	553
3-3-15 كشف الحواف في الصورة	555
4-15 الترشيح في المجال الترددي	557
1-4-15 آلية إجراء الترشيح في المجال الترددي	565
2-4-15 تنفيذ الترشيح المنخفض	570
3-4-15 تنفيذ مرشح تمرير الترددات العالية	573
4-4-15 أنواع مرشحات تمرير الترددات المنخفضة	576
1-8-15 مرشحات تمرير الترددات العالية	584
المصطلحات انكليزي – عربي	589
المصطلحات عربي انكليزي	607
المراجع العلمية	625
الملحق	629

المقدمة

عندما ترجمت كتاب غونزاليز "معالجة الصورة الرقمية" عام 1991 لمركز التعريب والترجمة والتأليف والنشر التابع لجامعة الدول العربية، وألفت كتابي "معالجة الصور الطبية" و "نظم الإظهار الطبية" لقسم الهندسة الطبية في جامعة دمشق، في عامي 1992 و1993، على التوالي، كانت هذه الكتب هي الأولى باللغة العربية في مجال معالجة الصور الرقمية وتطبيقاتها.

منذ ذلك التاريخ وحتى الآن، أي نحو عقدين من الزمن، تطورت تقانات تحصيل الصورة الرقمية ومعالجتها وانخفض ثمنها وأصبحت في متناول الجميع. ونتيجة لهذا التطور تحسنت جودة الصور كثيرا وتنوعت مجالات استخدامها أكثر، وظهرت تقنيات معالجة جديدة.

قضيت العشرين سنة الماضية في البحث والتدريس وتطوير الأنظمة في مجال اختصاصي، ودرّست نحو عشرة مقررات في مجالات الذكاء الصنعي والأنظمة المبنية على المعرفة، ومعالجة الصورة، ونظم دعم القرار، والموضوعات المتعلقة بها لطلبة علم الحاسوب وأنظمة المعلومات في المرحلة الجامعية الأولى، ولطلاب الدراسات العليا (ماجستير ودكتوراه)، وكنت منسق تدريس موضوعات الأنظمة الذكية في جامعة العلوم التطبيقية الأردنية ورئيس لجنة البحث العلمي في كلية علم الحاسوب وأنظمة المعلومات فيها. كما نجحت في نقل إنجازي في المجال البحثي إلى نظام تطبيقي عالمي:
(Ammar M. 2002, 2011) وطورت العديد من التقنيات المنشورة عالميا أيضا. بالنتيجة اكتسبت خلال هذه الفترة خبرة أعتقد أنها متميزة. وأثناء تأليف هذا الكتاب الذي كتبته بالكامل بيدي على الحاسوب وأجريت تجارب الغالبية العظمى من الأمثلة التجريبية التوضيحية المستخدمة فيه بيدي أيضا وعلى الحاسوب نفسه مستخدما صورا التقيتها شخصيا لتوضح المفهوم الذي أردت إيصاله للقارئ سواء أكان طالبا أم باحثا.

وفي أثناء إعداد الكتاب، عملت جاهدا على أن أضع ما أمكن من خبرتي في التعامل مع تقنيات معالجة الصورة الرقمية في سياق هذا الكتاب الذي وضع أساسا ليخدم العملية التدريسية في مجال معالجة الصور الطبية في المجالين الحيزي والترددي وثنائي وثلاثي الأبعاد. وقد ربطت مفهوم الذكاء الصنعي والأنظمة الذكية بموضوع معالجة الصور في الفصل الحادي عشر. وحرصت أن أضع في مفاصل عديدة من الكتاب ما يحرض ذهن القارئ على التحليل والاستنتاج مبتعدا ما أمكن عن أسلوب تلقين المعلومة الجاهزة وبخاصة في فصول الموضوعات المتقدمة. وفي هذا الكتاب الذي عملت جاهدا أن يكون شاملا، حرصت ما أمكن على ربط النظرية بالتطبيق الأمر الذي أعتقد أنه جد مهم.

أعد هذا الكتاب على مدى أربعة أعوام لم يكن للوقت فيها حساب، بمعنى أن شكل المعلومة التي أريد عرضها ونوعيتها كان المهم، وليس الزمن الذي يستغرقه إعدادها. كتب هذا الكتاب ليواكب أحدث التقنيات التي ظهرت في مجال معالجة الصور الطبية وتطبيقاتها منظورا إليها وفق تقديري لأهميتها و بأكبر قدر ممكن من السلاسة وسهولة الفهم أملا في أن يحقق أكبر قدر من الفائدة للطلبة والقراء. وفي الحالات التي لا يمكن تغطية كل ما يتعلق بالموضوع لتنوع طرائقه، أشرت إلى المراجع التي يمكن الرجوع إليها من أجل ذلك.

يتكون الكتاب من خمسة عشر فصلا. يقدم الفصل الأول مدخلا إلى معالجة الصور الطبية ويعرض واقعها منذ البدايات وحتى يومنا هذا، ويبين الفصل الثاني العلاقة بين الصور الرقمية والصور الطبية وأنواعها المختلفة، ويستعرض مكونات نظام معالجة الصور وتقنياته الأساسية. أما الفصل الثالث فيستعرض مفاهيم الصورة الأساسية الفيزيائية والرقمية، ويلقي الضوء على تقنيات استحصال الصور الرقمية. يغطي الفصل الرابع تقنيات تحسين الصورة في المجال الحيزي، ويشرح الفصل الخامس تقنيات تحسين الصور

في المجال الترددي. في الفصل السادس يتطرق الكتاب إلى طرائق تحسين الصور الطبية اعتمادا على الألوان، ويقدم الفصل السابع تقنيات المعالجة المورفولوجية الأساسية. يغطي الفصل الثامن مفهوم تحليل الصور الطبية والتعرف آليا على محتواها، ويعرض الفصل التاسع تقنيات معالجة الصور الطبية ثلاثية الأبعاد واستخداماتها.أما الفصل العاشر فيعرض عددا من التطبيقات المتطورة لتقنيات معالجة الصور في المجال الطبي أنجزت في القسم بإشرافي. الفصل الحادي عشر يستعرض مفهوم الأنظمة الذكية والمعالجة الذكية للصور الطبية مع مثالين عمليين، ويلقي الفصل الثاني عشر الضوء على مستقبل تقنيات معالجة الصور الطبية. في الفصل الثالث عشر يقدم الكتاب كيفية كتابة برنامج بلغة الـC++ لقراءة الصور ومعالجتها وتخزينها، وأخيرا يغطي الفصلان الرابع عشر والخامس عشر مجموعة من التجارب الأساسية في معالجة الصور قسم منها كتب بلغة الـC++ في الرابع عشر، والقسم الآخر كتب بلغة الماتلاب في الفصل الخامس عشر.

ولإنجاز عمل من هذا النوع لا يخلو الأمر من بعض المساعدة من الآخرين. وبهذا الخصوص، أخص بالشكر زوجتي أحلام لتشجيعها الدائم لي على إنهاء هذا الكتاب الذي لم يكن إنجازه بالأمر السهل، وابني بشر الذي أسهم بتنضيد بعض مواد الكتاب. كما أشكر المهندس قاسم فارس على الجهد الذي بذله في إعداد تجارب الفصلين الرابع عشر والخامس عشر لمختبر معالجة الصور الطبية التي استخدمتها مادة أساسية في إعداد هذين الفصلين. وأخيرا لا يسعني إلا أن أخص بالعرفان جميع أفراد عائلتي أحلام وخزامى ووعد ونوارة وبشر حيث كانوا العمق العاطفي والمعنوي الذي أمدني بالعزيمة لإنجاز هذا العمل.

وأخيرا أقول: الكمال لله، وآمل أن أكون قد وفقت في تقديم ما فيه أكبر قدر ممكن من المنفعة والخير للطلبة ولكل مهتم بمجال هذا الكتاب الذي تفتقر إليه المكتبة العربية.

والله الموفق.

دمشق في 2013/4/12.

د. م. معن عمار

أستاذ في قسم الهندسة الطبية

كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية

جامعة دمشق.

ammarmaan5@gmail.com

الفصل الأول

مدخل إلى

معالجة الصور الطبية وتحليلها

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

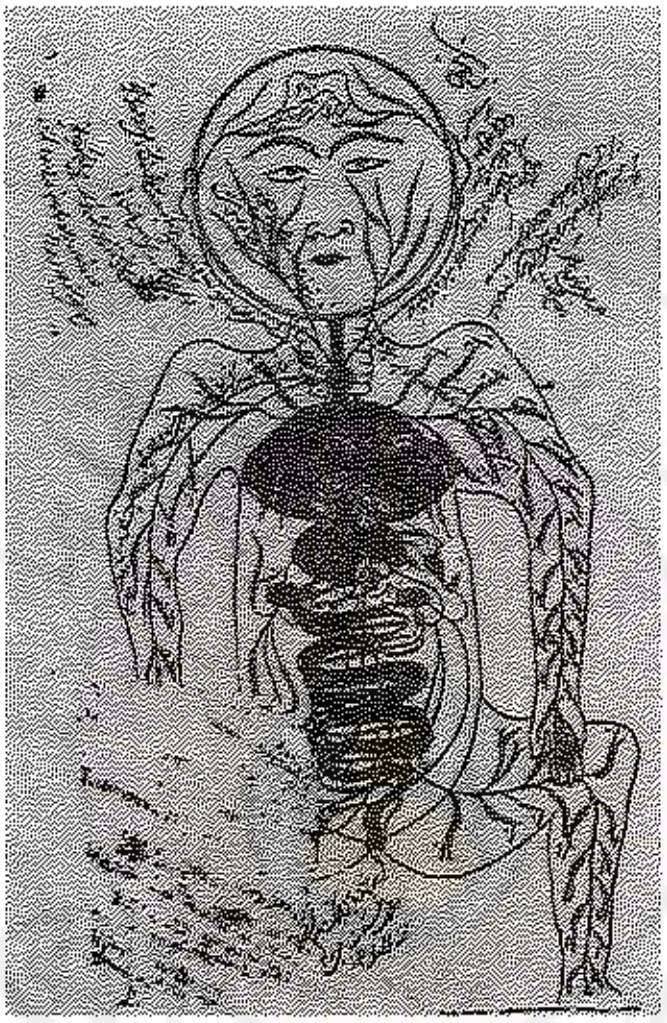
وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

مقدمة

يعرض هذا الكتاب أساسيات طرائق معالجة الصور الطبية وتحليلها باستخدام الحاسوب. ويقدم هذا المدخل عرضا وجيزا وشاملا يضع الطالب والقارئ في صورة محتواه بشكل مبسط وغني بالصور التوضيحية تمهيدا للدخول في التفاصيل في الفصول اللاحقة.

1– 1 الصور الطبية: لمحة تاريخية

منذ بداية الخليقة والإنسان يسعى لمعرفة المزيد عن تركيب أعضاء جسمه وكيفية عملها، إما لأغراض التشخيص والعلاج أو لإرضاء الفضول العلمي، وبذلك نشأ علم التشريح. ولتوثيق المعلومات التي يحصل عليها كان لا بد له من تثبيتها على صور الجسم وأعضائه، ونشأ بذلك ما يدعى الصور الطبية. وبهذا الخصوص نذكر بفخر، كما يذكره العالم بأسره، الطبيب الفيلسوف العربي "ابن سينا" الذي عاش في القرن الحادي عشر ودوّن أول صور تشريحية طبية ثنائية الأبعاد وألف كتابه الشهير "القانون في الطب" الذي بقي المرجع الرئيس في أوروبا حتى نهاية القرن السابع عشر. يبين الشكل 1–1 رسما للنظام المختصر لجسم الإنسان كما ورد في طبعة القرن السابع عشر لكتاب "القانون في الطب". ومع تقدم الزمن والرغبة في الحصول على تصور أكثر وضوحا ظهرت الصور ثلاثية الأبعاد، ويبين الشكل 1–2، رسما تشريحيا ثلاثي الأبعاد لجمجمة بشرية يعود للفنان الإيطالي الشهير **"ليوناردو دافنشي"** عام **1489**. ولم يتم الحصول على هذا النوع من صور التشريح هذه عن طريق التصوير الطبي قبل عام **1895** عندما اكتشف رونتجن الأشعة السينية. وفي تقنيات التصوير الطبي المبكرة التي لا تزال مستخدمة حتى وقتنا هذا، يمكن أن يظهر واقع جسم الإنسان ثلاثي الأبعاد على شكل مساقط ثنائية الأبعاد أو بشكل مقاطع عرضية.



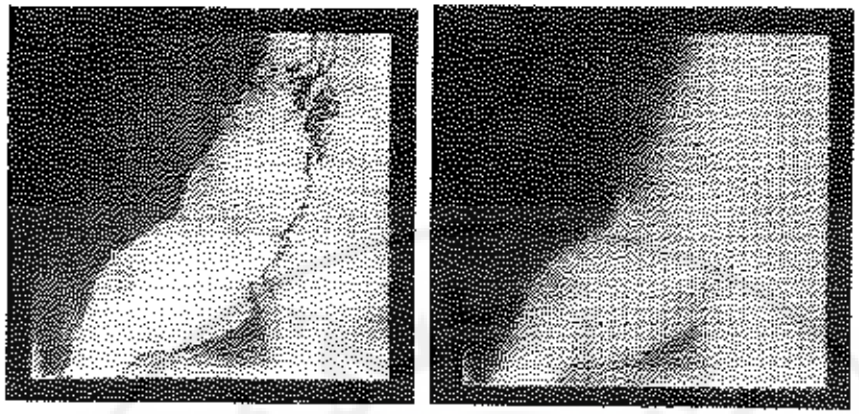
الشكل **1-1** رسم "النظام المختصر لجسم الإنسان" كما ورد في طبعة القرن السابع عشر لكتاب "القانون في الطب".

Damascus University



الشكل **1-2** رسم تشريحي ثلاثي الأبعاد لجمجمة بشرية يعود للفنان الإيطالي الشهير "ليوناردو دافنشي" عام **1489**.

وقد قدمت الهندسة الطبية وعلوم الحاسوب حديثا إمكانية إنتاج مشاهد طبيعية ثلاثية الأبعاد للجسم البشري باستخدام تقنيات التصوير الطبي الحديثة ومعالجة الصور الرقمية وتقنيات الرسم بالحاسوب مجتمعة. وتم في أواخر القرن الماضي تكريس العمل في بعض كليات علوم الحاسوب في الطب في اليابان وألمانيا وأمريكا وغيرها من الدول الغربية المتطورة بوتيرة عالية جدا لجعل هذه الإمكانية حقيقة واقعة، وأصبحت الآن مدمجة في جميع الأجهزة الطبية الحديثة ذات الصلة.وكانت معاينة هذه الصور التشريحية تتم بالعين البشرية وبمساعدة مجاهر لتكبيرها وهذا ما يدعى أحيانا المعالجة الضوئية، وهي معالجة تمثيلية ومحدودة تفتقر إلى المرونة. ومع تطور العناية الصحية وتزايد عدد الصور ظهرت الحاجة إلى أتمتة معالجتها. هذا من وجهة نظر الكم، أما من وجهة نظر النوعية، فقد ظهرت مشكلات متعددة تستدعي توافر تقنيات متطورة لمعالجة الصور، ومن هذه المشكلات تراكب النسج المتوضعة فوق بعضها مع صور العظام في صور الأشعة السينية، الشيء الذي كان يعيق رؤية تفاصيل النسج المختلفة بوضوح في تلك الصور. يبين الشكل 1-3 (أ) صورة للبطين الأيسر في القلب أخذت بالأشعة السينية، ويلاحظ أن حدود البطين لاتظهر فيها بوضوح وتحتاج للمعالجة من أجل إظهارها بوضوح كما في الشكل 1-3(ب). نتيجة لذلك، ظهرت الحاجة إلى تقنيات متطورة مرنة وموثوقة لتفي بأغراض المعالجة المعقدة، فنشأت المعالجة الرقمية للصور الطبية بما فيها تحسين الصور وتحليلها وتعرف محتوياتها (تشخيصها). وإن ما ساعد على التطور السريع لهذا النوع من المعالجة هو التطور المتسارع في صناعة الحواسيب الإلكترونية وأنظمة تشغيلها.



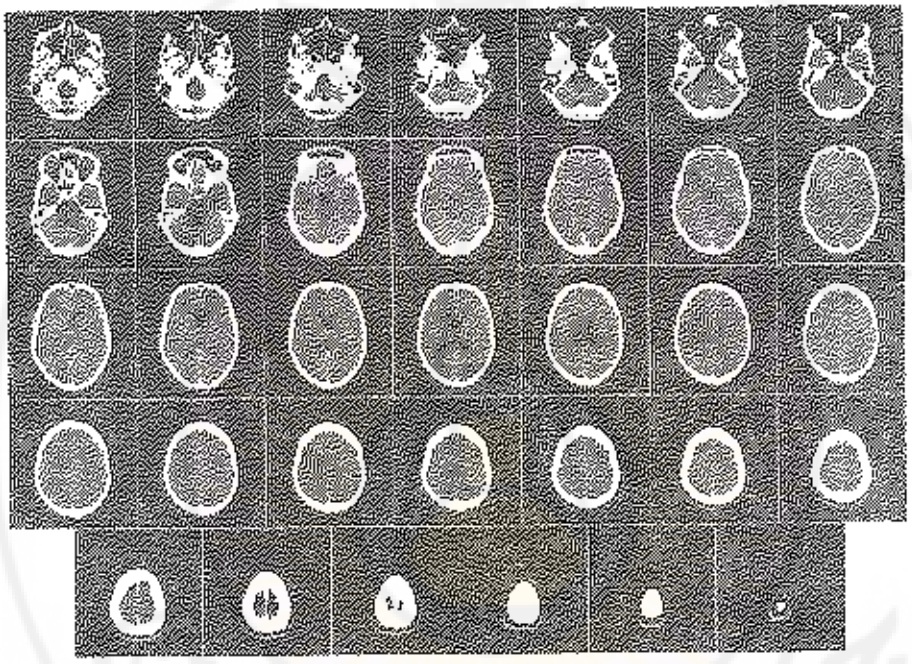
(ب) (آ)

الشكل 1–3 (آ) صورة بطين أيسر أخذت بالأشعة السينية ولا تظهر فيها حدوده بوضوح.
(ب) حدود البطين وقد ظهرت بوضوح بعد المعالجة.

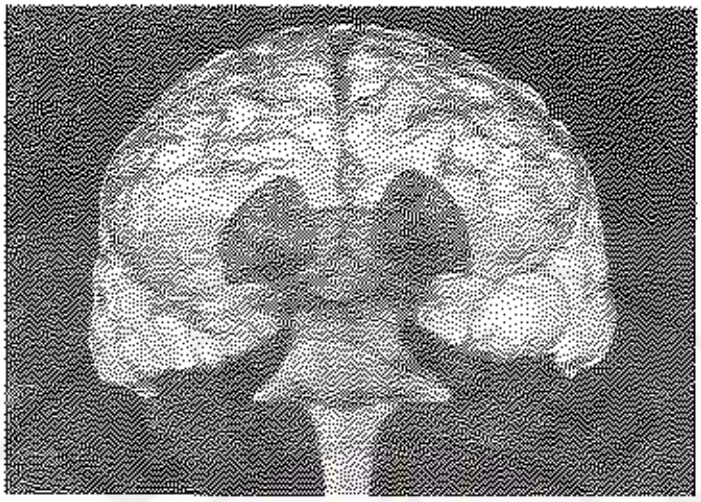
لقد بدأ العمل في معالجة الصور الطبية في الدول الغربية المتطورة وفي طليعتها الولايات المتحدة الأمريكية منذ الخمسينات. وقد شهد مطلع الستينات أولى الخطوات الناجحة في مجال تحليل كريات الدم البيضاء وتحليل الكروموزومات حيث بدأ البرنامج عام 1960 في المعهد الوطني للسرطان في جامعة بنسلفانيا الذي يقوم بتحليل الكروموزومات. وبدأ العمل في معالجة الصور الرقمية في مجال تصوير الثدي وتصوير الأوعية الدموية والصور الشعاعية للمصدر.

أما مطلع السبعينات فكان زمن قفزة نوعية في مجال التصوير المقطعي المحوسب وعلم الخلية، وقد حقق التصوير المقطعي في بريطانيا تطورا ملحوظا وبخاصة في مجال مسح الرأس والذي تطور ليشمل الجسم كله فيما بعد. وقد انتشرت هذه الأجهزة في الولايات

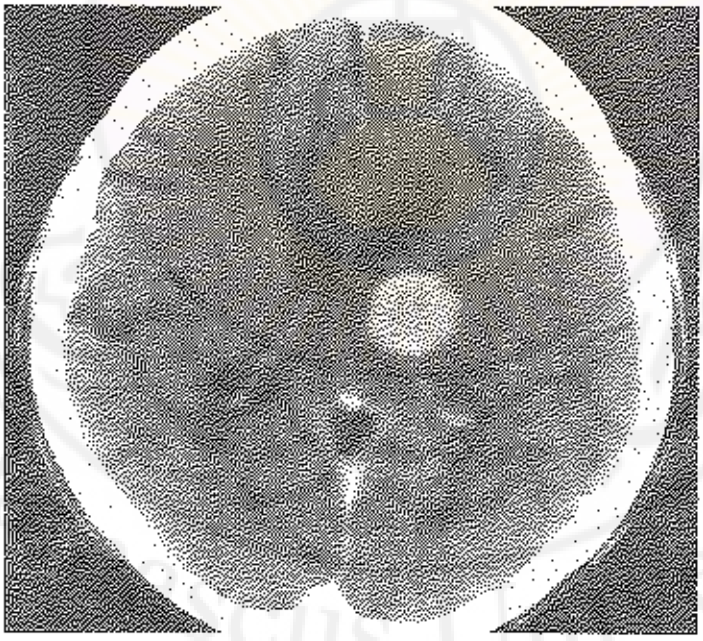
المتحدة لتصل نحو 1500 جهاز بحلول عام 1980 ووصل عدد الصور المعالجة إلى 10^{12} صورة. يبين الشكل 1-4 مجموعة من الصور المقطعية المحوسبة للدماغ بشري، ويبين الشكل 1-5 صورة ثلاثية الأبعاد لدماغ بشري أيضا أعيد بناؤه من صور مقطعية من هذا النوع، وفي الشكل 1-6 تظهر بقعة ورم في شريحة مقطعية من دماغ بشري.



الشكل 1-4 صور مقطعية محوسبة للدماغ بشري.



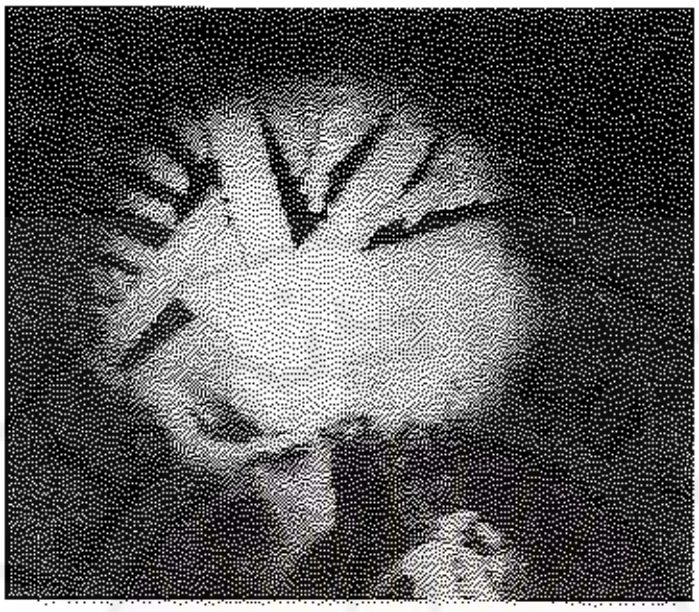
الشكل 1-5 صورة ثلاثية الأبعاد أعيد بناؤها من صور مقطعية.



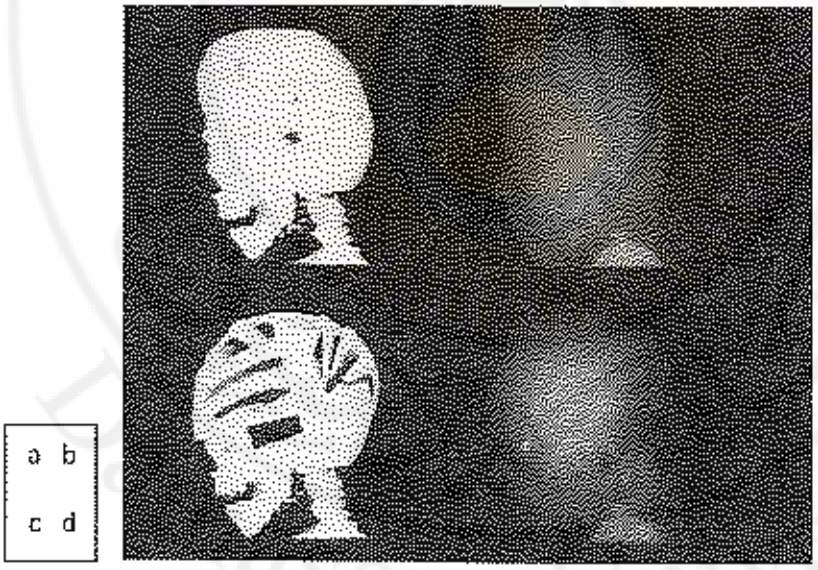
الشكل 1-6 شريحة دماغ تحتوي بقعة ورم.

إن النجاح الذي حققه التصوير المقطعي المحوسب أدى إلى نجاح متميز في مجال الأبحاث التي تتعلق بمعالجة الصور. وقد حقق العمل في مجال معالجة الصور الطبية نجاحا ملحوظا بشكل واسع في اليابان أيضا حيث شمل العمل الصور الشعاعية للرئة والقلب والمعدة والعظام. وقد أدى الانتشار الكبير لسرطان المري والمعدة في اليابان إلى زيادة الاهتمام وتعميقه بتصوير المعدة بخاصة، كما شمل الاهتمام مجال كشف شكل القلب، حيث كان القلب المفتوح مرضا شائعا. وتم استخدام المرشحات الرقمية لتحسين الصور واستخلاص المعلومات، وشمل جهودا كبيرة في معالجة الصور المجهرية التي تتضمن أهم تطبيق له وهو إحصاء كريات الدم البيضاء وعلم الكروموسومات والخلايا السرطانية. ثم تطورت المعالجة فاستخدمت تقنيات الذكاء الصنعي مثل التشخيص المبني على المعرفة والخوارزميات الأخرى المتطورة لكشف أنواع من الأمراض مثل ورم الدماغ وتغيُّر الرئة (تلف بدرجات مختلفة يصيب رئة العاملين في الصناعات المعدنية). كما استخدمت تقنيات الرسم بالحاسوب ومعالجة الصور ثلاثية الأبعاد لمحاكاة العمليات الجراحية كتلك التي تجري في الجراحة التجميلية وترميم مفاصل العظام. يبين الشكل 1-7 محاكاة لعملية توسيع جمجمة تمت في مشفى "سايتاما" في اليابان، ويبين الشكل 1-8 محاكاة لعملية تصحيح تشوه خلقي في جمجمة.

إن السرعة التي تمتاز بها الحواسيب الرقمية وسعة ذواكرها هي من أهم العوامل التي تسهم في إنجاح معالجة الصور الرقمية في مجال الطب الإحيائي بفضل المعالجات فائقة السرعة. ومع تطور التقانة في القرن الحالي امتد استخدام تقنيات معالجة الصور إلى الجراحة "الروبوتية" باستخدام الإنسان الآلي، وأكثر من ذلك، فمع تطور الاتصالات والانتشار الواسع للشبكة العنكبوتية (الإنترنيت) أصبح بالإمكان إجراء الجراحة عن بعد، من دولة



الشكل 1–7 محاكاة لعملية توسيع جمجمة.



الشكل 1–8 محاكاة لعملية تصحيح تشوه خلقي: **(a)** الجمجمة قبل العملية.**(b)** الوجه قبل العملية. **(c)** محاكاة عملية الجمجمة. **(d)** محاكاة الوجه بعد العملية.

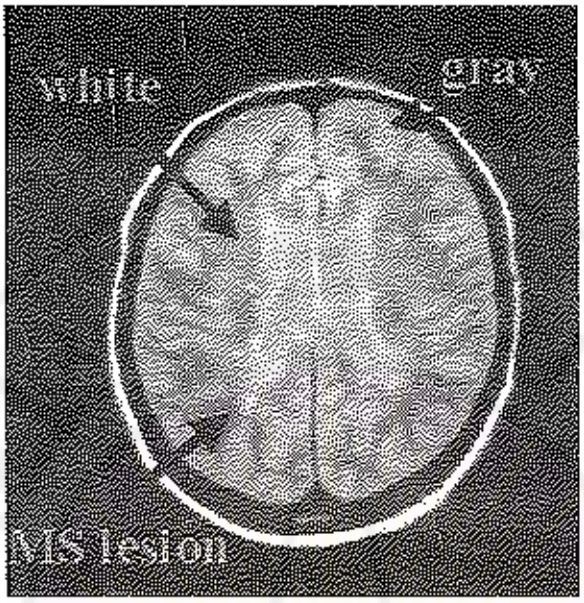
لأخرى. ولا نجانب الحقيقة كثيرا إن قلنا لم يعد يحد من التطبيقات التكنولوجية في هذا المجال إلا مدى مقدرتنا على التخيل! فقد أصبح بالإمكان أن يمسك الطبيب في دولة ما بقفاز مربوط إلى المريض في دولة أخرى عن طريق الإنترنيت بقفاز آخر حساس للضغط ليحس الطبيب برد فعل أنسجة المريض عندما يعاين "الثدي" على سبيل المثال.

1-2 الصور الطبية ودورها في الطب

1-2-1 تغيُّر دور الصور الطبية

منذ أواخر القرن الماضي، غيّر تطور تقانات التصوير الطريقة التي ينتج بها العلم حيث كانت الصور الطبية تستخدم في الماضي للتعليم وإظهار الاستنتاجات العلمية، بينما أصبح التصوير الطبي اليوم، بما في ذلك التقاط الصور ومعالجتها، أداة بحث وتشخيص سريري روتينية. ونظرا إلى كون دماغ الإنسان هو الجزء الأهم من جسمه فقد لقي الاهتمام الأكبر في مجال التصوير الطبي، ولذلك سنستخدم صوره لتوضيح المفاهيم الأساسية المعروضة في هذا القسم. فعلى سبيل المثال، تشمل البارامترات السريرية لصورة الدماغ كتلك المبينة في الشكل 1-9:

- القياسات الحجمية
- قياسات الشكل (المورفولوجية: الطول، العرض، المساحة التقوس، إلخ..)
- مدى الضرر الذي ألحقه المرض بالعضو (درجة الورم ، مثلا) و الأسباب المرضية
- وظيفة العضو المصور (سلامته الوظيفية)
- قياسات أخرى.



الشكل 1-9 صورة مقطعية لدماغ بشري تظهر فيها المادة الرمادية gray و المادة البيضاء white و بقعة المرض lesion.

1-2-2 التصوير الطبي

يستخدم التصوير الطبي للحصول على صورة عضو معين من الجسم لاستخدامها في التشخيص والمعالجة، ويهمنا بالدرجة الأولى في هذا المجال: (1) استحصال الصورة Image Acquisition، و (2) تحليلها Image Analysis.

1-2-2-1 استحصال الصورة الطبية

تنتج الصورة الطبية أساسا عن قياس للخصائص الفيزيائية لجسم الإنسان مثل: إشعاعه للطاقة أو عكسه لها أو امتصاصها. ويكون المشهد الذي يتم تصويره في هذه الحالة

جسم الإنسان بشكله ثلاثي الأبعاد مع احتمال وجود الحركة. أما الصورة الناتجة فإما أن تكون مسقطا كاملا ثنائي الأبعاد أو شرائح مقطعية ثنائية الأبعاد أوصورة ثلاثية الأبعاد، أو صورة ثلاثية الأبعاد مع تتابع زمني كصورة القلب النابض.

1-2-2-2 تحليل الصورة الطبية

تحليل الصورة الطبية هو بالتعريف استخلاص المعلومات منها باستخدام القياسات المورفولوجية أو الإظهار أو المراقبة أو حالتها الوظيفية أو التخطيط الموجه بالصورة للعمليات الجراحية والمعالجة بأنواعها.

1-3 التقنيات المستخدمة في دراسة وظائف الدماغ

التقنيات المستخدمة في دراسة وظائف الدماغ هي أساسا:

1 – التصوير بالرنين المغناطيسي مع أو بدون الوسيط المشع.

2 – التصوير بالإصدار البوزيتروني.

3 – التصوير الضوئي.

4 – التصوير المجهري.

5 – التصوير المقطعي المحوسب.

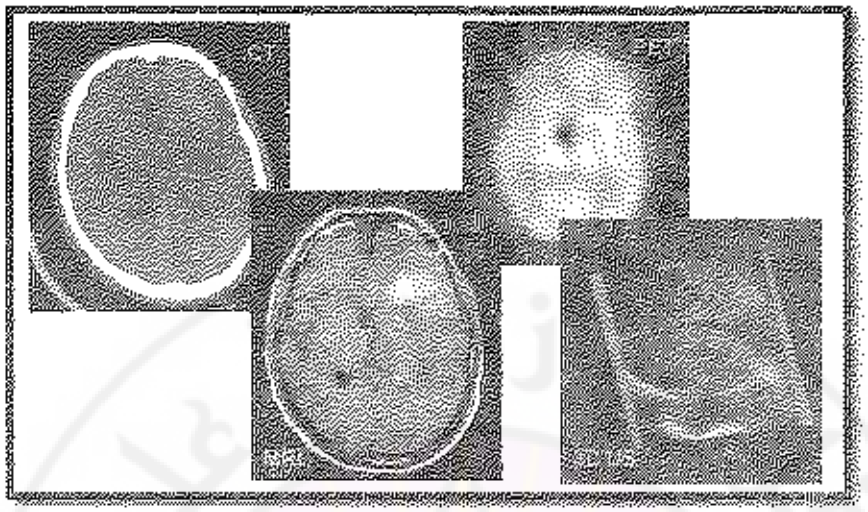
6 – التصوير بالأمواج فوق الصوتية ثلاثي الأبعاد 3-D U.

ولإعطاء فكرة عن طبيعة صور التقنيات المختلفة لتصوير الدماغ، يبين الشكل 1-10 صورة لكل من التصوير المقطعي المحوسب CT و الرنين المغناطيسي MRI والإصدار البوزيتروني PET والأمواج فوق الصوتية ثلاثي الأبعاد 3-D US.

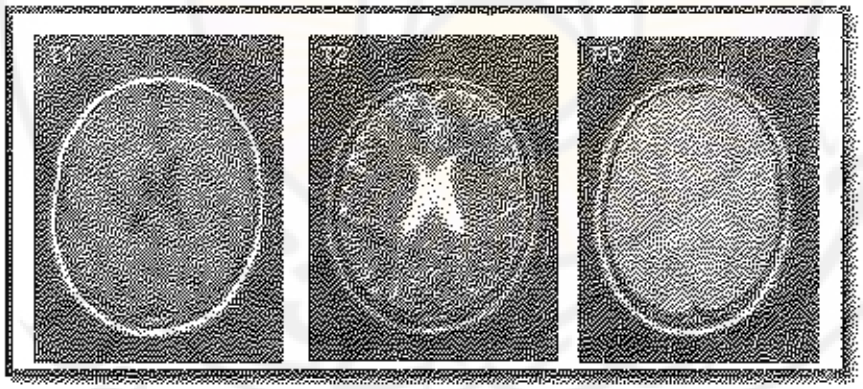
ويعد التصوير بالرنين المغناطيسي ملائما جدا للدراسة غير الجراحية لأمراض الدماغ ووظائفه وبنيته من حيث تكوينها الشكلي morphology. يبين الشكل 1-11 صورتين أخذتا في الزمنين T1 و T2 وصورة الفرق بينهما PD . وهذا النوع من الصور وعمليات معالجتها مفيدة جدا في تحليل الصور الطبية وتشخيصها.

1-4 المعطيات ثلاثية الأبعاد من أجل الإظهار التشخيصي والتشريحي

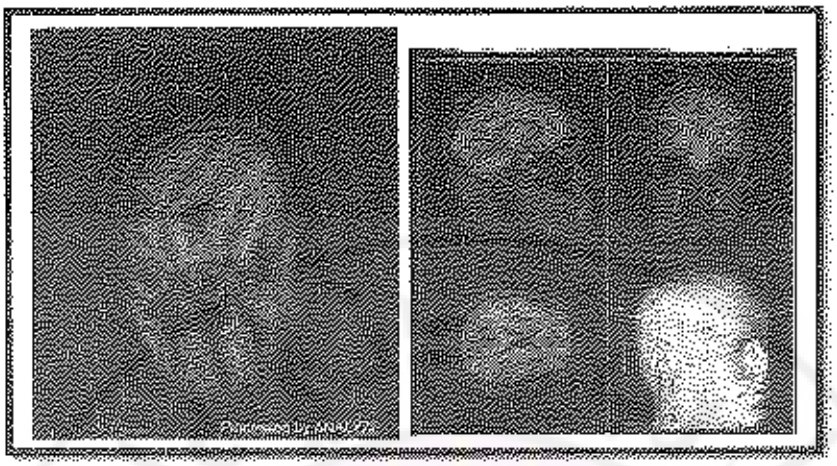
يبين الشكل 1-12 بعض الإمكانات التي تتيحها أنظمة التصوير الطبي حيث يمكن إظهار الصور بشكلها ثلاثي الأبعاد وتمكّن من إجراء مقاطع في مستويات مختلفة أفقيا وعموديا لاستخدامها في التخطيط للمعالجة والعمليات الجراحية والتشريح. كما تتيح الأنظمة المتخصصة أخذ مقاطع مائلة حسب رغبة الطبيب أو المستثمر.



الشكل 1-10 تصوير الدماغ المقطعي المحوسب CTوالبوزيتروني PETوبالرنين المغناطيسيMRI والتصوير ثلاثي الأبعاد بالأمواج فوق الصوتية 3-D.



الشكل 1-11 تصوير الدماغ بالرنين المغناطيسي في الزمنين T1 و T2 مع صورة الفرق PD.

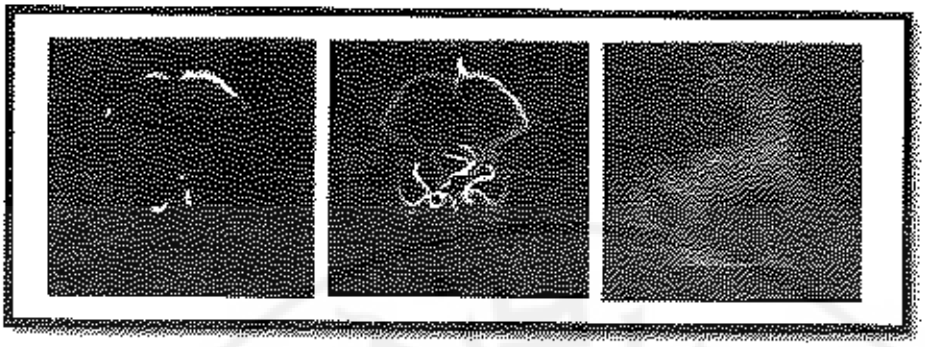


(آ) (ب)

الشكل 1-12(آ) إعادة تشكيل صورة الدماغ بمقاطع في مستويات مختلفة مع الإظهار ثلاثي الأبعاد. (ب) قطع مكعب معطيات الرأس عموديا وأفقيا ومن اتجاهات مختلفة.

1-5 الدراسة البنيوية والوظيفية

تؤمن تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي للأوعية الدموية إمكانية الدراسة البنيوية والوظيفية لها. يبين الشكل 1-13في الصورة اليسرى شريحة محورية وعائية يليها إلى اليمين في الصورة الوسطى صورة مسقط الشدة لعظمى Maximum Intensity Projection للصورة الوعائية ثلاثية الأبعاد و يليها إظهارٌ لمتجه الانسياب Flow Vector لصورة وعائية مأخوذة بالرنين المغناطيسي بطريقة تباين الطور.

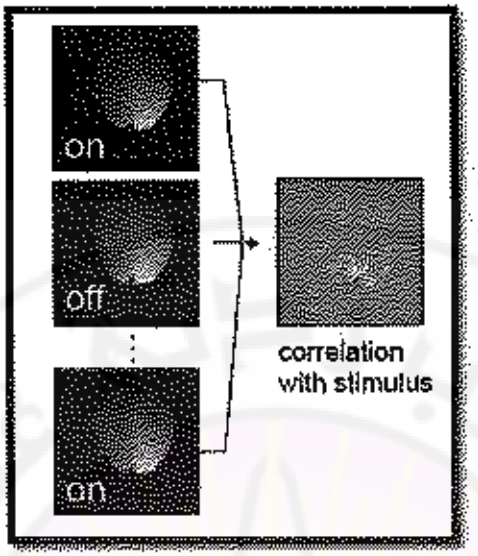


الشكل 1–13الصورة اليسرى: شريحة محورية وعائية. الصورة الوسطى: صورة مسقط الشدة لعظمى **Maximum Intensity Projection** للصورة الوعائية ثلاثية الأبعاد. الصورة اليمنى: متجه الانسياب **Flow Vector** لصورة وعائية مأخوذة بالرنين المغناطيسي بطريقة تباين الطور.

1–6 التصوير الوظيفي بالرنين المغناطيسي **Functional MRI (fMRI)**

يستخدم هذا النوع من التصوير في دراسة وظائف الدماغ بالاعتماد على مستوى أكسجة الدم والتباين بين الصور المأخوذة مع تطبيق المحفّز وبدونه:

Blood Oxygenation level-dependent contrast (BOLD) contrast كما هو موضح في الشكل 1–14 حيث يبين الجزء الأيسر ثلاث صور للدماغ الأولى مع محفّز يليها إلى الأسفل صورة بدون محفز ويليها إلى الأسفل صورة مع محفز. وتظهر صورة الترابط بين هذه الصور الثلاث مدى تأثر أجزاء الدماغ بالمحفز.

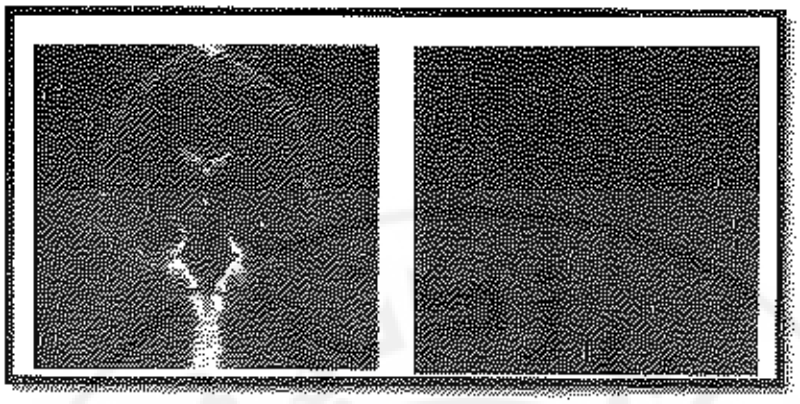


الشكل 1–14 الصورة اليسرى العليا: صورة دماغ مع محفِّز. الصورة اليسرى الوسطى: صورة الدماغ بدون محفِّز. الصورة اليسرى السفلى: صورة الدماغ مع محفِّز. الصورة اليمنى: صورة الترابط بين هذه الصور الثلاث.

1–7 الرنين المغناطيسي الموزَّن بالانتشار

Diffusion Waighted MR(DWMR)

يستخدم هذا النوع من التصوير بالرنين المغناطيسي الموزَّن حسب شدة الانتشار الموضعي وهو حساس للتغيرات البنيوية ما يساعد في دراستها. يبين الشكل 1–15 في (آ) صورة المطال لشريحة تاجية لدماغ ويبين في (ب)إظهارا للصورة نفسها بطريقة أخرى (قنفذية) للاتجاه الرئيس للانتشار حيث استبدل المطال باللون.



(ب) (آ)

الشكل 1–15 (آ) التصوير بالرنين المغناطيسي الموزّن بالانتشار.

1–8 ملخص لأنواع الصور الطبية وطبيعتها

نستطيع أن نستنتج من هذا العرض الموجز لأنواع الصور الطبية والتقنيات المستخدمة فيها وتطبيقاتها ما يلي:

1 – للصور الطبية أنواع مختلفة تبعا للتقنية المستخدمة في التصوير مثل صور الأشعة السينية X-rayالبسيطة و الصور المنتجة بطريقة المطرح الرقمي DS و الصور المقطعية المحوسبة CT و الصور الوعائية المقطعية المحوسبة CTA و صور الرنين المغناطيسي MRI وصور الرنين المغناطيسي الوظيفية fMRI و صور الرنين المغناطيسي الوعائية القلبية MRA والصورالموزّنة بالانتشار DWI و والصور المنتجة بتقنية الإصدار البوزيتروني PEI والصور المنتجة باستخدام الأمواج فوق الصوتية US، وأنواع أخرى. وكنتيجة، فإن التصوير الطبي يستخدم مبادئ فيزيائية متنوعة جدا تبعا لنوع الصورة المطلوبة والهدف الذي ستستعمل لأجله من حيث التشخيص والمعالجة والبحث.

2 – مجال تقنيات التصوير الطبي ما يزال مجال إبداع تقني نشط.

3 – التصوير الطبي أصبح في غالبيته رقميا إذ لا يوجد تصوير بدون حاسوب.

4 – أصبح التصوير ثلاثي الأبعاد معياريا إذ يوجد في مختلف أنواع أجهزة التصوير الطبي الحديثة.

5 – يستخدم التصوير التسلسلي ثنائي الأبعاد (2-D,t) والتصوير التسلسلي ثلاثي الأبعاد (3-D,t) في الدراسات الزمنية temporal studies ودراسات تحديد التغير مع الزمن .

6 – تستخدم تقنيات التصوير غير الجراحية Noninvasive في الدراسات البحثية.

و في النهاية، يمكن أن نقول ما يلي:

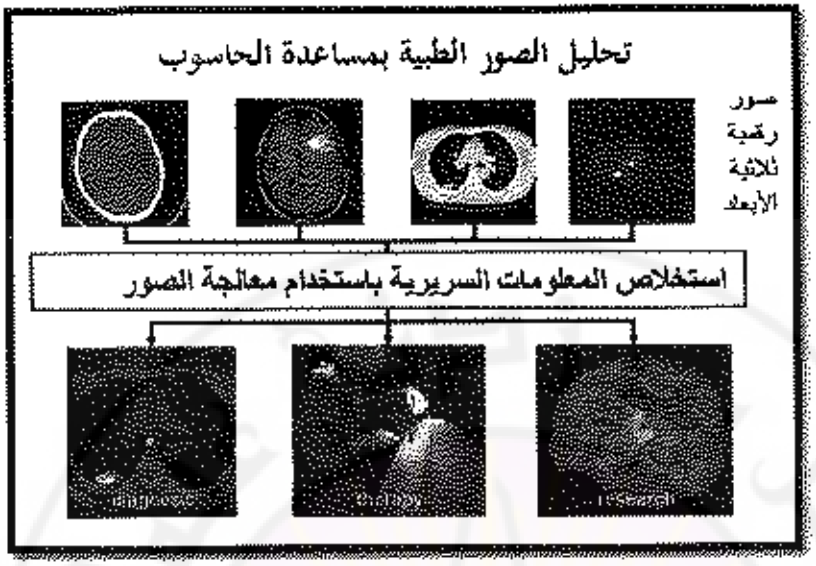
1 – نحن نقيس الآن (في الوقت الذي نعيشه) أكثر مما نستطيع أن نفهم.

2 – إن الإظهار البصري visualization، والحصول على الرسائل والدلالات المناسبة من الصور الطبية و ترجمة محتوى الصور الطبية إلى أرقام يحتاج إلى تحليل الصور Image Analysis.

1–9 تحليل الصور الطبية بمساعدة الحاسوب

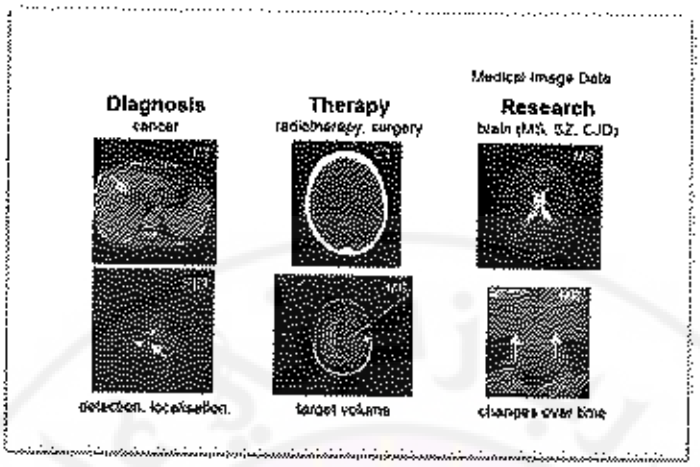
computer–assisted medical image analysis

يعتمد تحليل الصور الطبية بمختلف أنواعها على استخلاص المعلومات السريرية clinical منهاباستخدام تقنيات معالجة الصور. يبين الشكل 1–16 توضيحا لهذا المفهوم حيث يتوافر لدينا من نظم التصوير الطبية على اختلاف أنواعها صور طبية ثلاثية الأبعاد. تحلَّل هذه الصور عن طريق معالجتها باستخدام التقنيات المناسبة لاستخلاص المعلومات اللازمة في التشخيص diagnosis و المداواة therapy والبحث research.



الشكل 1-16 شكل توضيحي لاستخدام تحليل الصور الطبية في التشخيص **diagnosis** (الصورة السفلى اليسرى) والمداواة **therapy** (الصورة السفلى الوسطى) و البحث **research** (الصورة السفلى اليمنى).

ويبين الشكل 1-17 أمثلة لاستخدامات الصور الطبية في التشخيص والمعالجة والبحث حيث تبين هذه الصور بترتيب الراستر (**يسار-يمين-أعلى-أسفل**): استخدام الصور المقطعية المحوسبة في تشخيص السرطان، و المعالجة الشعاعية والجراحة، واستخدام صور المرنان في بحوث الدماغ، واستخدام صور الإصدار البوزيتروني في كشف البقع المرضية وتحديد موقعها وقياس أبعادها، واستخدام صور المرنان في التخطيط للمعالجة، وأخيرا استخدام صور المرنان في تحديد التغيرات مع الزمن لبقعة المرض نفسها والذي يتم بطبيعة الحال بالمقارنة بين صور أخذت بلحظات مختلفة ويستخدم الطرح الرقمي عادة لهذا الغرض.



الشكل 1–17 أمثلة لاستخدامات مختلف أنواع الصورالطبية في التشخيص والمعالجة والبحث العلمي كما تم شرحها في متن النص.

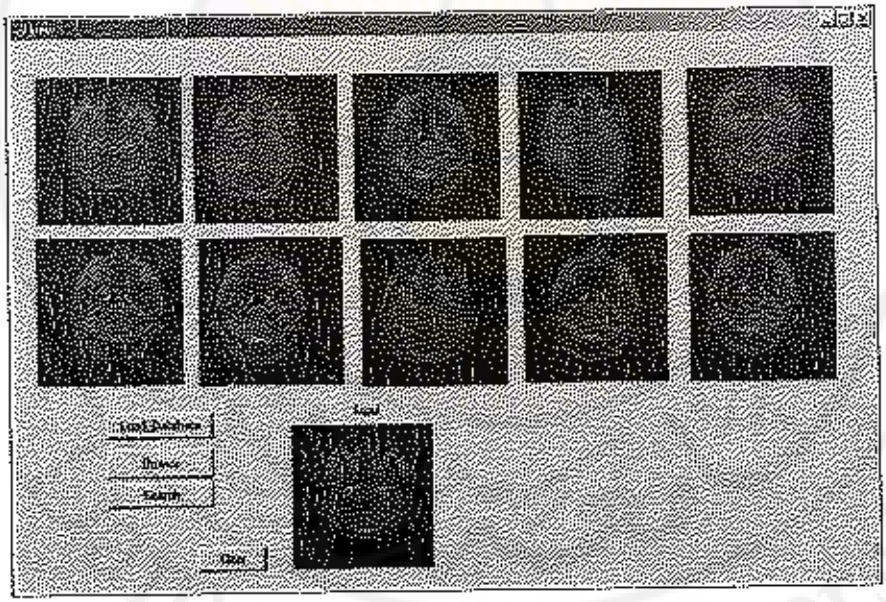
1–10 استرجاع الصور الطبية بناء على المحتوى التصويري
content-based medical image retrieval

يعد مجال استرجاع الصور من قاعدة بيانات صور طبية بناء على المحتوى التصويري لصورة معينة أحد التطبيقات الهامة لتقنيات معالجة الصور في المجال الطبي. وتكمن أهمية هذا التطبيق في كون عملية البحث عن الصور الموجودة في قاعدة بيانات من الصور الطبية والمشابه لحالة مرضية معينة في صورة قيد الدراسة بالمعاينة البصرية من قبل الطبيب أو الباحث أمرا غاية في الصعوبة إذا كانت قاعدة البيانات كبيرة (تحتوي آلاف أو عشرات الآلاف من الصور) بغرض التأكد من تشخيص معين أو إجراء بحث في مجال معين من الأمراض الممكن تشخيصها من الصور الطبية. يؤمن هذا التطبيق إمكانية البحث في قواعد بيانات تصويرية من هذا النوع آليا وبدقة معقولة وزمن معقول أيضا. وما زال البحث نشطا جدا في هذا المجال. يبين الشكل 1–18 نتيجة استرجاع مجموعة

من الصور تشبه في محتواها التصويري صورة دخل معينة اعتمادا على محتواها التصويري الطبي.

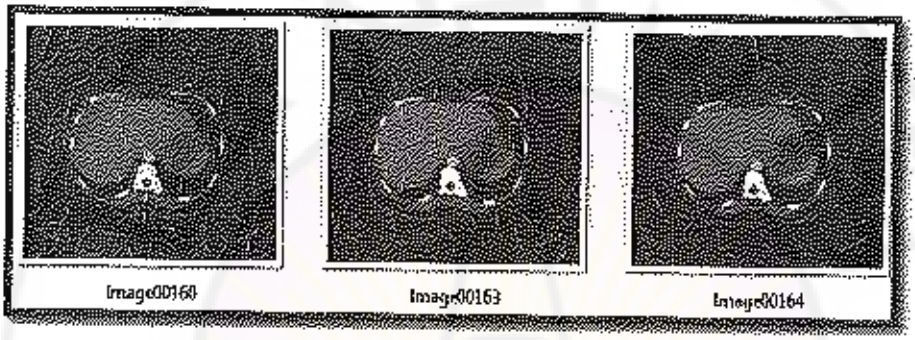
1-11 الانتقاء الآلي لأفضل شريحة مقطعية كبدية من أجل التشخيص

يصل عدد الشرائح المقطعية لصورة عضو معين كالكبد العشرات (أكثر من 60 شريحة) للأجهزة القديمة نسبيا، بينما يصل هذا العدد إلى المئات (800 أو أكثر) في الأجهزة الحديثة. ولتشخيص أمراض محددة كسرطان الكبد يجب أن تحتوي الشريحة صورة الكبد بأوضح شكل وأكبر حجم. وعلى الطبيب أن يبحث عن الشريحة الأفضل بين هذه الشرائح يدويا. وهذه العملية تستغرق وقتا لا يستهان به.



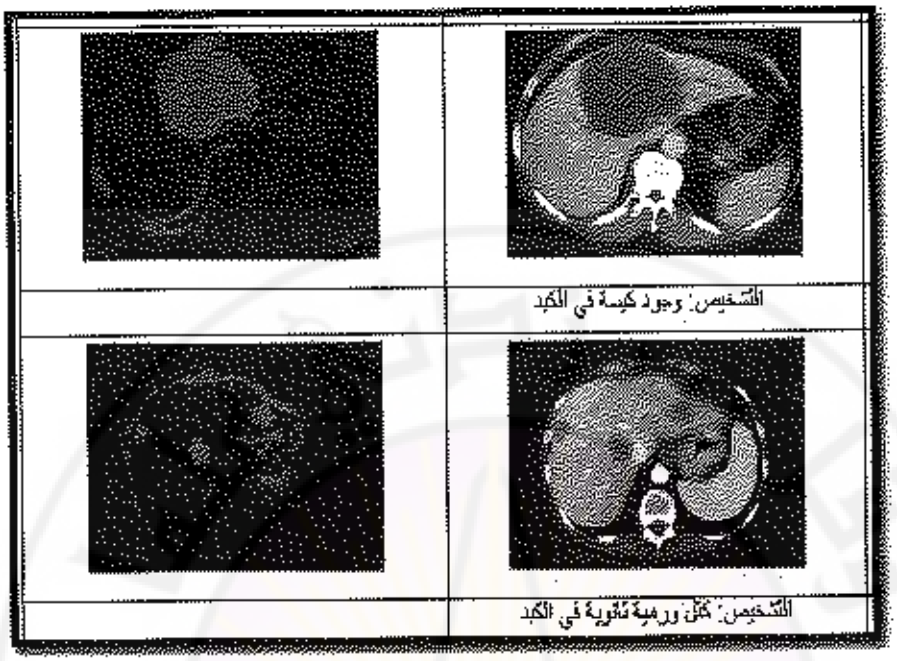
الشكل1-18 استرجاع صور طبية على أساس المحتوى التصوري من قاعدة بيانات لصور رنين مغناطيسي للدماغ باستخدام تحويل المويجة والمركبات الرئيسة.

تم إنجاز بحث في قسم الهندسة الطبية بجامعة دمشق بإشراف المؤلف في عام 2011 وهو الأول من نوعه على مستوى العالم كما بينت استقصاءاتنا، ويقوم النظام باختيار أفضل مجموعة من الشرائح يحددها الطبيب أو المستشر (واحدة أو ثلاثة أو خمسة، وهكذا) آليا. يبين الشكل 1-19 أفضل 3 شرائح اختارها النظام من أصل 863 شريحة. وقد توافق انتقاء النظام مع انتقاء الطبيب(**Soufi M. et. al, 2011**).



الشكل 1-19 أفضل ثلاث شرائح اختارها النظامممن أصل 863 شريحة.

وجدير بالذكر أن هذا النظام كان قد اعتمد على بحث ماجستير أجري في القسم بإشراف المؤلف أيضا ونوقش في عام 2011 في مجال استخلاص المناطق المريبة من صور الكبد المقطعية من أجل التشخيص الآلي، الذي نتج عنه ورقتا بحث قبلت إحداها للنشر في مؤتمر دولي برعاية IEEE، والأخرى نشرت في مجلة علمية محكمة (AlSammnan B. and Ammar M. 2011). يبين الشكل 1-20 نموذجا لاستجابة نظام بني على هذا البحث.



الشكل 1-20 كشف النظام المناطق المريبة لحالتين نموذجيتين:(1) كيسة في الكبد، و(2) ورم ثانوي. العمود اليساري يحتوي المناطق المريبة المكشوفة.

الفصل الثاني

الصور الرقمية والصور الطبية

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

ليست كل صورة طبية صورة رقمية، والعكس صحيح. إن إجراء أي معالجة فعالة على صورة طبية كالتحسين والتحليل والتعرف المحوسب، يتطلب أن تكون هذه الصورة رقمية. وقبل أن نعرض المفاهيم الأساسية العامة للصورة الرقمية التي سنبني على أساسها تقنيات المعالجة في الفصول اللاحقة، سنعرض في هذا الفصل مفهوم الصورة الرقمية والتقنيات المختلفة التي تنتج بها الصور الطبية ومجالات استخدامها. نبين بعد ذلك المراحل الأساسية لمعالجة الصور الرقمية ومكونات نظام معالجة الصور عام الأغراض.

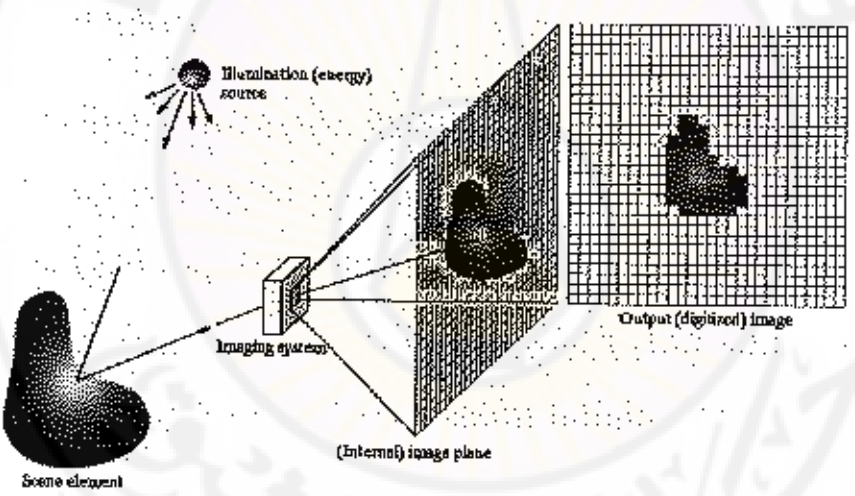
2-1 الصورة الرقمية

يمكن تعريف الصورة الضوئية المستمرة continuous image كدالة ثنائية الأبعاد $f(x,y)$، حيث إن x وy هما الإحداثيان الحيزيان، و مطال f عند أي زوج من الإحداثيات (x,y) يسمى الشدة intensity أو السوية الرماديةgray level عند تلك النقطة من الصورة. عندما تكون قيم إحداثيات الصورة f وشدتها جميعها كميات محددة متقطعة، نسمي الصورة "صورة رقمية" digital image. وهكذا فإن الصورة الرقمية تتكون من عدد محدد من العناصر كل منها له قيمته الخاصة به و مكانه المحدد في الصورة. تسمى هذه العناصر "عناصر صورة" image elements أو picture elements أو pixels. والتسمية الأخيرة pixels هي الأكثر شيوعا.

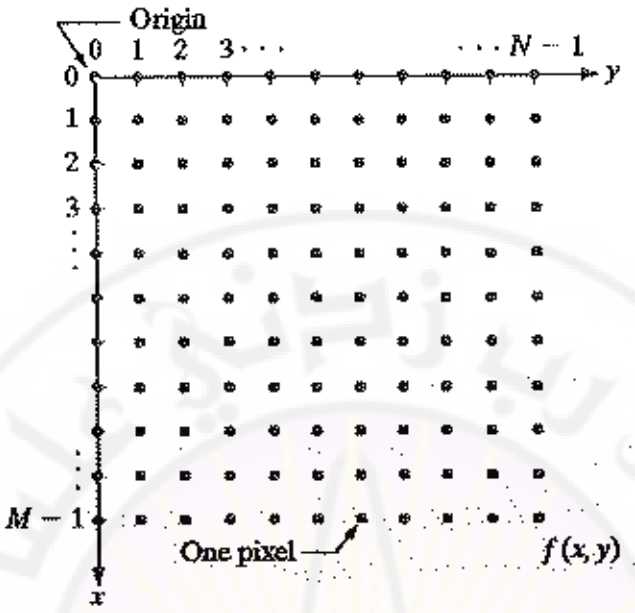
يعرض الشكل 2-1 توضيحا للمفاهيم السابقة بتوضيح آلية تحويل صورة مستمرة باستخدام نظام تصوير معين imaging system إلى صورة رقمية، حيث تتم

إضاءة الجسم المراد تصويره scene element من منبع ضوئي ilumination source لتتحول صورة الجسم إلى صورة داخلية internal image في نظام التصوير المعين الذي يعطي مخرجه صورة رقمية للجسم المراد تصويره digitized image.

ويبين الشكل 2-2 عناصر الصورة الرقمية الناتجة ممثلة في الإحداثيات الديكارتية وفق الاتجاه الشائع للمحاور في كتب معالجة الصور الرقمية.



الشكل **2-1** توضيح لمفاهيم الصورة الرقمية.



الشكل 2-2 عناصر الصورة الرقمية في الإحداثيات الديكارتية.

حيث أن:

M: هي عدد عناصر الصورة الرقمية في الاتجاه العمودي (ارتفاع الصورة hight).

N: هي عدد العناصر في الاتجاه الأفقي (عرض الصورة width).

(0،0): هما إحداثيا المبدأ origin.

f(x,y): هي الصورة الرقمية.

Pixel: هو عنصر الصورة.

وسنعرض هذه المفاهيم بتفصيل أكبر عندما نشرح رقمنة الصورة image digitization.

الرؤية vision هي أكثر أحاسيس الإنسان شمولا وتعقيدا، وهي تلعب الدور الأكثر أهمية في إدراك الإنسان لمحيطه. ولكن خلافا للإنسان الذي ينحصر إدراكه البصري في الجزء المرئي من طيف الأشعة الكهرطيسية، تغطي آلات التصوير طيف الأشعة الكهرطيسية بأكمله من أشعة "غاما" إلى الأمواج الراديوية. وتستطيع أن تعمل على صور تنتج بمصادر لم يعتد الإنسان أن يربطها بالصور مثل الأمواج فوق الصوتية ultrasound waves وصور المجهر الألكتروني electron microscopy و الصور المولدة باستخدام الحاسوب computer generated images. ولذلك، فالصور الرقمية تشمل أنواعا عدة ومجالات تطبيقاتها واسعة ومتنوعة.

2-2 معالجة الصور الطبية الرقمية

الصورة الطبية عموما هي صورة للجسم أو لأحد أعضائه أو لبعضها أنتجت لتستخدم من أجل التشخيص أو المعالجة أو لكليهما. الصور الطبية في هذه الأيام في معظمها صور رقمية تنتجها أنظمة التصوير الحديثة كالصور المقطعية المحوسبة computed tomography images (CTI)، وصور الرنين المغناطيسي magnetic resonance images (MRI)، والصور المأخوذة بالأمواج فوق الصوتية untrasound images (UI)، وصور أشعة غاما gamma ray images . ولا تزال بعض أنواع الصور الطبية غير الرقمية كصور الأشعة السينية المألوفة للصدر والعظام والأسنان، وصور المجاهر البصرية تستعمل في تطبيقات شائعة مع انخفاض أهميتها مقارنة مع صور الأنظمة الرقمية الحديثة. وهذه الصور غير الرقمية يمكن

تحويلها إلى صور رقمية باستخدام مواسح الصور scanners والكاميرات الرقمية digital cameras للاستفادة من مزايا وإمكانات تقنيات معالجة الصور الرقمية في التشخيص والمعالجة.

إن مجال معالجة الصور الرقمية يرمز إلى معالجة الصور الرقمية بوساطة الحاسوب إما لتحسينها من أجل التشخيص منظورا إليها من قبل المشخص وهو الطبيب، أو لتعرف محتواها الطبي وفهم الحالة المرضية الموجودة فيها عن طريق الحاسوب باستخدام تقنيات معالجة الصور الرقمية كتقنية فهم الصور أو تحليلها image analysis، أو تشخيص الحالة المرضية فيها computer image diagnosis (CID).

في الحقيقة، لا يوجد اتفاق عام بين الباحثين والمؤلفين في مجال معالجة الصور الرقمية بخصوص المكان أو الحد الذي يتوقف عنده مضمون مصطلح "معالجة الصور"، وذاك الذي تبدأ عنده مضامين المصطلحات الأخرى ذات الصلة مثل "تحليل الصورة image analysis"، و "الإبصار الحاسوبي computer vision". بمعنى أنه لا يوجد حد فاصل بين مضامين مصطلحات المجالين السابقين.

فعلى سبيل المثال، يقع موضوع "تحليل الصور image analysis " الذي يسمى أحيانا "فهم الصور image understanding" بين معالجة الصور والإبصار الحاسوبي. ولا يوجد حد فاصل بين استمرارية معالجة الصور من جهة والرؤية بوساطة الحاسوب من جهة أخرى. ولكن هناك أسلوب مفيد وهو اعتبار العمليات المحوسبة في المجال الذي يغطي معالجة الصور والإبصار الحاسوبي تضم ثلاثة أنواع: عمليات ذات سوية منخفضة low-level، و عمليات ذات سوية متوسطة mid-level، و أخرى ذات سوية عالية high-level. تشمل عمليات السوية المنخفضة العمليات الأولية كالمعالجة الأولية لتخفيض الضجيج وتحسين التباين وزيادة حدة تفاصيل الصورة.

وتتميز عمليات هذه السوية بأن دخلها وخرجها صور. وتشمل عمليات السوية المتوسطة مهام مثل تجزيء الصورة (تقسيمها إلى مناطق regions أو أجسام objects)، ووصف هذه الأجسام لتحويلها إلى شكل مناسب للمعالجة بالحاسوب، وتصنيف classification الأجسام الفردية أو التعرف recognition عليها. وتتميز عمليات السوية المتوسطة بكون دخلها صورة بينما يكون خرجها خصائص attributes مستخلصة من هذه الصور، (مثل الحواف edges و الكفافات contours والهوية الفردية للأجسام individual identity of objects). وأخيرا المعالجة ذات السوية العالية وتشمل التوصل إلى التصور العام للأجسام التي تم التعرف عليها كما في تحليل الصور أو فهمها، أو في نهاية المطاف إنجاز الوظائف الإدراكية التي ترافق عادة مع الرؤية.

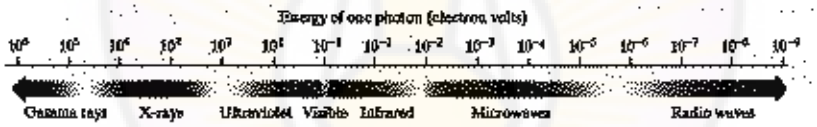
وبناء على ما سبق، فإننا نجد أن مكان تداخل معالجة الصور وتحليلها هو منطقة تعرف المناطق والأجسام الإفرادية في الصورة. ولذلك فإن مفهوم معالجة الصورة في سياق هذا الكتاب يشمل العمليات التي يكون كل من دخلها وخرجها صوراً، مضافا إليها العمليات التي تستخلص الخصائص من الصور بما في ذلك تمييز الأجسام الإفرادية.

2-3 أمثلة للمجالات التي تستخدم الصور الطبية الرقمية

إن إحدى أبسط الطرائق لتطوير تصور واضح لمجالات تطبيقات معالجة الصور الرقمية هي تصنيف الصور تبعا لمصدرها مثل (بصري visual ، أشعة سينية X-ray ، وهكذا..). إن مصدر الطاقة الرئيس المستخدم في الصور هذه الأيام هو طيف الطاقة الكهرطيسية. وتشمل أنواعا أخرى هامة من الطاقة المستخدمة في توليد صور أمواج الطاقة الصوتية acoustic وفوق الصوتية والألكترونية (على شكل حزم من الألكترونات المستخدمة في المجاهر الألكترونية). أما الصور التركيبية synthetic التي

تستخدم من أجل النمذجة modelling والإظهار visualization فتولد بوساطة الحاسوب.

إن أكثر الصور شيوعا هي تلك المبنية على إشعاعات من الطيف الكهرطيسي وبخاصة في مجال الأشعة السينية والمجال المرئي. يمكن تصور الأمواج الكهرطيسية كموجات جيبية تنتشر بأطوال مختلفة، أو كجزيئات عديمة الكتلة كل منها ينتشر بنمط موجي يتحرك بسرعة الضوء. كل جزيئة تملك قدرا معينا من الطاقة. هذا القدر المحدد من الطاقة يدعى "الفوتون" photon. إذا تم تجميع المجالات الطيفية تبعا للطاقة في الفوتون، ينتج لدينا الطيف المبين في الشكل 2-3 ممتدا من أشعة غاما (الأعلى طاقة) في الطرف الأول إلى الأمواج الراديوية (الأقل طاقة) في الطرف الآخر. وقد تم إظهار الطيف بشكل ظلال متدرجة لتأكيد حقيقة أن مجالات الطيف ليس بينها حدود فاصلة، بل يتم الانتقال بشكل تدريجي من مجال لآخر.

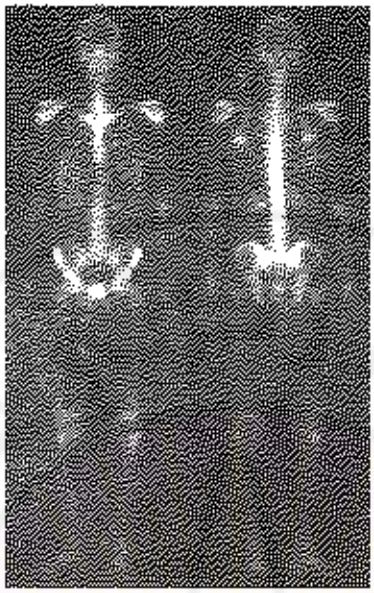


الشكل 2-3 الطيف الكهرطيسي.

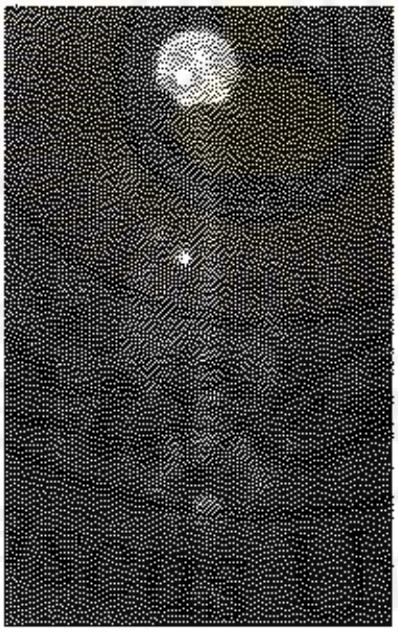
تشمل تطبيقات معالجة الصور الرقمية مختلف مناحي الحياة، ولكننا سنحصر اهتمامنا في هذا الكتاب في التطبيقات الطبية بما ينسجم مع الهدف الذي وضع لأجله، ولذلك سنقتصر في ذكر الأمثلة تبعا للأمواج المستخدمة في التصوير وفق تسلسلها في الشكل2-3 على التطبيقات الطبية.

2-3-1 التصوير بأشعة غاما

إن الأسلوب المتبع في التصوير بأشعة غاما في الطب النووي هو حقن المريض بنظير مشع يصدر أشعة غاما وهو يتلاشى. ثم تجمع الصور الناتجة عن الإشعاعات بوساطة كواشف أشعة غاما. يبين الشكل 2-4 صورة لمسح كامل لعظام جسم بشري تم الحصول عليها بالتصوير باستخدام أشعة غاما. يستخدم هذا النوع من الصور في تحديد مواضع أمراض العظام كالورم والالتهاب. ويبين الشكل 2-5 نمطا رئيسا آخر من التصوير النووي يعرف بالتصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني positron emission tomography (PET). المبدأ هو نفسه المستخدم في التصوير المقطعي باستخدام الأشعة السينية، ولكن بدلا من استخدام مصدر خارجي للأشعة السينية يعطى المريض نظيرا مشعا يصدر البوزيترونات وهو يتلاشى. عندما يلتقي بوزيترون مع ألكترون، يباد الاثنان ويصدر شعاعا غاما. يكشف هذان الشعاعان ويتم بناء صورة مقطعية باستخدام المبادئ الأساسية للتصوير المقطعي. الشكل 2-5 هو عينة واحدة من تتابع صور للهيكل العظمي باستخدام الإصدار البوزيتروني. يستخدم التتابع من هذا النوع لبناء صورة ثلاثية الأبعاد للمريض. وتبين هذه الصورة بوضوح ورما في الدماغ وآخر في الرئة يمكن تمييزهما ببساطة ككتل صغيرة بيضاء.



الشكل 2–4 صورة مسح كامل لعظام الجسم باستخدام أشعة غاما.

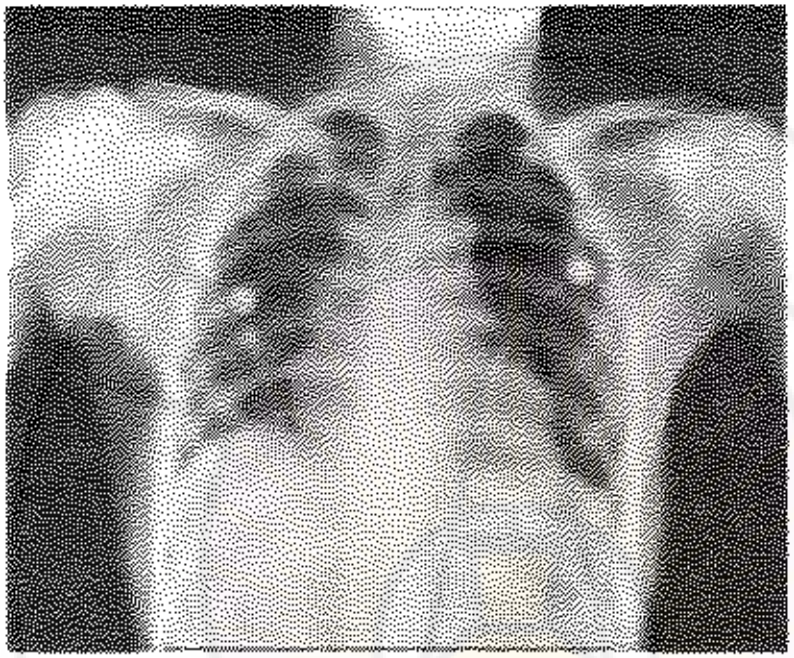


الشكل 2–5 تصوير بالأشعة البوزيترونية.

2-3-2 التصوير بالأشعة السينية

تعد الأشعة السينية من أقدم مصادر إشعاع الطاقة الكهرطيسية المستخدمة في التصوير. إن التشخيص الطبي أكثر مجالات استخدام الأشعة السينية شهرة، ولكنها تستخدم أيضا على نطاق واسع في مجالات أخرى مثل الصناعة والفلك. تولد الأشعة السينية المستخدمة في الصناعة والتشخيص الطبي بوساطة صمام الأشعة السينية X-ray tube، وهو صمام مفرغ من الهواء بمهبط ومصعد. يتم تسخين المهبط لينتج عن ذلك إطلاق ألكترونات حرة. تنجذب هذه الألكترونات إلى المصعد ذي الشحنة الموجبة بسرعة عالية. عندما تصطدم هذه الألكترونات بالنوى يتم تحرير طاقة على شكل إشعاعات أشعة سينية. يتم التحكم بطاقة الأشعة السينية (طاقة الاختراق) عن طريق جهد يطبق على المصعد، ويتم التحكم بكثافة الأشعة السينية عن طريق التحكم بالجهد المطبق على فتيل التسخين في المهبط الذي يحدد بدوره عدد الألكترونات المنطلقة إلى المصعد. يبين الشكل 2-6 الصورة الشهيرة للصدر وقد تم توليدها ببساطة بوضع المريض بين مصدر أشعة سينية وفيلم حساس لطاقتها. تتعدل طاقة الأشعة السينية نتيجة امتصاص جسم المريض لها أثناء اجتيازها له، والطاقة الساقطة على الفيلم تنتج الصورة بطريقة مشابهة جدا للطريقة التي تنتج بها الأشعة الضوئية فيلم التصوير العادي. في التصوير الشعاعي الرقمي، يتم الحصول على الصور الرقمية بإحدى طريقتين اثنتين: الأولى هي رقمنة أفلام الأشعة السينية، والثانية هي تمرير الأشعة التي تجتاز جسم المريض مباشرة على عناصر تحول الأشعة السينية إلى ضوء كالشاشة الفلوريسانتية. ويتم التقاط

الإشارة الضوئية بدورها بوساطة نظام رقمنة digitizing حساس للضوء. وسنعرض هذا الموضوع بالتفصيل في الفصل الثاني.



(أ)

الشكل 2–6 صورة بالأشعة السينية للصدر.

تصوير الأوعية الدموية هو مجال تطبيق رئيس آخر في مجال يسمى تحسين تباين التصوير بالأشعة. يستخدم هذا الإجراء للحصول على صور (تسمى "أنغيوغرامات") للأوعية الدموية. يدخل القثطار في الشريان أو الوريد في المنطقة الإربية ويتم توجيهه إلى المنطقة المطلوب دراستها. عندما يصل القثطار إلى المنطقة موضوع البحث، يتم حقن مادة تؤدي إلى تحسين تباين صورة الأشعة للأوعية الدموية وتمكّن مشخص صور الأشعة من رؤية أي عدم انتظام أو انسدادات في الصورة. يبين الشكل 2–7 صورة وعائية للشريان الأبهر.

وتستخدم تقنية المطرح الرقمي من أجل تحسين إضافي لتباين الأوعية الدموية قيد الدراسة.



الشكل 2-7 صورة وعائية للشريان الأبهر النازل.

ربما كان التصوير الطبقي المحوري المحوسب Computerized Axial Tomography(CAT) أكثر استخدامات الأشعة السينية شيوعا في مجال التصوير الطبي. ونظرا للدقة التي يتمتع بها الCAT والإمكانات ثلاثية الأبعاد التي يتيحها، فقد أدخل ثورة في الطب منذ وضعه في الاستخدام العملي في أوائل السبعينيات. إن كل

صورة CAT هي شريحة تؤخذ عمودية عبر المريض. وتولد شرائح عديدة عن طريق تحريك المريض في اتجاه طولي. ويشكل مجموع هذه الشرائح تمثيلا ثلاثي الأبعاد لداخل المريض بدقة طولية تتناسب مع عدد الشرائح المأخوذة. يبين الشكل 2-8 صورة شريحة طبقية محورية لرأس.

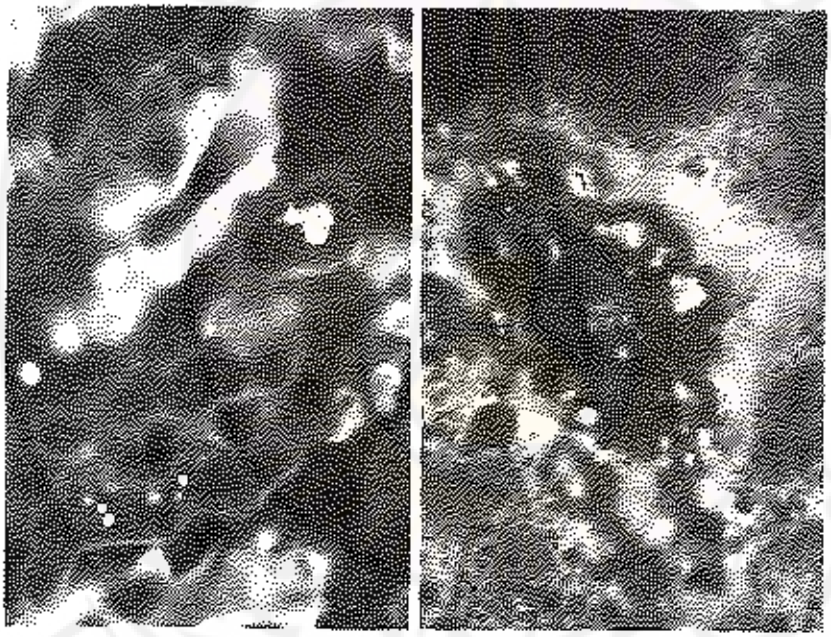


الشكل 2-8 صورة شريحة مقطعية محورية لرأس.

2-3-3 التصوير في مجال الأشعة فوق البنفسجية

إن تطبيقات صور الأشعة فوق البنفسجية متنوعة ويقع بعضها في مجال المجاهر والتصوير الحيوي.والأشعة البنفسجية بحد ذاتها غير مرئية ولكنها عندما تصطدم بمادة ذات خصائص ضيائية،تصدر ضوءاً. وفي المجاهر الضيائية عندما تسقط الأشعة فوق

البنفسجية على العينة المدروسة، تضيء على خلفية عاتمة نسبيا بحيث يمكن تمييز العينة المضيئة عن الخلفية العاتمة. وتعد المجاهر الضيائية أداة ممتازة لدراسة المواد التي يمكن جعلها تضيء إما بسبب طبيعتها الضيائية أو نتيجة لمعالجتها كيميائيا لتصبح ذات خصائص ضيائية يبين الشكل 2-9 (القسم الأيسر) صورة مجهر ضيائي لسطح حبة ذرة طبيعية، ويبين القسم الأيمن من الشكل نفسه الصورة نفسها لسطح حبة ذرة مصابة بمرض ضار بالحبوب. وتشخيص هذا المرض مهم لكون الذرة تشكل غذاءً أساسيا.

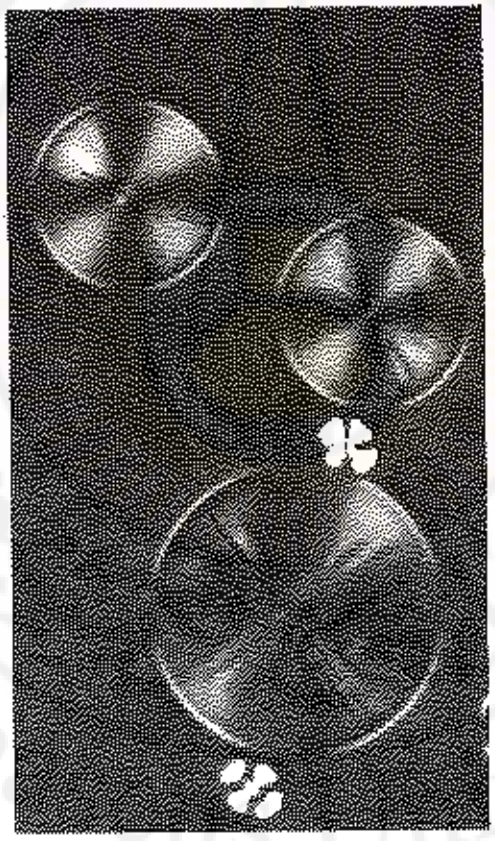


الشكل 2-9 صورة مجهر ضيائي لسطح حبة ذرة طبيعية (صورة يسرى)

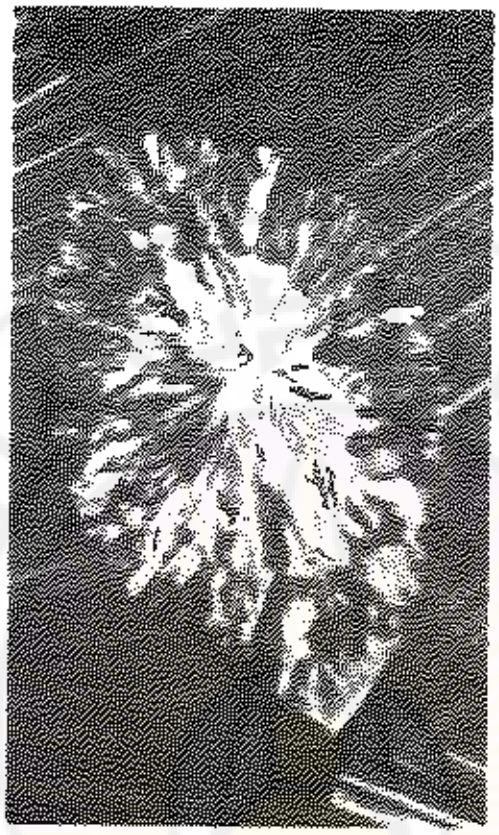
وحبة ذرة مصابة (صورة يمنى).

2-3-4 التصوير في المجال المرئي وفي مجال الأشعة تحت الحمراء

نظرا لأن المجال المرئي في طيف الأشعة الكهرطيسية هو الأكثر معرفة وتماسا مع أنشطتنا اليومية فإن تطبيقاته كثيرة جدا، ولأن مجال الأشعة تحت الحمراء يستعمل بالتوازي مع التصوير الضوئي، نورد مثالا للتصوير بالمجهر الضوئي الذي تتنوع تطبيقات صوره من التحسين إلى القياس. يبين الشكل 2-10 صورة مجهر ضوئي لوسيط مضاد للسرطان مع تكبير 240 مرة، و يبين الشكل 2-11 صورة لكوليسترول مع تكبير 40 مرة .

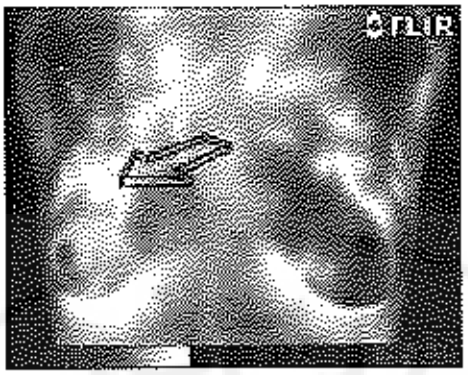


الشكل 2-10وسيط مضاد للسرطان مع تكبير 240 مرة.



الشكل 2-11 صورة لكولبسترول مع تكبير 40 مرة.

ويبين الشكل 2-12 مثالاً لاستخدام صور الأشعة تحت الحمراء في الكشف المبكر جدا لسرطان الثدي. الصورة المبينة في هذا الشكل أخذت بالأشعة تحت الحمراء لجسم امرأة حيث تظهر الأجزاء الأعلى حرارة أكثر احمرارا (ابيضاضا في الصورة الرمادية).



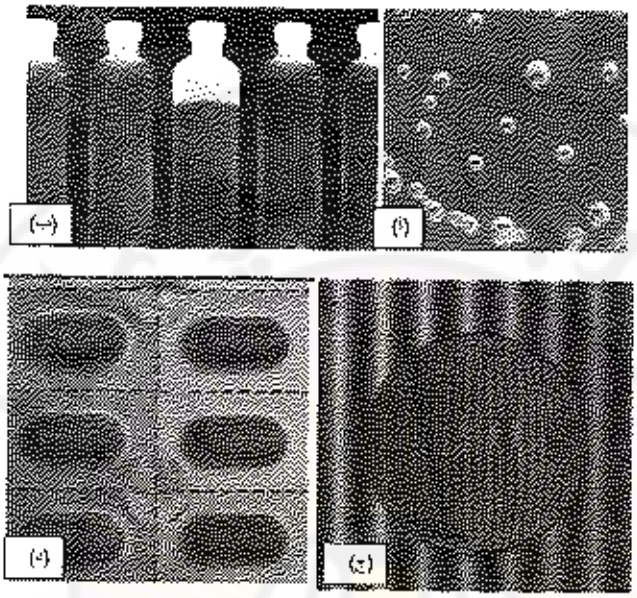
الشكل 2-12 صورة ثدي مأخوذة بالأشعة تحت الحمراء.

ومن تطبيقات معالجة الصور في المجال المرئي من الطيف الكهرطيسي التفتيش في الصناعة ومنها الصناعة الطبية كالكشف عن حجيرات حبات الدواء غير المملوءة و زجاجات الدواء الناقصة، والفقاعات في البلاستيك النقي، و العدسات الزجاجية التي تعوض العدسات الحية. يبين الشكل 2-13 نماذج من هذه الحالات.

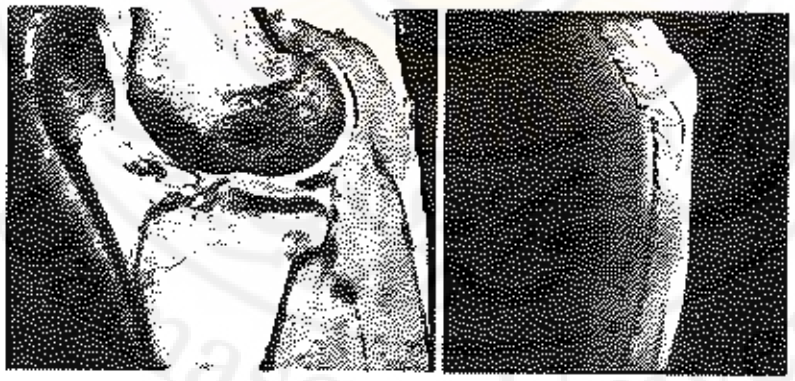
2-3-5 التصوير في مجال الأشعة الراديوية

تستخدم الأمواج الراديوية في الطب فيما يعرف بالتصوير بالرنين المغناطيسي (MRI). وفي هذا التطبيق يوضع المريض في حقل مغناطيسي قوي وتجتاز الأمواج الراديوية جسمه على شكل نبضات قصيرة. وينتج عن كل نبضة من هذه النبضات نبضة استجابة تصدر عن أنسجة المريض. ويحدد الحاسوب الموضع الذي صدرت عنه هذه النبضات وشدتها منتجا صورة ثنائية الأبعاد لمقطع في الجسم. وتستطيع تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي

إنتاج صور في أي مستوي. يبين الشكل 2-14 (آ) صورة بالرنين المغناطيسي لعمود فقري لإنسان، و الشكل 2-14 (ب) صورة لركبة.



الشكل 2-13 (آ) فقاعات في بلاستيك نقي، (ب) زجاجة دواء ناقصة، (ج) عدسات زجاجية، (د) حبات دواء.



الشكل 2-14 (آ) صورة مرنان لعمود فقري، و (ب) لركبة .

2-3-6 أنماط أخرى من التصوير

على الرغم من أن التصوير في المجال الكهرطيسي هو الأكثر شيوعا، توجد أنواع أخرى هامة من التصوير مثل التصوير بالأمواج فوق الصوتية ultrasound imaging، و التصوير بالمجاهر الألكترونية electron microscopy، و التصوير التركيبي synthetic imaging، أي الصور المولدة بوساطة الحاسوب computer generated imaging.

2-3-6-1 التصوير بالأمواج فوق الصوتية

إن أفضل التطبيقات المعروفة للتصوير بالأمواج فوق الصوتية تقع في المجال الطبي وبخاصة في مجال التوليد حيث يتم تصوير الأجنة لمراقبة سلامة تطور نموهم وتحديد جنسهم.وتولد الصور بالأمواج فوق الصوتية باتباع الإجراء الأساسي التالي:

1 – يقوم نظام التصوير بالأمواج فوق الصوتية المكون من حاسوب ومجس فوق صوتي مكون من مرسل ومستقبل وشاشة إظهار، بإرسال نبضات صوتية عالية التردد بين 1 هرتز و 5 ميغاهرتز إلى الجسم المراد تصويره.

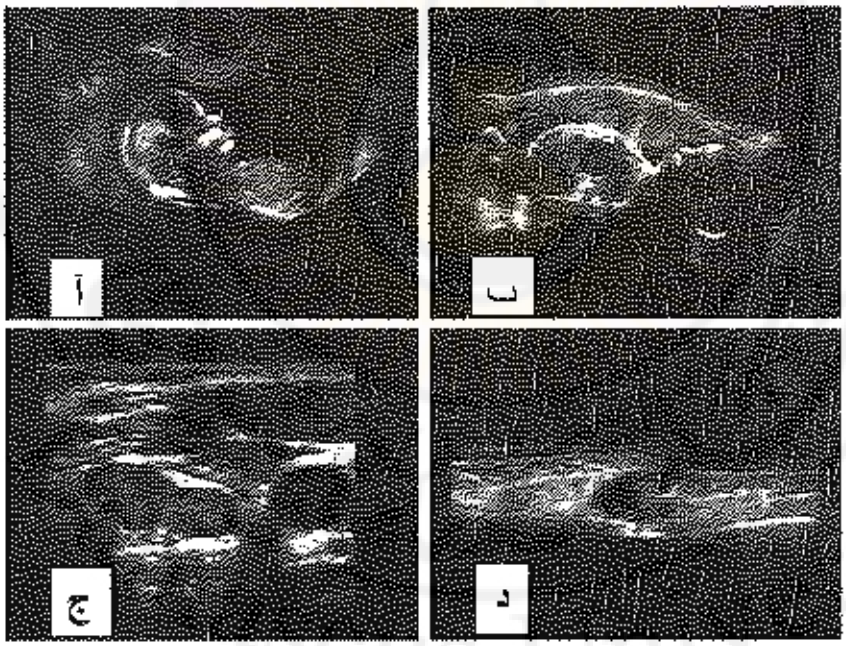
2 – تخترق الأمواج الصوتية الجسم وتصطدم بالحدود بين الأنسجة كالحدود بين السوائل والأنسجة وبين الأنسجة والعظام. تنعكس بعض الأمواج إلى المجس بينما تتابع أمواج أخرى طريقها إلى حدود أخرى لتنعكس عنها.

3 – تصل الأمواج المنعكسة إلى المجس وتسلم إلى الحاسوب.

4 – يقوم الحاسوب بحساب المسافة من المجس إلى حدود الأنسجة والأعضاء مستخدما سرعة الصوت في الأنسجة وهي 1540 متر/ثانية والزمن الذي يستغرقه كل صدى ليعود.

5 – يقوم النظام بإظهار مسافات وشدات الأصداء على الشاشة على شكل صورة ثنائية الأبعاد.

يتم في الأنظمة النموذجية إرسال واستقبال الملايين من النبضات والأصداء. و يمكن تحريك المجس على سطح الجسم وإمالته بزوايا مختلفة للحصول على صور مختلفة. يبين الشكل 2–15 أمثلة لصور طبية أخذت بالأمواج فوق الصوتية.



الشكل 2–15 (أ) صورة جنين. (ب) صورة أخرى للجنين نفسه.(ج) صورة لغضروف درقي.(د)صورة طبقات عضلة.

2-3-6-2 التصوير بالمجاهر الألكترونية

تعمل المجاهر الألكترونية بنفس الطريقة التي تعمل بها مثيلتها البصرية باستثناء أن الألكترونية تستخدم بدلا من الضوء حزمة ألكترونية مركزة على النموذج المراد تصويره. وتعمل المجاهر الألكترونية وفقا للخطوات الأساسية التالية:

1 – يتم توليد حزم من الألكترونات وتسرع باتجاه النموذج المراد تصويره باستخدام فرق جهد كهربائي موجب.

2 – يتم حصر الحزمة الألكترونية وتركيزها باستخدام فتحات معدنية وعدسات مغناطيسية على شكل حزمة دقيقة مركزة أحادية اللون monochromatic . ويتم تركيز الحزمة على النموذج باستخدام عدسات مغناطيسية. وتحصل تفاعلات ضمن النموذج المنار تؤثر في الحزمة الألكترونية. هذه التفاعلات والآثار تنقل وتكشف على شكل صورة بطريقة تشبه إلى حد كبير تلك التي ينعكس وتمتص فيها الضوء على الأجسام. وهذه هي الآلية العامة التي تعمل فيها المجاهر الألكترونية على اختلاف أنواعها وهي أساسا اثنان:

المجهر الإلكتروني النافذ

Transmission Electron Microscope(TEM)

وهو يعمل بشكل يشبه كثيرا جهاز الإسقاط باستثناء أن حزمة من الألكترونات تستخدم بدلا من حزمة الضوئية.

المجهر الإلكتروني الماسح

Scanning Electron Microscope(SEM)

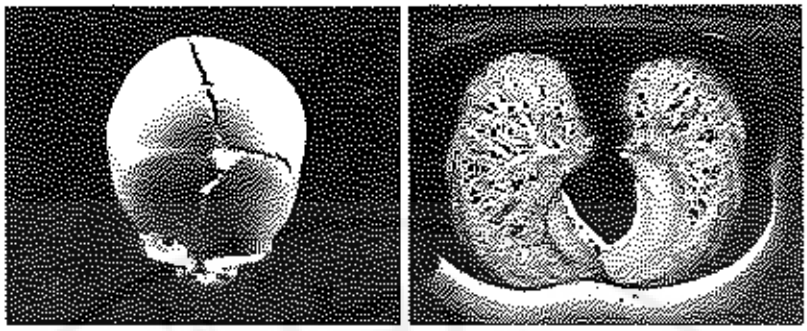
يمسح هذا المجهر الحزمة الألكترونية ويسجل التفاعل بين الحزمة والنموذج في كل موضع منتجا نقطة على الشاشة. وهو يعمل بطريقة تشبه طريقة (الراستر raster) المستخدمة في التلفزيون. هذا النوع من المجاهر مناسب للأجسام الكبيرة أما مجاهر الإرسال فهي تستخدم للنماذج الصغيرة الرقيقة.

وما تتميز به المجاهر الألكترونية أنها تستطيع التكبير من مرتبة عشرات آلاف المرات بينما المجاهر العادية تكبر من مرتبة الآلاف.

2-3-6-3 الصور المولدة بوساطة الحاسوب

Computer generated images

تولد هذه الصور عادة وفق تقنية تعرف بـ "الفراكتال fractal"، وهي تعتمد على توليد صور من تكرار نماذج أساسية وفق قانون أو نموذج رياضي. والنمط الآخر المعروف جيدا يقع في مجال النمذجة ثلاثية الأبعاد 3-D modelling . وهذا المجال يؤمن تقاطعا هاما بين الرسم بالحاسوب computer graphics ومعالجة الصور وأساسا للإظهار ثلاثي الأبعاد. ومن تطبيقات هذا النوع من الصور هو استخدامها في التدريب الطبي. يبين الشكل 2-16 صورتين تم توليدهما من نماذج ثلاثية الأبعاد لشكلهما الأساسي.

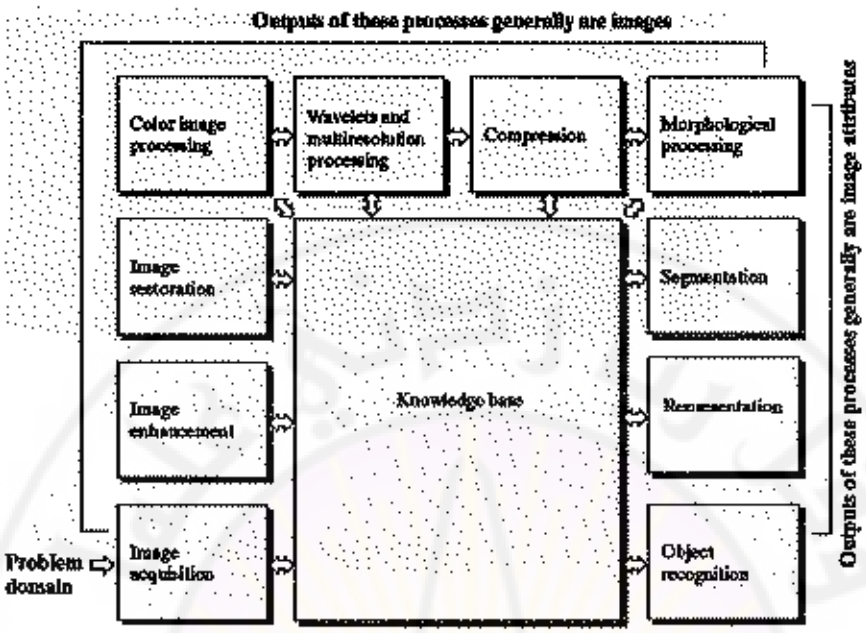


الشكل 2-16 صور تم توليدها من نماذج ثلاثية الأبعاد.

2-4 المراحل الأساسية لمعالجة الصورة الرقمية

يمكن تقسيم طرائق معالجة الصور الرقمية إلى صنفين أساسيين واسعين:

الصنف الأول: يكون دخله صورة وخرجه صورة أيضا، أما الصنف الثاني فيمكن أن يكون دخله صوراً ولكن خرجه خصائص attributes استخلصت من هذه الصور. وهذا التصنيف مبين في الشكل 2-17. ولا تطبق جميع العمليات المبينة في هذه المراحل على كل صورة تتم معالجتها، وإنما الغرض هنا هو وضع جميع الطرائق والمنهجيات الممكن استخدامها لمعالجة الصور من أجل موضوعات وأهداف مختلفة تبعا لمجال المسألة problem domain التي نتعامل معها. ونورد فيما يلي باختصار عمل كل مرحلة من هذه المراحل.



الشكل 2-17 التصنيف العام لمراحل وطرائق معالجة الصور الرقمية.

تحصيل الصورة image acquisition

وهو عملية تحويل الصورة من شكلها التمثيلي إلى الشكل الرقمي لتصبح قابلة للمعالجة بالحاسوب. ويمكن أن يكون التحصيل بسيطا بالشكل الذي عرض في بداية هذا الفصل، ويمكن أن يحتوي عمليات أخرى كالتقييس.

تحسين الصورة image enhancement

هو من أبسط مجالات معالجة الصور وأكثرها جاذبية. الفكرة الأساسية منه هي إظهار بعض التفاصيل غير الواضحة في الصورة أو تسليط الضوء على بعض خصائصها. و أوضح مثال على هذه التقنية هو عملية تحسين التباين إذ تصبح الصورة أكثر وضوحا بعدها. ويجب أن يبقى في ذهننا أن أداء عمليات التحسين يختلف بشكل كبير من نوع من الصور لآخر.

استرجاع الصورة Image restoration

يؤدي هذا المجال من المعالجة إلى تحسين الصورة أيضا ولكن باسترجاع الوضع الأصلي لصورة أفسدت بالضجيج أو غبشت أثناء التقاطها. والخلاف بين الاستعادة والتحسين هو أن الأول يبنى على نماذج رياضية واحتمالية في حين أن الثاني يعتمد على تقويم الشخص لدرجة تحسن مظهر الصورة بنتيجة المعالجة.

المعالجة اللونية للصورة color image processing

لقد اكتسب هذا المجال أهمية متزايدة نتيجة الاهتمام بنقل الصور عبر الإنترنيت. ويعنى هذا المجال باستخدام المفاهيم الأساسية في المعالجة اللونية إضافة إلى استخلاص الخصائص المعتمدة على الألوان.

المويجات والمعالجة متعددة الميز (دقة التمييز)

wavelets and multiresolution processing

المويجات هي الأساس للمعالجة متعددة الميز للصورة وتستخدم في ضغط الصورة والتمثيل الهرمي التي يتم فيها تقسيم الصور إلى صور أخرى فرعية أصغر بشكل تتابعي.

ضغط الصورة image compression

هذا المجال، وكما يوحي الاسم، يتناول التقنيات التي تعمل على تخفيض الحجم اللازم لتخزين الصورة والزمن اللازم لإرسالها وبخاصة عبر الإنترنيت. وعلى الرغم من أن التحسين في تقنيات تصنيع أوساط التخزين حققت تقدما هاما جدا في المدة الأخيرة، فإن تخفيض زمن الإرسال لم يتحسن بالنسبة نفسها.

المعالجة المورفولوجية morphological processing

تتعامل هذه المعالجة مع التقنيات التي تستخدم في استخلاص مكونات الصورة من أجل تمثيل الشكل ووصفه.

تجزيء الصورة image segmentation

تقوم خوارزميات التجزيء بتجزيء الصورة إلى الأجزاء والأجسام الأساسية المكونة لها. إن التجزيء التلقائي أحد أصعب المهمات في معالجة الصورة. وبقدر ما يكون التجزيء دقيقا وثابتا بقدر ما تكون نتائج تعرف مكونات الصورة صحيحة.

تمثيل الصورة ووصفها representation and description

يتبع التمثيل والوصف عادة عملية التجزيء التي تنتج معطيات الصورة الخام (الأولية) وهي العناصر التي تشكل حدود المنطقة region أو عناصر المنطقة جميعها. وفي الحالتين كلتيهما فإن تحويل المعلومات إلى شكل مناسب للمعالجة بالحاسوب أمر ضروري. وفي التمثيل يجب اتخاذ القرار فيما إذا كانت المنطقة يجب أن تمثل بحدودها أم بكامل محتواها، والوصف الذي يسمى عادة انتقاء الخصائص feature selection يتعامل مع استخلاص الخصائص بشكل كمي يمكن أن يميز بين صنفين أو أكثر من الأجسام.

تمييز (إدراك) الأجسام تعرفها object recognition

تعرف الجسم المعين في الصورة هو إعطاؤه علامة تحدد هويته (سيارة مثلا) بناءً على الواصفات الناتجة من المرحلة السابقة.

قاعدة المعرفة knowledge base

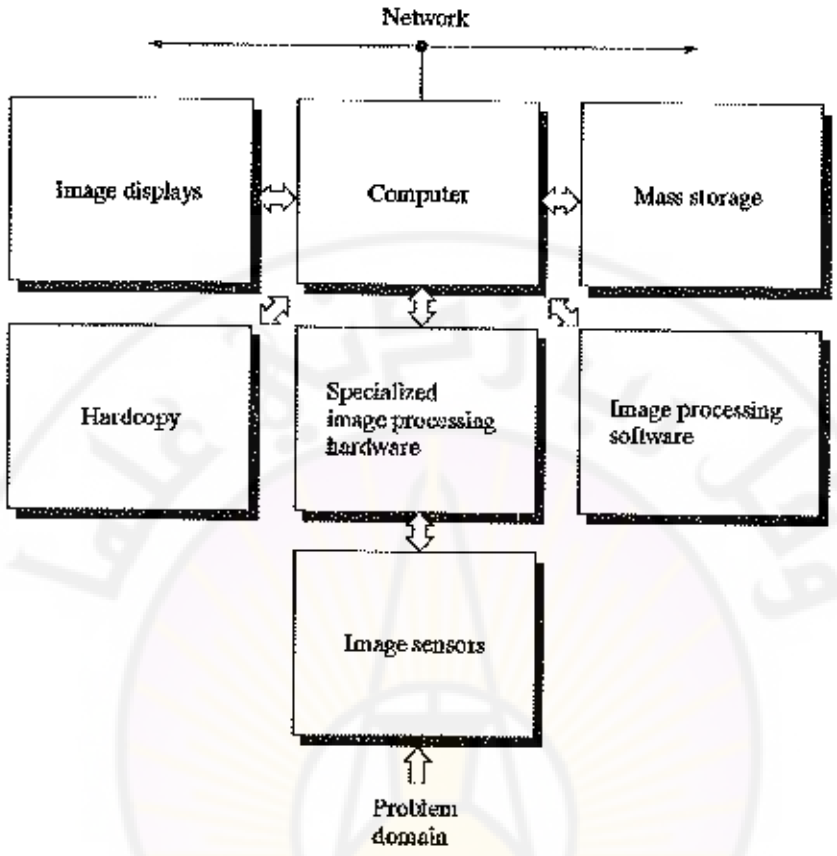
إن أية عملية معالجة من تلك التي ذكرت أعلاه تحتاج إلى معرفة بطبيعة الصورة المعالجة لتسهيل العملية أو لتقصير الزمن اللازم لإنجازها. وهذه المعرفة يمكن أن تكون بسيطة كمعرفة بطبيعة الأجسام الموجودة في الصورة وأماكن توضعها أو على شكل معلومات تفصيلية في قاعدة معرفة.

2-5 مكونات نظام معالجة الصور

تنوعت أنظمة معالجة الصور تبعا لتاريخ تصنيعها (في الثمانينيات أو التسعينيات أو الوقت الحاضر) وللغرض الذي صنعت من أجله فكانت على شكل أجهزة محيطية perephiral devices تربط مع حواسيب مخدمة عملاقة، ثم أصبحت على شكل لوحات (بطاقات) boards ترتبط كمكون ضمن الحاسب، وكانت الأنواع الأكثر شيوعا تلك التي تدخل كمكون ضمن الحاسوب الشخصي. وكان التعاون قائما بين الشركات التي تكتب برامج المعالجة وتلك التي تصنع العتاد hardware المكرس لمعالجة الصور على شكل لوحات أو على شكل أنظمة مستقلة. يبين الشكل 2-18 المكونات الأساسية لنظام معالجة صور عام الأغراض نموذجي.

حساسات (محاسيس) الصورة image sensors

فيما يتعلق بتحسس الصورة image sensing يتطلب الأمر عنصرين الأول هو الحساس sensor الذي يحول الصورة إلى إشارة كهربائية والثاني هو المرقمن digitizer الذي يحول الإشارة الكهربائية إلى صورة رقمية. ومثال ذلك هو الكاميرا كحساس وبطاقة الربط مع الحاسب (المرقمن) الخاصة بها.



الشكل 2–18 مكونات نظام معالجة الصور.

العتاد المتخصص في معالجة الصورة

specialized image processing hardware

وهو المرقمن الذي ذكرناه في الفقرة السابقة، ويتميز بقدرته على إجراء عمليات حسابية ومنطقية على الصور فور تحصيلها (على التوازي مع التحصيل) كعملية توسيط الصورة لتخفيض الضجيج في صور الفيديو بمعدل 30 إطار في الثانية.

الحاسوب computer

يمكن أن يكون بسيطا كالحاسوب الشخصي personal computer، أو متطورا جداً كالحاسوب الفائق super computer.

برمجيات معالجة الصورة image processing software

وهي برمجيات متخصصة في عمليات معالجة الصور على شكل موديولات modules متخصصة بعمليات معالجة معينة. ويمكن لأنواع من البرمجيات أن تتيح الدخول إلى النسخة المصدرية للبرنامج وتعديلها، ويمكن أن تتيح بعض التسهيلات البرمجية ربط عدة موديولات مع بعضها من ضمن لغة برمجية واحدة.

التخزين الثانوي mass storage

يتميز هذا النوع من التخزين بسعته العالية جدا واستخدامه القليل وبطء الوصول إليه مقارنة مع أوساط التخزين الأخرى. تحتاج صورة أبعادها 1024 X 1024 وشدة إضاءتها مرمزة في 8 بت (1 بايت)، وهو حجم عادي الآن، إلى واحد ميغا بايت لتخزينها. فإذا كان لدينا آلاف أو ملايين الصور التي تحتاج إلى تخزين، لشكّل ذلك تحديا حقيقيا. وتصنف أوساط التخزين الرقمي في ثلاثة أصناف: (1) التخزين لفترات قصيرة للاستعمال أثناء المعالجة short term storage و (2) تخزين في الزمن الحقيقي on-line من أجل الاستدعاء السريع نسبيا و (3) التخزين من أجل الأرشفة ويتميز بالاستدعاء القليل. ويقاس التخزين بالبايت (8 بت byte)، و الكيلو بايت

(ألف بايت Kbytes)، و الميغا بايت (مليون بايت Mbytes)، و الغيغا بايت (مليار بايت Gbytes)، و التيرا بايت (تريليون بايت Tbytes). يتم الصنف الأول في ذاكرة الحاسوب أو في قوائص الإطار frame buffers التي تخزن صورة أو أكثر، ويتم الوصول إلى محتوياتها بمعدل الإطار أي 30 إطارا في الثانية من أجل صور الفيديو. أما الصنف الثاني فيتم في أقراص مغناطيسية أو ضوئية، وتتميز بالعنونة المتكررة (الاستعمال المتكرر). النوع الثالث يتميز بالحجم الكبير جدا والاستعمال القليل، وهو على شكل أشرطة مغناطيسية أو أقراص ضوئية على شكل (جوكبوكس Jouke box) الذي تبلغ سعة تخزينه من مرتبة التيرا بايت.

إظهار الصور image displays

ويتم عادة على شاشات الإظهار التلفزيونية المعروفة بأشكالها العادية والمسطحة وتساق عادة ببطاقات رسومية graphic cards .

تخزين النسخ الصلبة hardcopy

يتم تخزين النسخ الصلبة من الصور على الأفلام وهي تؤمن الدقة الأعلى، وعن طريق الطابعات الليزرية والنافثة للحبر وعلى الأقراص الضوئية.

التشبيك networking

يحتوي كل حاسوب عادي هذه الأيام على إمكانية التشبيك مع حواسيب أو شبكات اخرى. ونظرا للحجم الضخم المرتبط بتطبيقات معالجة الصور فإن عرض مجال النقل أمر أساسي. وهذا المجال يتحسن باستمرار وبخاصة مع استخدام الألياف الضوئية وتقنيات النطاق العريض الأخرى في الاتصالات.

الفصل الثالث

تحصيل الصورة الرقمية

ومفاهيمها الأساسية

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

مقدمة

عرضنا في بداية الفصل الثاني ماهية الصورة الرقمية بإيجاز مدخلا لعرض أنواع الصور الطبية الرقمية من منظور تقنية التصوير المتبعة. ولكن الانتقال إلى شرح عمليات المعالجة التي يمكن تطبيقها على الصورة لتحقيق نتائج محددة يتطلب عرضا أكثر تفصيلا للصورة الرقمية وتمثيلها ومفاهيمها وخصائصها، وهذا ما سنتناوله في هذا الفصل.

3-1 العين وإدراك الصورة

تتم معاينة الصورة الطبية من قبل المتخصص أو الطبيب من أجل التشخيص والمعالجة بوساطة العين البشرية، ولذلك من الضروري إلقاء الضوء على خصائص العين وعلاقتها بإدراك محتويات الصورة سواء أكانت ملونة أم عادية monochrome. يبين الشكل 3-1 مقطعا عرضيا أفقيا مبسطا للعين البشرية، وأكثر ما يهمنا فيه هنا هو الشبكية retina والحفيرة fovea.

تقوم آلية الإبصار في العين بتركيز صورة المنظر الذي يتم التحديق فيه على الحفيرة وهي بقعة صغيرة مساحتها بضعة ميليمترات مربعة تحتوي نحو 6-7 مليون مخروط يتحسس شدات الإضاءة العالية والألوان ويرتبط كل مخروط من هذه المخاريط بعصب منفصل إلى مركز الرؤية في الدماغ. أما باقي النظر فيسقط على الشبكية retina وهي غلاف التجويف الداخلي للعين ويحتوي على نحو 75-150 مليون عصية rods تتحسس شدات الإضاءة المنخفضة، وترتبط كل مجموعة من العصيات بعصب واحد بمركز الرؤية في الدماغ. ونظرا لعدد حساسات الضوء من العصيات والمخاريط وطريقة ارتباطها بالدماغ فإن العين تدرك تفاصيل كثيرة للصور الملونة ولكن تحتاج إلى شدة إضاءة عالية مقارنة بتلك اللازمة للصور العادية التي يتم تحسسها بالعصيات ذات الحساسية العالية

ولكن بدقة تفاصيل أقل كون كل مجموعة من الأعصاب ترتبط بعصب واحد إلى الدماغ. ولذلك يقال إن العصيات تتخصص بالرؤية الليلية والمخاريط تتخصص بالرؤية النهارية. وكمثال عملي على ذلك، لو نظر أحدنا إلى الطبيعة (الملونة طبعا) في ضوء القمر لوجد تفاصيلها قليلة نسبيا وقد اختفت الألوان فيها والسبب هو أن المخاريط لا تعمل في شدة الإنارة المنخفضة كضوء القمر. وبنتيجة الدراسات على الرؤية بالعين تبين أن:

1 – العين لا تميز أكثر من نحو ثلاثين سوية رمادية (درجة شدة إضاءة) في منطقة واحدة، بينما تميز آلاف الألوان في المنطقة نفسها.

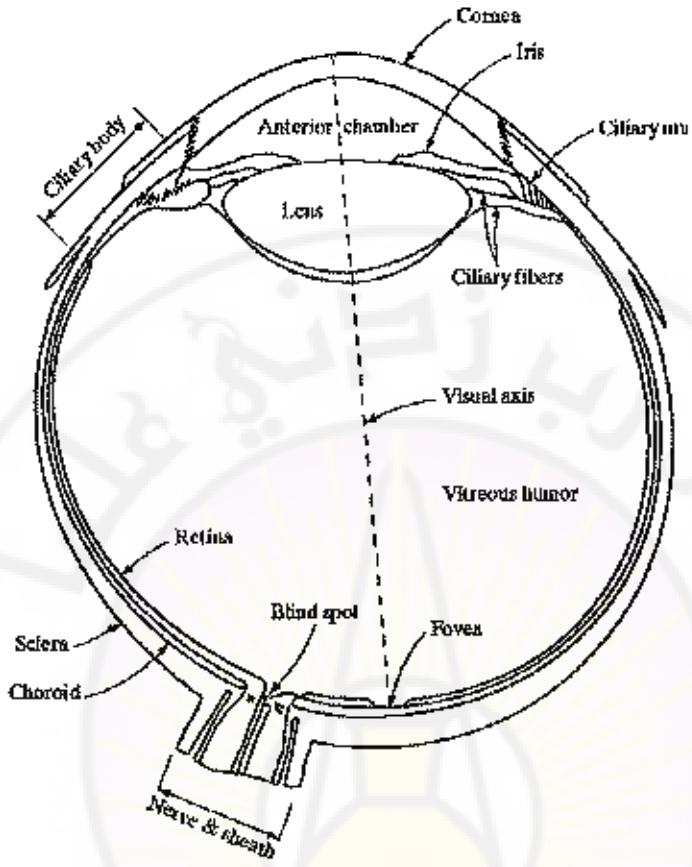
2 – للعين مقدرة على التكيف مع مجال واسع لشدات الإضاءة من مرتبة 10^{10} في حين أن مقدرة الأنظمة الألكترونية محدودة جدا في هذا المجال.

3 – العين تكامل المنظر بمعنى أنها تعمل عمل مرشح تردد منخفض لإشارة المنظر مما يخفض إلى حد ما أثر الضجيج فيه على الرؤية.

هذه الحقائق التي أوردناها أعلاه سنأخذها بالاعتبار عندما نتناول تقنيات معالجة الصورة.

3-2 الضوء والطيف الكهرطيسي

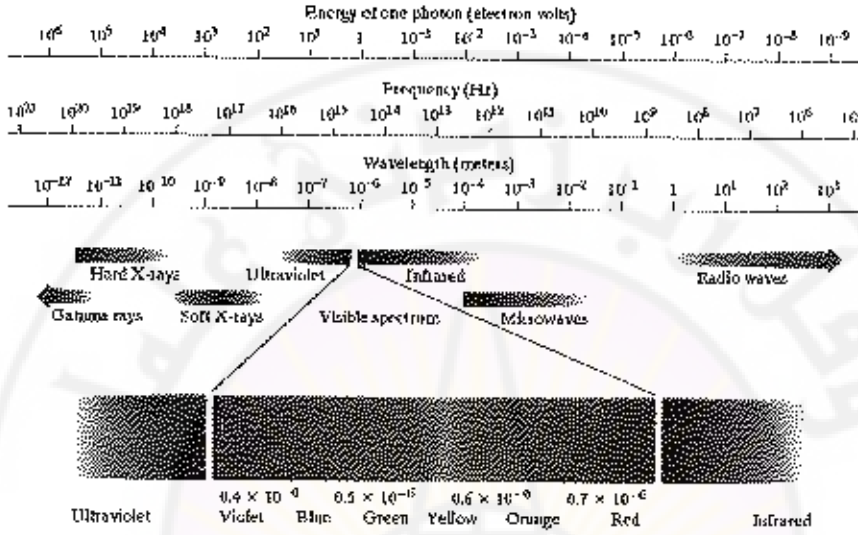
الصورة هي انطباع بصري ضوئي تحدثه الإضاءة المنعكسة عن المشهد المنار بوسيلة إضاءة ما. والضوء هو طاقة كهرطيسية، لذلك سندرس علاقة الضوء بالطيف الكهرطيسي وعلاقة الثاني بالتصوير قبل شرح آلية تحسس الصورة وتحويلها إلى صورة رقمية.



الشكل 3-1 مقطع عرضي أفقي مبسط في العين.

عندما مرر العالم إسحق نيوتن عام 1666 حزمة من ضوء الشمس عبر موشور زجاجي وجد أن الضوء الخارج من الموشور ليس ضوءا أبيض بل يتكون من طيف من الألوان تتدرج من البنفسجي في أحد أطرافه إلى الأحمر في الطرف الآخر كما هو مبين في الشكل 3-2. وكما يظهر في هذا الشكل فإن مدى الألوان التي ندركها تمثل جزءا صغيرا من الطيف الكهرطيسي. تقع الأمواج الراديوية في أحد أطراف هذا الطيف وتبلغ

أطوالها مليارات المرات أطوال موجات الضوء المرئي. ويوجد في الطرف الآخر من الطيف أشعة غاما التي تقل أطوال موجاتها ملايين المرات عن أطوال موجات الضوء المرئي.



الشكل 3–2 الطيف الكهرطيسي وقد تم تكبير الطيف

المرئي لتسهيل الشرح.

ويمكن التعبير عن الطيف الكهرطيسي بطول الموجة والتردد والطاقة. ويرتبط طول الموجة بالتردد بالعلاقة:

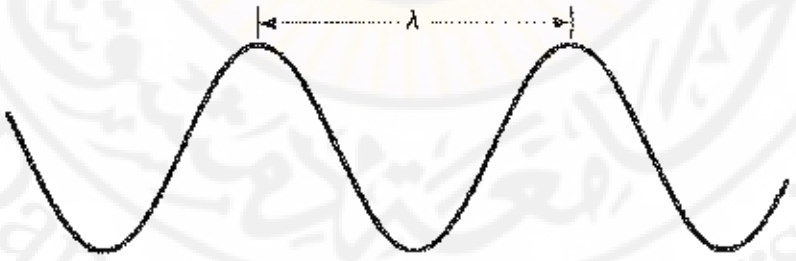
$$\lambda = \frac{C}{\nu} \qquad (3\text{-}1)$$

حيث أن C هي سرعة الضوء ($2.998 \times 10^8 m/s$). ونعطى طاقة المركبات المتنوعة للطيف الكهرطيسي بالعلاقة:

$$E = h\nu \qquad (3\text{-}2)$$

حيث إن h هو ثابت بلانك، و طول الموجة يقاس بالمتر، و التردد يقاس بالهرتز، والقدرة تقاس بالألكترون.فولت.

يمكن أن ينظر إلى الأمواج الكهرطيسية كموجات جيبية تنتشر بطول موجة معين يساوي مقلوب التردد كما في الشكل 3-3. أو ينظر إليها كحزمة من الجزيئات عديمة الكتلة تتحرك وفق نمط موجي بسرعة تساوي سرعة الضوء. كل جزيئة عديمة الكتلة تملك كمية معينة من القدرة، وتقاس القدرة بالفوتون (ألكترون.فولت). وتبين المعادلة(3-2) أن القدرة تتناسب طردا مع التردد، وبالتالي فإن الترددات العالية تحمل طاقة أكبر في الفوتون. وهكذا فإن الأمواج الراديوية لها فوتونات بقدرة منخفضة، والأمواج الميكروية تحمل فوتوناتها قدرة أكبر من الراديوية، والأمواج تحت الحمراء تحمل قدرة أكبر من الميكروية، يليها الأمواج المرئية، ثم فوق البنفسجية، ثم أشعة X ، ثم أشعة غاما التي تملك قدرة أكثر من جميع ماسبق، ولذلك فهي الأكثر خطرا على الكائنات الحية.



الشكل 3-3 تمثيل رسومي لطول موجة واحدة

الضوء هو نوع خاص من الإشعاعات الكهرطيسية التي يمكن أن تراها وتحس بها عين الإنسان. يشغل النطاق المرئي من الطيف الكهرطيسي من 0.43 µm تقريبا (البنفسجي) إلى 0.79µm (الأحمر). ومن أجل التوضيح فقد تم تقسيم الطيف الملون إلى ست مناطق عريضة هي البنفسجي والأزرق والأخضر و الأصفر والبرتقالي و الأحمر. ولا ينتهي أي لون (أو أية مركبة من الطيف الكهرطيسي) بشكل حاد وإنما يندمج تدريجيا في اللون المجاور كما هو مبين في الشكل 3-2.

تتحدد الألوان التي يدركها الإنسان في جسم ما بطبيعة الضوء المنعكس عن هذا الجسم. فالجسم الذي يعكس الضوء بشكل متوازن تقريبا لجميع أطوال الموجات، يظهر للناظر أبيض. ولكن الجسم الذي يعكس بعض أطوال الموجة أكثر من غيرها فتظهر فيه ظلال لونية. فعلى سبيل المثال تعكس الأجسام الخضراء بشكل أساسي الضوء بأطوال موجية بين 500-570 nm في حين تمتص أغلب طاقة أطوال الموجات الأخرى. الضوء الخالي من الألوان يسمى ضوءاً وحيد اللون monochromatic، والخاصة الوحيدة لهذا الضوء هي شدته. ويستخدم مصطلح "السوية الرمادية gray level " لوصف شدة الضوء وحيد اللون لأنه يتدرج من الأسود عبر السويات الرمادية من الغامق إلى الفاتح منتهيا بالأبيض. يمسح الضوء الملون مجال الطاقة الكهرطيسي من 0.43 – 0.79 µm تقريبا، كما ذكرنا آنفا.وتستخدم ثلاث كميات أساسية لوصف نوعية مصدر الضوء الملون وهي: الإشعاعية Radiance، وتعبر عن كمية الطاقة المشعة من المصدر وتقدر عادة بالواط، و النصوع Luminance مقاسا باللومن lumen وهو مقياس لكمية القدرة التي يتلقاها الناظر ويحس بها من مصدر الضوء. فعلى سبيل المثال، يمكن أن يشع مصدر ضوء يعمل في المجال تحت الأحمر infrared من الطيف كمية هامة من القدرة (الإشعاع)، ولكن الناظر بالكاد يحس بها، وبالتالي فإن

النصوع هنا يقارب الصفر. أما الثالثة فهي السطوع Brightness وهو واصف ذاتي للإحساس بالضوء ومن المستحيل قياسه عمليا.

وبمتابعة شرح الشكل3-2 نجدأنه عند نهاية الأمواج قصيرة الطول للطيف الكهرطيسي توجد أشعة غاما وأشعة X شديدة النفاذية. وكما ذكرنا في الفصل الثاني فإن أشعة غاما مهمة في التصوير الطبي، ومهمة لتصوير الإشعاع في البيئات النووية. وأشعة X لتصوير الصدر تقع في النهاية العليا من مناطق أشعة X قليلة النفاذية، وأشعة X لتصوير الأسنان تقع في النهاية ذات الطاقة الأكثر انخفاضا من ذاك النطاق. يندمج نطاق أشعة X منخفضة النفاذية في النهاية الأبعد لمنطقة الأشعة فوق البنفسجية التي بدورها تندمج في النطاق المرئي. وإذا تحركنا أبعد من ذلك في طول الموجة، سنجد مجال الأشعة تحت الحمراء الذي يشع الحرارة، الأمر الذي يجعله مفيدا في تطبيقات التصوير التي تعتمد على "التوقيع الحراري". المجال المتاخم للنطاق المرئي من مجال الأشعة تحت الحمراء يسمى "منطقة الأشعة تحت الحمراء القريبة *near-infrared region*"،و النهاية الأبعد من هذا المجال تسمى منطقة الأشعة تحت الحمراء البعيدة *far-infrared region*. وهذه المنطقة الأخيرة تندمج مع منطقة الأمواج الراديوية. وهذا المجال مشهور بكونه مصدر القدرة في الأفران الميكروية، ولكن له تطبيقاته الأخرى في الاتصالات والرادار.

من حيث المبدأ، إذا كان بالإمكان تطوير محساس قادر على كشف قدرة مشعة من إحدى مجالات الطيف الكهرطيسي، فإننا نستطيع تصوير أحداث موضع اهتمام في ذلك المجال. ولكن من المهم أن نلاحظ أن طول موجة المجال الكهرطيسي المطلوبة لنرى جسما ما، يجب أن تكون من أبعاد هذا الجسم أو أصغر. هذا الشرط بالإضافة إلى الخصائص الفيزيائية لمادة المحساس، تحدد متطلبات تصنيع المحاسيس في المجال المرئي وتحت الأحمر والمحاسيس الأخرى المستخدمة في هذه الأيام.

وعلى الرغم من أن التصوير يعتمد بشكل أساسي على الطاقة المشعة من أمواج المجال الكهرطيسي، فهناك التصوير بالأمواج فوق الصوتية وبالحزم الألكترونية في المجاهر الألكترونية.

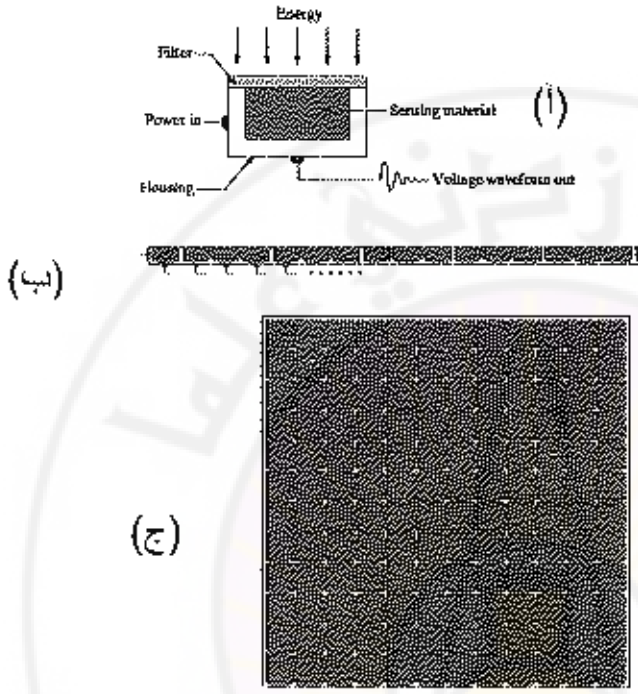
3-3 تحسس الصور واستحصالها

image sensing and acquesition

يتم استحصال (إنتاج) معظم أنوع الصور الطبية لجسم الإنسان، أو أحد أو بعض أجزائه بتسليط طاقة كهرطيسية من منبع مناسب كمنبع أشعة X، حيث يمتص الجسم جزءاً من هذه الطاقة بدرجات متفاوتة بين العظام والنسج والمكونات الأخرى ويتم استقبال الطاقة النافذة بعد الامتصاص والتي تعطي الصورة المطلوبة بمحساس مناسب من حيث المادة المصنع منها والتركيب الهندسي له. ويتم إنتاج الصورة بمساعدة الحاسوب كما في صور المرنان، أو تنتج بشكل مباشر بتسليط الطاقة الكهرطيسية النافذة على فيلم مناسب، كما يتم في تصوير الصدر بأشعة X. ويمكن أن تكون الأمواج المسلطة غير كهرطيسية كما في حالة التصوير بالأمواج فوق الصوتية. ويمكن في بعض الحالات أن تركز الأشعة النافذة من الجسم على وسط يحول الأشعة إلى ضوء مرئي كالشاشة الفوسفورية. وتستخدم بعض تطبيقات التصوير بأشعة غاما والمجاهر الألكترونية هذا الأسلوب.

يبين الشكل 3-4 الترتيبات الرئيسة الثلاثة للمحاسيس التي تستخدم في تحويل الطاقة الكهرطيسية إلى صور رقمية. مبدأ عمل هذه المحاسيس بسيط وهو أن القدرة القادمة إلى المحساس تتحول إلى جهد كهربائي نتيجة استجابة المادة المصنع منها المحساس التي تتحسس النوع المعين من القدرة التي يكشفها. وموجة الجهد في المخرج هي استجابة المحساس. ويتم الحصول على الكمية الرقمية من كل محساس برقمنة استجابته. وسنتكلم

في الفقرات التالية عن الأنماط الأساسية لتحسس الصورة وتوليدها، وأما رقمنة الصورة فسنستعرضها في القسم اللاحق.



الشكل 3–4 (آ) محساس تصوير منفرد، (ب) محساس مسح الخط، (ج) محساس المساحة.

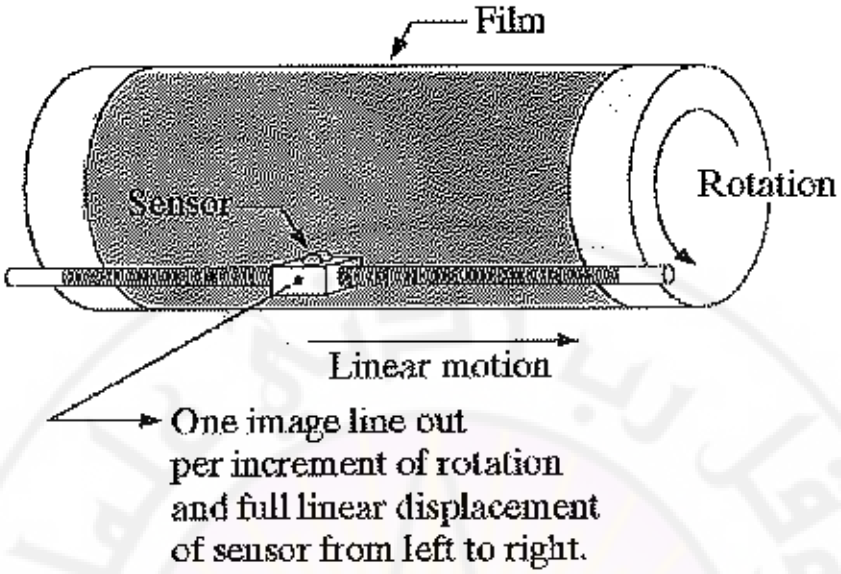
3–3–1 استحصال الصورة باستخدام محساس منفرد

يبين الشكل 3–4 (آ) مكونات المحساس المنفرد. ربما كان الثنائي الضوئي الذي يصنع من السيليكون وجهد خرجه يتناسب مع شدة الضوء الساقطة عليه أكثر محاسيس هذا النوع شيوعا. إن استخدام مرشح قبل المحساس يحسن انتقائيته. فوضع مرشح تمرير للون

الأخضر أمامه سيجعل استجابته للون الأخضر أفضل منها لبقية ألوان الطيف، وبالتالي فسيكون خرجه للون الأخضر أقوى منه لبقية ألوان الطيف المرئي.

لتوليد صورة ثنائية الأبعاد للمساحة المرغوب تصويرها بمحساس منفرد، يلزمنا تأمين إزاحة نسبية للمحساس في الاتجاهين الأفقي والعمودي بينه وبين تلك المساحة. يبين الشكل 3-5 تركيبة تستخدم في المسح عالي الدقة حيث يوضع فيلم سالب negative film على الأسطوانة التي يؤمن دورانها إزاحة في اتجاه (بعد) واحد. أما المحساس المنفرد فيحمل على مسنن يقوده في حركة عمودية مؤمنا البعد الثاني لتنتج في نهاية المسح صورة ثنائية الأبعاد. ولأن الحركة الميكانيكية يمكن أن تضبط بدقة عالية فإن هذه الطريقة تعد طريقة رخيصة، ولكنها بطيئة، لإنتاج صور عالية الدقة. وتوجد طرائق مشابهة تستخدم مضمحعا مسطحا مع محساس يتحرك في اتجاهين خطيين متعامدين كما في مواسح الصورة التجارية التي تستعمل غالبا مع الحواسيب الشخصية. ويسمى عادة هذان النوعان من المواسح الميكانيكية "مقاييس الكثافة الضوئية الدقيقة microdensitometers".

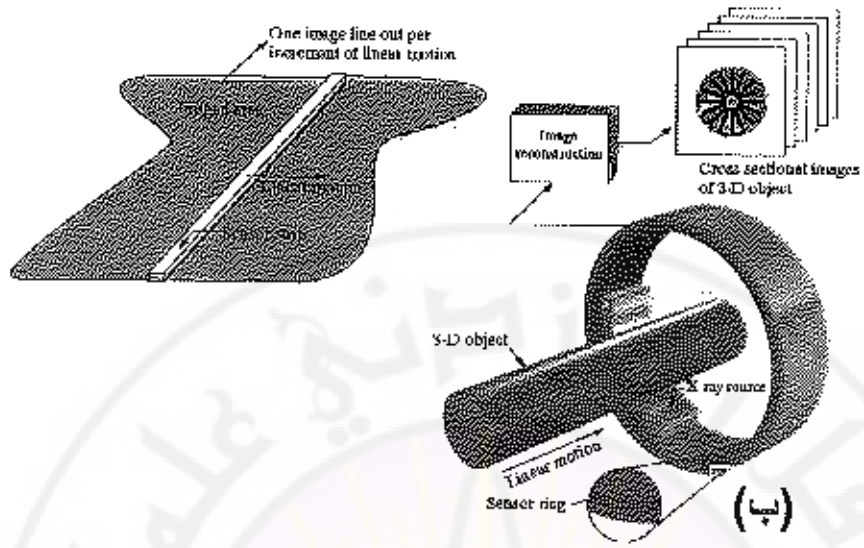
ويوجد مثال آخر للتصوير باستخدام المحساس المنفرد يوضع فيه مصدر ضوء ليزري على المحساس، وتستخدم مرايا متحركة لضبط الحزمة الصادرة في نمط مسحي، ولتوجيه إشارة الليزر المنعكسة على المحساس. ويمكن استخدام هذه التركيبة أيضا في استحصال صور باستخدام المحاسيس الشريطية (المكونة من سلسلة من المحاسيس المنفردة على استقامة واحدة) ومحاسيس المساحة (المكونة من محاسيس منفردة مركبة على شكل مصفوفة ثنائية الأبعاد)، التي سنعرضها في الأقسام التالية.



الشكل 3–5 دمج محساس منفرد مع حركة لتوليد الصورة ثنائية الأبعاد.

3–3–2 استحصال الصور باستخدام المحاسيس الشريطية

توجد تركيبة هندسية تستخدم غالبا بدلا من المحاسيس المنفردة وهي المحاسيس الشريطية التي تتألف من مجموعة من المحاسيس مركبة على خط واحد على شكل شريط مستقيم كما يبين الشكل 3–4 (ب)، حيث يؤمن شريط المحاسيس التصوير في أحد الاتجاهين وتؤمن الحركة المتعامدة مع الشريط التصوير في الاتجاه الآخر، كما يبين الشكل 3–6 (آ)، وهذه هي الطريقة المتبعة في أغلب المواسح ذات المضجع المسطح. ويمكن أن نجد حتى 4000 عنصرا في مواسح الخط.



الشكل 3-6 (أ) استحصال الصورة باستعمال محساس شريطي خطي،

(ب) استحصال الصورة باستعمال محساس شريطي دائري.

تستخدم تركيبة المواسح الشريطية المركبة على حلقة في التطبيقات الطبية لإنتاج صور على شكل مقاطع عرضية (شرائح) لأجسام ثلاثية الأبعاد كما هو مبين في الشكل 3-6(ب). يؤمن مصدر أشعة X الدوار الإشعاع الكهرطيسي، وتقوم المحاسيس المقابلة له بجمع أشعة X النافذة من الجسم، وبطبيعة الحال يجب أن تكون هذه المحاسيس من النوع الحساس لأشعة X، وهذا هو الأساس للتصوير الطبي المقطعي المحوري المحوسب medical Computerized Axial Tomography (CAT). ومن المهم أن نذكر هنا أن خروج المحاسيس يجب أن تعالج بخوارزميات إعادة بناء reconstruction لتحويل المعطيات التي تم تحسسها إلى صور مقاطع عرضية ذات معنى. ومع تحريك الجسم باتجاه عمودي على حلقة المحاسيس يتم إنتاج حجم رقمي ثلاثي الأبعاد مكون من صور مكدسة. وتوجد أنماط أخرى تعتمد مبدأ التصوير المقطعي

المحوري المحوسب "CAT" مثل التصوير بالرنين المغناطيسي MRI، و التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني PET. وفي هذه الأنواع الأخيرة تختلف مصادر الطاقة الكهرطيسية والمحاسيس وأنواع الصور ولكن المبدأ العام يبقى نفسه ويبينه الشكل 3-6(ب).

3-3-3 استحصال الصور باستخدام مصفوفات المحاسيس

يبين الشكل 3-4(ج) محاسيس منفردة مرتبة على شكل مصفوفة ثنائية الأبعاد. يتم في الغالب ترتيب العديد من عناصر التحسس الكهرطيسية وفوق الصوتية على شكل مصفوفات، وهذه هي الصيغة السائدة في الكاميرات الرقمية. والمحساس النموذجي لهذه الكاميرا هوعادة مصفوفة من العناصر المقترنة بالشحنة CCD التي تصنع من مصفوفات تصل أبعادها 4000x4000 أو أكثر وبخصائص تحسس عريضة المجال. وتستخدم محاسيس الـ CCD في الكاميرات الرقمية والتجهيزات الأخرى التي تتحسس الضوء. وتتناسب استجابة المحساس مع تكامل طاقة الضوء الساقطة على سطحه. ونظرا لأن بنية المحساس ثنائية الأبعاد فإن أهم ميزة له أنه لا توجد حاجة للحركة لتوليد الصورة ثنائية الأبعاد بل يكفي تركيز نمط الطاقة energy pattern المطلوب تصويره على سطح المحساس.

يبين الشكل 3-7 الطريقة الرئيسة التي يعمل بها محساس المساحة حيث يعكس سطح عنصر المشهد الإنارة الساقطة من مصدر الإنارة، ولكن يمكن أن تجتاز الإنارة الجسم إذا كان شفافا. إن الوظيفة الأولى التي يقوم بها نظام التصوير المبين في الشكل 3-7(ج) هو جمع الطاقة وتركيزها على مستوي الصورة. فإذا كان مصدر الإنارة ضوءاً، تكون النهاية الأمامية لنظام التصوير عدسة تسقط المشهد المنظور إليه على المستوي المحرقي للعدسة كما يبين الشكل 3-7(د) وتنتج مصفوفة المحاسيس المنطبقة على المستوي

الخرقي للعدسة خروجا متناسبة مع تكامل الضوء الذي يستقبله كل محساس. وتقوم دوائر تمثيلية ورقمية بمسح هذه الخروج وتحويلها إلى إشارة فيديو تتم رقمنتها في قسم آخر من نظام التصوير. خرج النظام هو صورة رقمية كما هو مبين تخطيطيا في الشكل 3-7(هـ)

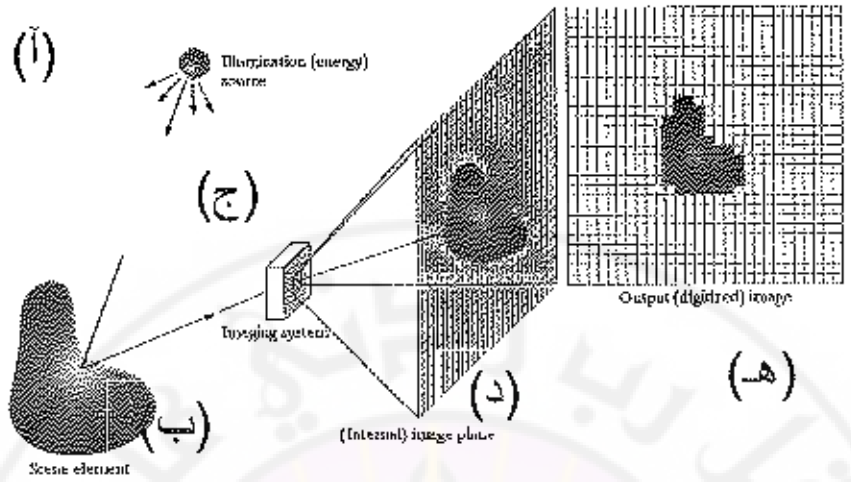
3-4 اعتيان الصورة وتكميتها

image sampling and quantization

كما لاحظنا في الفقرات السابقة، توجد طرائق متنوعة لاستحصال الصور ولكن الهدف من جميع هذه الطرائق واحد وهو توليد صورة رقمية من المعطيات التي تم التقاطها. إن خرج أغلب المحاسيس موجة جهد يتعلق مطالها وسلوكها الحيزي بالظاهرة الفيزيائية التي يتم تحسسها. ولتوليد صورة رقمية نحتاج لتحويل المعطيات المستمرة التي نلتقطها إلى شكل رقمي. هذا التحويل يتطلب عمليتين: الأولى هي الاعتيان sampling والثانية هي التكمية quantization.

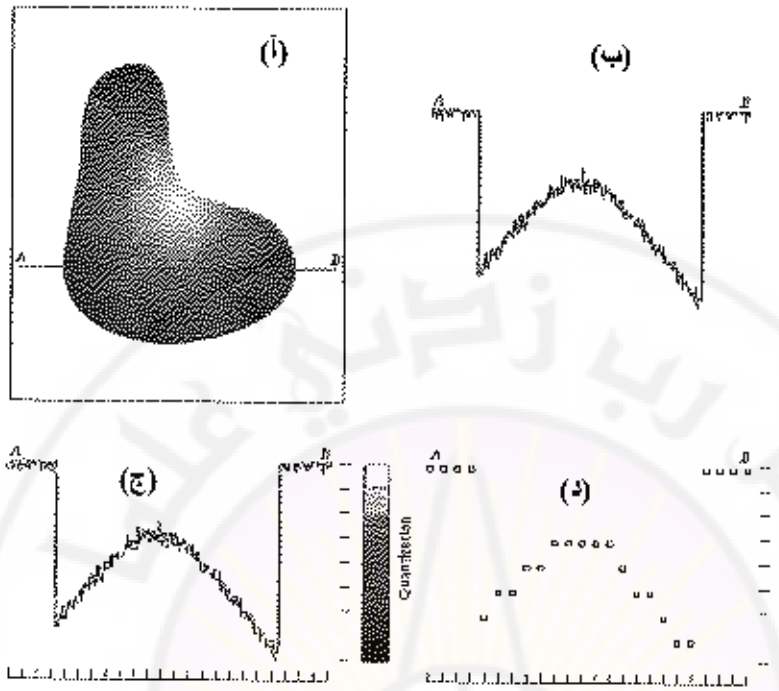
3-4-1 مفاهيم أساسية في الاعتيان والتكمية

يوضح الشكل 3-8 الفكرة الأساسية وراء الاعتيان والتكمية. يبين الشكل 3-8(آ) صورة مستمرة $f(x,y)$ نريد تحويلها إلى شكل رقمي.يمكن أن تكون الصورة مستمرة بالنسبة إلى الإحداثيين x و y وأيضا بالنسبة إلى المطال. ولتحويل الصورة إلى شكل رقمي يجب أن نأخذ عينات من التابع في كلا الإحداثيين وفي المطال. تسمى رقمنة قيم الإحداثيين الحيزيين "الاعتيان" sampling، وتسمى رقمنة المطال "التكمية" quantization.



الشكل 3-7 مثال لعملية استحصال الصورة الرقمية. (آ) مصدر الطاقة(الإنارة). (ب) عنصر من المشهد. (ج) نظام تصوير.(د) إسقاط المشهد على مستوي الصورة.(هـ) الصورة المرقمنة.

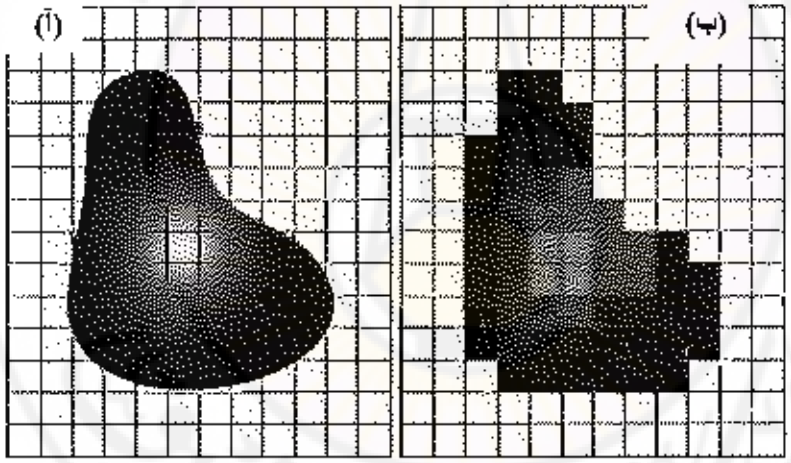
التابع أحادي البعد المبين في الشكل 3-8(ب) هو رسم لقيم المطال (السويات الرمادية) للصورة المستمرة على طول الخط AB في الشكل 3-8(آ)، والتغيرات العشوائية في المطال ناتجة عن الضجيج. نأخذ من أجل اعتيان هذا التابع عينات متباعدة بانتظام على طول الخط AB كما هو مبين في الشكل 3-8(ج). ويعطى موضع كل عينة حسب التدريجات الأفقية في قاعدة الشكل.وقد أظهرت العينات على شكل مربعات بيضاء موضعة على التابع.و تعطي مجموعة القيم المتقطعة هذه التابع المعتان.



الشكل 3-8 (آ) صورة مستمرة. (ب) خط مسح من النقطة A إلى النقطة B في الصورة المستمرة. (ج) الاعتيان والتكمية.(د) خط المسح الرقمي.

ولكن العينات لا تزال تمثل قيما مستمرة على المحور العمودي. ولتكتمل الرقمنة، يجب أن تحول هذه القيم إلى قيم متقطعة عن طريق تكميتها quantization. ويتم ذلك عن طريق تحويل قيم هذه العينات إلى السوية الرمادية الأقرب إليها على التدريج العمودي الذي يمثل تدريجا رماديا من ثماني سويات حيث يمثل الصفر قيمة الأسود ويمثل الرقم 7 قيمة الأبيض. يبين الشكل 3-8(د) نتيجة هذه العملية. وإذا بدأنا من أعلى الصورة وكررنا هذا الإجراء خطا خطا حصلنا على الصورة الرقمية ثنائية الأبعاد. عندما تكون بنية الماسح من النمط المبين في الشكل 3-5 فإن عملية الاعتيان تتم بالطريقة التي شرحت أعلاه، أما بالنسبة إلى المواسح الشريطية فتتم مراعاة بنية الماسح المكونة من عدد

من المحاسيس، وضرورة تأمين التزامن اللازم للإنارة واستقبال الإشارة الملتقطة. أما بالنسبة إلى المواسح ذات المصفوفات فلا توجد حركة، وتحدد أبعاد المصفوفة دقة الاعتيان. أما التكمية فتتم في جميع الحالات بالطريقة التي شرحت أعلاه للمحساس المنفرد. يبين الشكل 3–9(أ) صورة مستمرة أسقطت على مستوي محساس مساحة، ويبين الشكل 3–9(ب) الصورة بعد الاعتيان والتكمية. ومن الواضح أن دقة الصورة الرقمية تتحدد إلى حد كبير بعدد العينات في واحدة المساحة وعدد السويات في عملية التكمية. ولكن، يعتمد اختيار هذه البارامترات (عدد العينات وعدد السويات الرمادية) على بنية الصورة المراد رقمنتها، فكلما كانت تفاصيلها الأصلية أكبر، كان عدد العينات والسويات الرمادية اللازم أكبر.



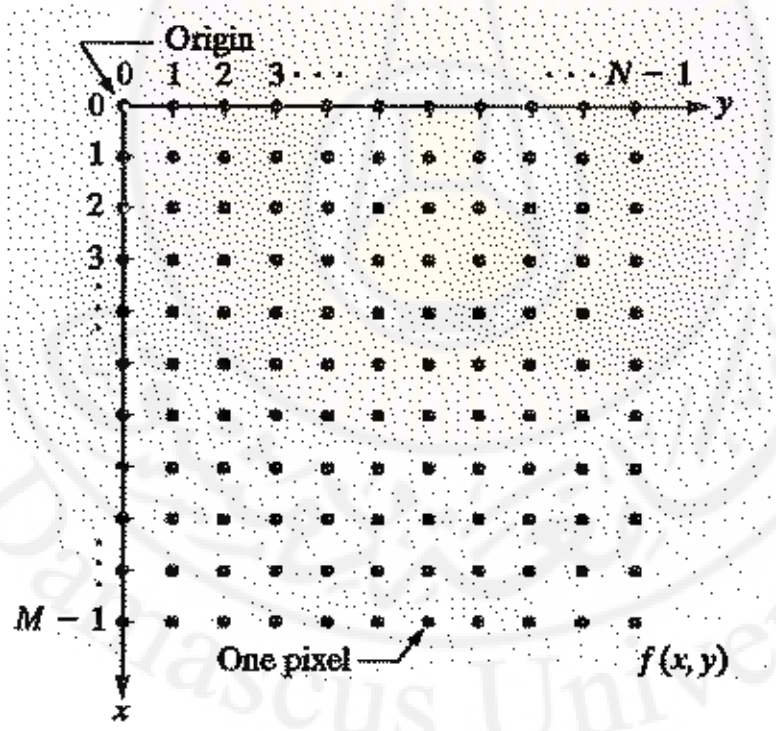
الشكل 3–9 (أ) صورة مستمرة أسقطت على محساس مساحة.

(ب) نتيجة الاعتيان والتكمية.

Damascus University

2-4-3 تمثيل الصور الرقمية Representing digital images

إن نتيجة الاعتيان والتكمية مصفوفة ثنائية الأبعاد من الأرقام الحقيقية. فلو افترضنا أن الدالة $f(x,y)$ اعتينت بحيث كانت الصورة الرقمية الناتجة تحتوي M سطرا و N عمودا لأصبحت قيم (x,y) كميات متقطعة discrete. و من أجل الوضوح، سنستعمل قيما صحيحة للإشارة إلى هذه الإحداثيات المتقطعة. ولذلك، فإن قيمتي الإحداثيين عند المبدأ هما $(x,y)=(0,0)$ ، والقيمتين التاليتين على السطر الأول هما $(x,y) = (0,1)$. ومن المهم أن يبقى في ذهننا أن القيمتين (0,1) تستعملانللإشارة إلى العنصر الثاني في الصف الأول، ولا يعني ذلك أن هذه هي القيم الفعلية للإحداثيات. يبين الشكل 3-10 الاصطلاح المستخدم للإحداثيات في هذا الكتاب.



الشكل 3-10 الاصطلاح العام للإحداثيات المستخدم في هذا الكتاب.

التمثيل الاصطلاحي الذي قدمناه في الفقرة السابقة يمكننا من كتابة الصورة الرقمية الكاملة وفق الصيغة المصفوفية المختصرة التالية:

$$f(x,y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \cdots & f(0,N-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \cdots & f(1,N\quad 1) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ f(M-1,0) & f(M-1,1) & \cdots & f(M-1,N-1) \end{bmatrix}.$$

الجانب الأيمن من هذه المعادلة هو بالتعريف الصورة الرقمية، وكل عنصر من هذه المصفوفة يدعى "عنصر صورة" *pixel*.

تتطلب عملية الرقمنة اتخاذ قرار بخصوص M و N و عدد السويات الرمادية المتقطعة L لكل عنصر صورة. لا يوجد أية متطلبات لقيم M و N باستثناء أن تكونا صحيحتين موجبتين، ولكن نظرا لمتطلبات المعالجة والتخزين وتجهيزات الاعتيان، يجب أن يكون عدد السويات الرمادية قابلا للتمثيل بقوى صحيحة للرقم 2:

$$L=2^k$$

نفترض هنا أن السويات الرمادية المتقطعة متباعدة بانتظام وبقيم صحيحة ضمن المجال [0, L-1]. يدعى هذا المجال عادة المدى الديناميكي. ونقول عن الصور التي تشغل سوياتها الرمادية قدرا كبيرا من هذا المجال أن لها مدى ديناميكيا عريضا، وهذا النوع من الصور يتمتع بتباين عال لسوياته الرمادية ووضوح ممتاز لتفاصيله. وبالعكس، فالصور التي لها مدى ديناميكيا منخفضا تبدو باهتة بدون تفاصيل واضحة.

إن عدد البتات اللازم لتخزين صورة مرقمنة هو:

$$b=N \times M \times k.$$

وعندما تكون N=M يصبح العدد اللازم:

$$b=N^2k.$$

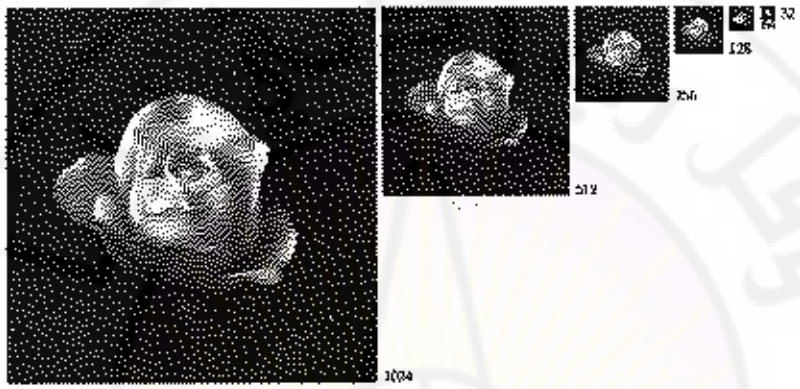
3-4-3 الميز الحيزي وميز السويات الرمادية

Spatial and gray level resolution

الاعتيان هو العامل الأساسي الذي يحدد الميز الحيزي (دقة التمييز الحيزية) spatial resolution للصورة الرقمية. والدقة الحيزية هي أصغر تفصيل يمكن تمييزه في واحدة الطول. فلو تم اعتيان الصورة بأخذ w عينة في واحدة الطول لكانت الدقة الحيزية (w) "Dot Per "length unit. فإذا كانت w=100 نقطة في الإنش نقول 100 DPI وإذا كانت w=100 نقطة في الميليمتر نقول 100DPm، وهكذا.

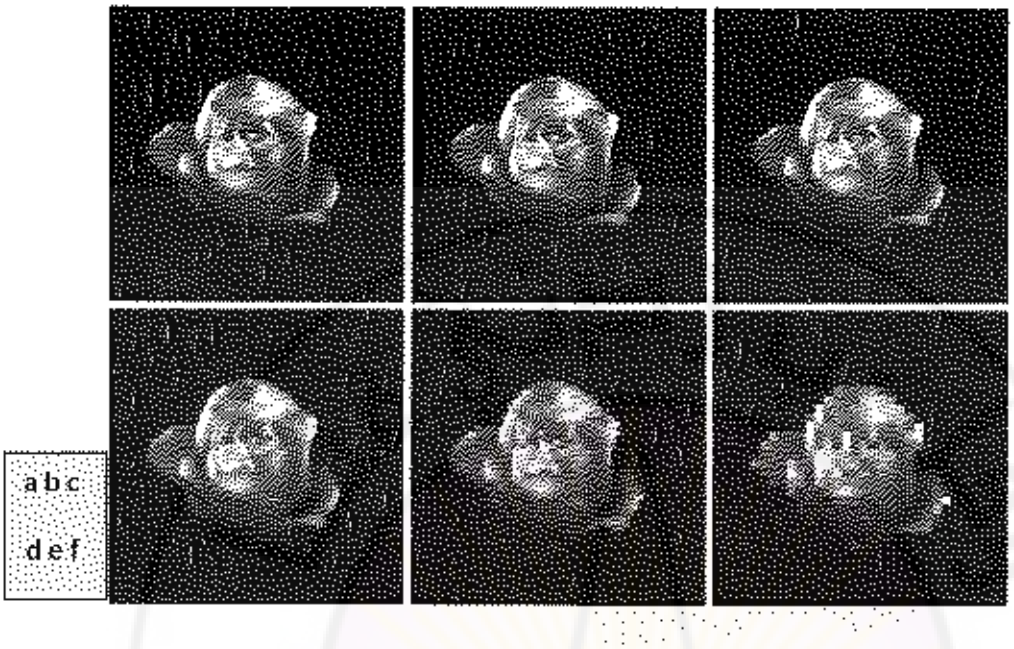
ودقة السويات الرمادية gray level resolution تعرف بأنها أصغر تغير يمكن تمييزه في السويات الرمادية. وهذا المعيار ذاتي إلى حد كبير إذ يختلف من شخص لآخر، ولاعتبارات العتاد تحدد دقة الصورة بـ 8 أو 16 بت، وفي حالات غير نظامية قد نجد الدقة تتحدد على أساس 10 أو 12 بت في بعض الأنظمة. وعندما لا تكون الدقة في المعايير مهمة يمكن أن نقول عن صورة فيها L سوية رمادية و حجمها N×M بأنها صورة دقتها الحيزية N×M عنصر صورة ودقة سوياتها الرمادية L سوية. وستستخدم هذه الطريقة في التعبير عن دقة الصورة في مواضع مختلفة من الكتاب. يبين الشكل 3-11 صورة حجمها 1024×1024 وسوياتها الرمادية ممثلة بثمانية بتات. والصور الأخرى المبينة في الشكل نفسه نتجت عن الصورة الأصلية بإعادة اعتياتها بدقة حيزية أقل بطرح عدد مناسب من الأسطر والأعمدة من الصورة الأصلية بشكل مناسب، فعلى سبيل المثال، نتجت الصورة ذات الدقة الحيزية 512×512 من الصورة الأصلية بطرح

السطر والعمود التالي لكل سطر ابتداءً من السطر الأول والعمود الأول، ونتجت الصورة ذات الدقة الحيزية 256×256 من الصورة ذات الدقة الحيزية 512×512 بالطريقة نفسها، وهكذا لبقية الصور الفرعية. وفي جميع الصور الأصلية والفرعية احتفظ بالسويات الرمادية ممثلة بثمانية بتات، أي 256 سوية رمادية.



الشكل 3–11 صورة بدقة حيزية 1024×1024 عنصر صورة و 256 سوية رمادية تم تخفيض دقتها الحيزية على مراحل إلى 32×32 عنصر صورة و256 سوية رمادية.

تبين هذه الصور التناسب البعدي بين الكثافات الحيزية المختلفة ولكن فروق أحجامها تجعل تمييز أثر تخفيض دقتها في المظهر العام صعبا. إن أبسط طريقة لجعل الآثار واضحة هي توحيد قياس هذه الصور بإرجاعها إلى الدقة 1024×1024 عن طريق إعادة نسخ الأسطر والأعمدة. نتائج هذه العملية مبينة في الشكل 3–12 (b)...(f). الصورة (a) هي الأصلية، و (b) إلى (f) هي الصور ذات الدقة 512×512 و 256×256 و 128×128 و 64×64 و 32×32 على التوالي.



الشكل 3-12 إعادة اعتيان الصور جميعها إلى الدقة 1024×1024 عن طريق مضاعفة الأسطر والأعمدة.

نلاحظ أنه لا نستطيع تمييز الصورة الأصلية (a) عن (b)، بينما تظهر آثار رقعة شطرنج طفيفة على أطراف الصورة (c). وفي الصورة (d) تظهر هذه الآثار أكثر وضوحا إضافة إلى بعض التحبحب. وتتضح هذه الآثار أكثر فأكثر في الصور الباقية مع انخفاض الدقة.

يبين الشكل 3-13 (a) صورة مقطعية لرأس بدقة 452×374 و256 سوية رمادية. ويتم الحصول على هذا النوع من الصور بتثبيت مصدر الأشعة السينية في موضع واحد مما ينتج صورة ثنائية الأبعاد في الاتجاه المرغوب. تستخدم صور المقاطع كموجهات لضبط بارامترات الماسح المقطعي بما في ذلك الميلان tilt وعدد الشرائح slices والمدى range. تبين الأشكال (b) إلى (f) الصورة نفسها بعد تخفيض بتات تمثيل سوياتها

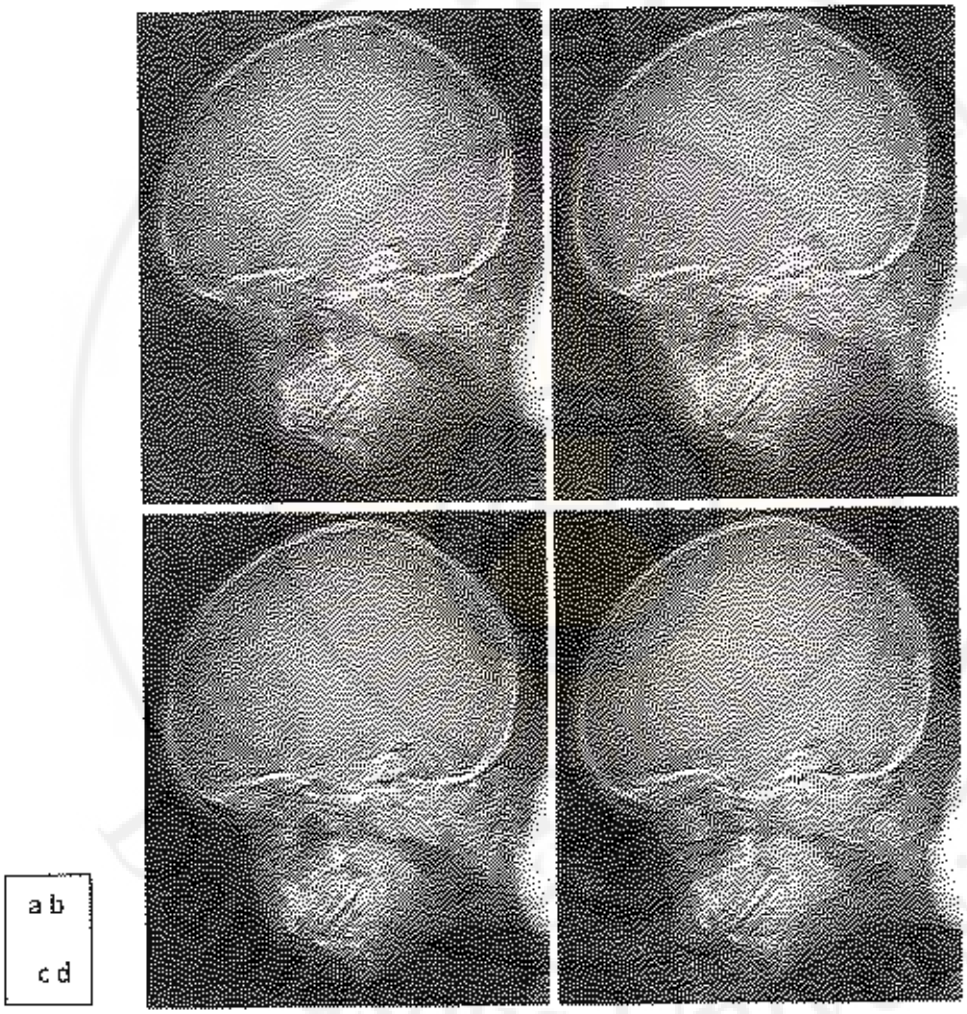
الرمادية من 7 إلى 1 مع الحفاظ على الدقة الحيزية ثابتة. نلاحظ أن الصور (a) حتى (c) متماثلة بصريا من أجل جميع التطبيقات. أما الصورة (d) فنلاحظ فيها بعض الخطوط الدقيقة جدا في مناطق السويات الرمادية الثابتة في الجمجمة، وهذا ما يعرف بالكفافات الزائفة false contoures. ويصبح هذا الأثر الناتج عن انخفاض عدد السويات الرمادية المستخدمة في تمثيل الصورة أكثر وضوحا في الصور (e) إلى (h).

وكقاعدة عامة تقريبية، وبافتراض أننا نتعامل مع قوى صحيحة للعدد 2، يمكن القول إن الصور التي أبعادها 256×256 وفيها 64 سوية رمادية هي أصغر صور يمكن أن نتوقع أن تكون مقبولة من حيث خلوها من أثر رقعة الشطرنج وأثر الكفافات الزائفة.

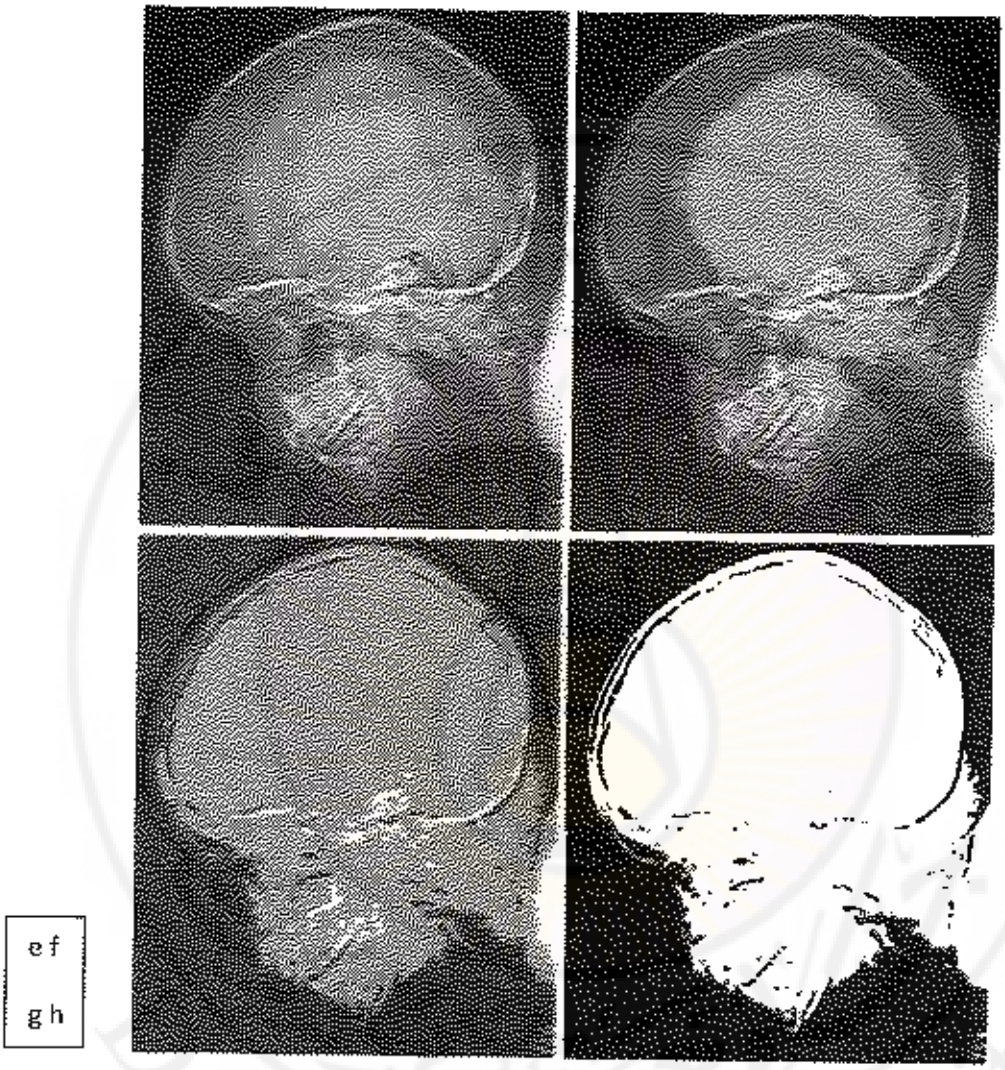
3-4-4 الآثار الزائفة للرقمنة Aliasing

إن الدوالّ التي تنحصر مساحتها تحت منحن يمكن تمثيلها باستخدام توابع جيبية وتجيبية بترددات مختلفة. وتحدد مركبات الجيب والتجيب ذات الترددات الأعلى المحتوى الترددي الأعلى للدالة. فإذا كان التردد الأعلى للدالة محدودا واستدامتها غير محدودة تسمى عندئذ "دالة محدودة المجال bandlimited function". وفي هذه الحال تقول نظرية "شانون " للاعتيان: إذا اعتينت الدالة بمعدل أكبر أو يساوي ضعف أعلى تردد فيها فإنه يمكن استرجاع الدالة الأصلية بشكل كامل من عيناتها. وإذا اعتينت الدالة بمعدل أقل من ذلك undersampled فإن ما يسمى بظاهرة التزييف aliasing تفسد (تشوه) الدالة المعتانة. وهذا التشويه يكون على شكل مركبات ترددية إضافية تظهر في الدالة المعتانة. وتسمى هذه الترددات "ترددات التزييف aliasing frequencies". إن معدل الاعتيان sampling rate في حال الصورة هو عدد العينات المأخوذة في كلا الاتجاهين الحيزيين في واحدة المسافة. ومن الناحية العملية فإن

الطريقة المتبعة لتخفيض آثار التزييف الناتجة عن الاعتيان هي تخميد مركبات التردد العالي في الصورة بتغبيشها عن طريق التوسيط قبل الاعتيان، لأن التغبيش blurring يؤدي عمل مرشح تردد منخفض.



الشكل 3-13 (a)–(d)



الشكل 3–13 (e)–(h).

3-4-5 تكبير الصورة الرقمية وتصغيرها zooming and shrinking

سنختتم موضوع الاعتيان والتكمية بإلقاء الضوء على عملية تصغير الصورة وتكبيرها كونها تتعلق مباشرة بالاعتيان، حيث يمكن اعتبار التكبير اعتيانا زائداoversampling، والتصغير اعتيانا ناقصا undersampling. إن الفرق الجوهري بين هاتين العمليتين والاعتيان والتكمية هو أن الأخيرتين تطبقان على الصور المستمرة continuous images بينما التصغير والتكبير تطبقان على صور رقمية. وتكمن أهمية التصغير والتكبير في التطبيقات العملية في استخدامهما لجعل نظام معالجة الصورة لا متغير الأداء invariant بالنسبة إلى حجم الصورة، فعلى سبيل المثال إذا كانت أحرف النص الذي يتم تعرفه بوثوقية بوساطة الحاسوب صغيرة أو كبيرة يجب أن يتم تعرفه بالجودة نفسها، وهذا ما يمكن أن يؤمنه استخدام التصغير والتكبير الآلي للصورة.

يتطلب التكبير خطوتين: الأولى هي إيجاد المواقع الجديدة للعناصر، والثانية هي نسب السويات الرمادية لهذه المواقع الجديدة. وسنبدأ الآن بمثال بسيط. لنفترض أن لدينا صورة حجمها 500×500 ونريد تكبيرها مرة ونصف ليصبح حجمها 750×750. إن أبسط طريقة لتصور التكبير هي أن نضع شبكة تخيلية حجمها 750×750 فوق الصورة المراد تكبيرها، وبطبيعة الحال سيكون حجم عنصر الشبكة أصغر من حجم عنصر الصورة لأننا نطبقها فوق صورة أصغر منها. ولنسب السوية الرمادية المناسبة لكل عنصر في الشبكة، نبحث عن العنصر الأقرب في الصورة الأصلية إلى ذلك العنصر ونسب سويته إليه. وعندما ننتهي من جميع العناصر، نمدد الشبكة لتأخذ حجمها الأصلي للحصول على الصورة المكبرة. وتسمى هذه الطريقة في نسب السويات الرمادية

"الاستكمال حسب الجار الأقرب nearest neighbor interpolation".
وسنناقش مسألة جوار العنصر في القسم التالي.

إن إعادة نسخ عناصر الصورة pixel replication التي استخدمناها في إنتاج الشكل 3-12 هي حالة خاصة من طريقة الاستكمال حسب الجار الأقرب. يمكن استخدام طريقة إعادة نسخ العناصر عندما نريد تكبير الصورة بنسب صحيحة. فعلى سبيل المثال، إذا أردنا مضاعفة حجم الصورة ننسخ كل عمود وكل سطر في الصورة بجانب الأصل. وتتحدد قيم السويات الرمادية المنسوبة بحقيقة أن العناصر المنسوخة هي نسخة طبق الأصل عن العناصر الأصلية. وعلى الرغم من أن طريقة الاستكمال حسب الجار الأقرب سريعة، فإنها تنتج أثر المربعات وهو غير مرغوب فيه. الصور 3-12 (e) و (f) مثالان جيدان على ذلك.

توجد طريقة أعقد بقليل لنسب السويات الرمادية تسمى "الاستكمال ثنائي الخطية bilinear interpolation" باستخدام أقرب أربعة جيران للعنصر. لنفترض أن (x',y') ترمز إلى إحداثيي النقطة في الصورة المكبرة (يمكن أن نتصور الموقع كنقطة في الشبكة التي ذكرناها آنفا)، ولنفترض أن $v(x',y')$ ترمز إلى قيمة السوية الرمادية المنسوبة إليها. ومن أجل الاستكمال ثنائي الخطية تعطى قيمة السوية الرمادية بالعلاقة

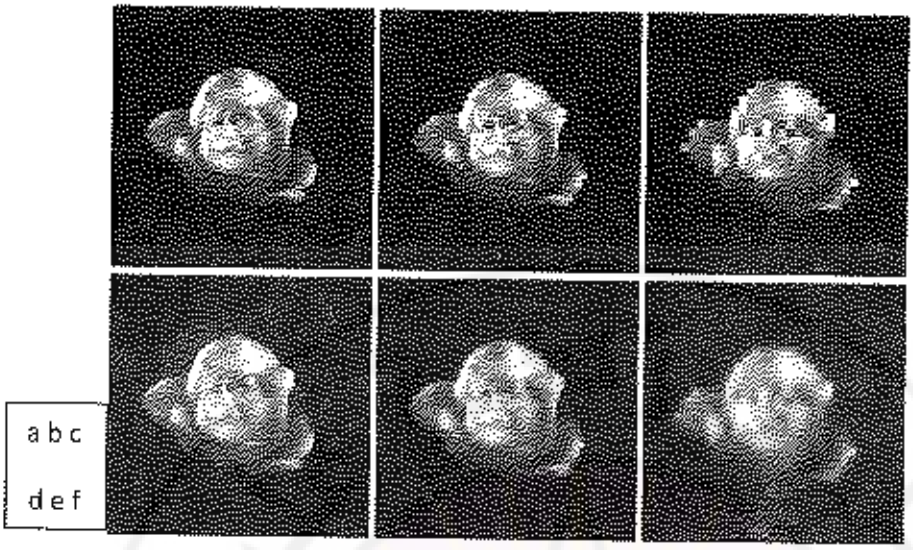
$$v(x', y') = ax' + by' + cx'y' + d$$

حيث تتحدد الثوابت الأربعة من المعادلات الأربع ذات الأربعة مجاهيل والتي يمكن كتابتها باستعمال الجيران الأربعة الأقرب للنقطة (x',y').

ويمكن إجراء تصغير الصورة shrinking بطريقة مشابهة تماما لعملية التكبير. العملية المكافئة لنسخ العناصر هي عملية حذف الأعمدة والسطور. فعلى سبيل المثال، لتصغير

الصورة إلى النصف، نحذف سطرا ونترك سطرا وذلك لكامل الصورة، ونفعل الشيء نفسه بالنسبة إلى الأعمدة. ونستطيع استعمال تشبيه شبكة التكبير الذي استخدمناه أعلاه لتصور التصغير بعامل غير صحيح بفرق أننا الآن نمدد الشبكة لتغطي الصورة المطلوب تصغيرها، نجري استكمال السويات الرمادية حسب الجار الأقرب أو حسب الاستكمال ثنائي الخطية، ومن ثم نعيد تقليص الشبكة إلى حجمها المحدد. ولتخفيض أثر التزييف المحتمل، يفضل تغبيش الصورة قليلا قبل تصغيرها. وسنناقش التغبيش في الفصل التالي. ومن الممكن استخدام عدد أكبر من العناصر للاستكمال لإعطاء نتائج أكثر نعومة عموما، ولكن ذلك يتطلب مواءمة النقاط مع سطوح أعقد. ولهذه الطريقة أهمية استثنائية في توليد صور الرسوم ثلاثية الأبعاد ولمعالجة الصورالطبية، ولكن العبء الحسابي المطلوب غير مبرر من أجل تصغير الصور وتكبيرها للتطبيقات العامة لمعالجة الصور حيث يكون الاستكمال ثنائي الخطية كافيا.

نبين فيما يلي الأشكال 3-12 -(f)-(d) في السطر الأعلى من الشكل 3-14. وكما ذكرنا سابقا فإن هذه الأشكال قد تم تكبيرها من 128× 128 و 64×64 و 32×32 إلى 1024×1024 باستخدام الاستكمال حسب الجار الأقرب. النتائج المكافئة باستخدام الاستكمال ثنائي الخطية مبينة في السطر الثاني من الشكل نفسه. التحسن في المظهر العام جلي وبخاصة لحالتي 128×128 و 64×64. أما حالة 32×32 التي تم تكبيرها إلى 1024×1024 فهي مغبشة، ولكن يجب ألا ننسى أن هذا الشكل تم تكبيره بواقع 23 مرة. وبالرغم من ذلك فإن نتيجة الاستكمال ثنائي الخطية المبينة في الشكل 3-14 (f) هي تقريب معقول للصورة الأصلية الشيء غير المحقق في الشكل 3-14 (c).



الشكل 3-14: في السطر العلوي صور تم تكبيرها من 128× 128 و 64×64 و 32×32 إلى 1024×1024 باستخدام السوية الرمادية للجار الأقرب. وفي السطر السفلي الصور نفسها ولكن كبرت باستخدام الاستكمال ثنائي الخطية.

3-5 بعض العلاقات الأساسية بين العناصر

سنناقش في هذا القسم عدة علاقات هامة بين عناصر الصورة الرقمية. وكما ذكرنا سابقا، نرمز للصورة بـ $f(x,y)$، و عندما نشير إلى عنصر صورة بعينه، فسنستخدم الأحرف الأبجدية الصغيرة مثل p و q.

3-5-1 جيران العنصر pixel neighbors

لكل عنصر p عند الإحداثيين (x,y) أربعة جيران أفقية وعمودية إحداثياتها هي:

$$(x+1, y), (x-1, y), (x, y+1), (x, y-1)$$

هذه العناصر التي تسمى الجيران الأربعة للعنصر p يرمز لها $N_4(P)$ و يبعد كل عنصر بمقدار واحدة المسافة عن (x,y)، وتقع بعض جيران العنصر P خارج الصورة الرقمية إذا كانت (x,y) تقع على حدود الصورة. وللجيران الأربعة القطرية للعنصر p الإحداثيات التالية:

$$(x+1, y+1), (x+1, y-1), (x-1, y+1), (x-1, y-1)$$

ويرمز لها بـ $N_D(P)$. هذه الجيران القطرية مع الجيران الأربعة تدعى الجيران الثمانية للعنصر p ويرمز لها بـ $N_8(P)$. وكما هي الحال في الجيران الأربعة فإن بعض الجيران القطرية تقع خارج الصورة الرقمية إذا كانت (x,y) على حدود الصورة.

2-5-3 التجاور والاتصالية والمناطق والحدود

Adjacency, connectivity, regions and boarders

الاتصالية بين العناصر مفهوم أساسي يبسط تعريف العديد من مفاهيم الصورة الرقمية كالمناطق والحدود. لكي نقول عن عنصري صورة أنهما متصلان، يجب أن يكونا متجاورين وأن يحققا معيارا للتشابه (كأن تكون سويتاهما الرماديتان متساويتين، على سبيل المثال).

لنفترض أن V هي مجموعة قيم السويات الرمادية المستخدمة لتعريف التجاور. في الصورة الثنائية، $V=\{1\}$ إذا كنا نتعامل مع التجاور بين العناصر التي قيمتها 1، وبالنسبة إلى الصورة الرمادية، فإن المفهوم لا يختلف أساسا، ولكن المجموعة V تحتوي عدة قيم. فعلى

سبيل المثال، عندما نتعامل مع مفهوم التجاور في الصورة الرمادية التي تأخذ عناصرها أية قيمة بين 0 و 255، يمكن أن تكون V أية مجموعة جزئية من المائتين وستة وخمسين قيمة، مثل {V={50-55. وتبعا لأنواع الاتصالية، لدينا ثلاثة أنواع من التجاور:

3-5-2-1 التجاور الرباعي 4-adjacency

يكون عنصرا صورة p و q بقيم من V متجاورين رباعيا إذا كانت q ضمن المجموعة $N_4(P)$.

3-5-2-2 التجاور الثماني 8-adjacency

يكون عنصرا صورة p و q بقيم من V متجاورين ثمانيا إذا كانت q ضمن المجموعة $N_8(P)$.

3-5-2-3 التجاور المختلط

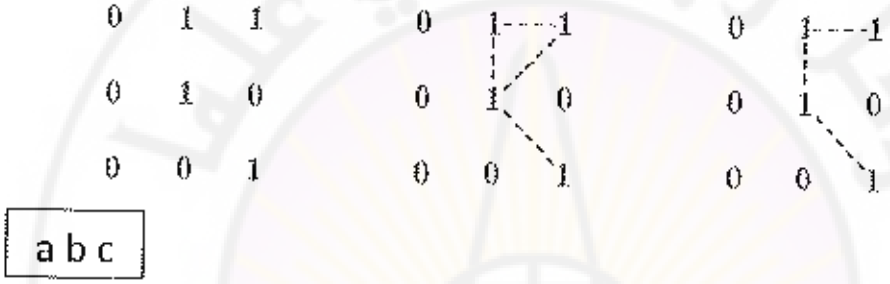
mixed adjacency(m-adjacency)

يكون عنصرا صورة p و q بقيم من V متجاورين تجاورا مختلطا إذا كان

(1) q ضمن المجموعة $N_4(P)$، أو

(2) q ضمن المجموعة $N_D(P)$، و المجموعة $N_4(P)\cap N_4(q)$ لا تحتوي أية عناصر قيمها من V.

كما نلاحظ، فإن الاتصالية المختلطة هي تعديل للاتصالية الثمانية، وهي تستعمل لإزالة الغموض الذي يحصل أحيانا أثناء استعمال الاتصالية الثمانية. فعلى سبيل المثال، تأمل ترتيب العناصر في الشكل 3-15 (b) من أجل {V=1} . حيث تبين العناصر الثلاثة العلوية تعددا (غموضا) في الاتصالية كما هو مبين في الخطوط المتقطعة. لاحظ أن هذا الغموض يختفي عند استعمال الاتصالية المختلطة كما في الشكل 3-15(c).



الشكل 3-15(a) مجموعة عناصر بترتيب معين، (b) العناصر المجاورة ثمانيا للعنصر المركزي موصولة بخط متقطع، (c) التجاور المختلط.

path الممر 4-2-5-3

الممر (الرقمي)أو (المنحني curve) من العنصر p ذي الإحداثيين (x,y)إلى العنصر qذي الإحداثيين(s,t) هو *تتابع عناصر إحداثياته*

$$(x_0, y_0), (x_1, y_1), \ldots, (x_n, y_n)$$

حيث $(x, y) = (x_0, y_0)$ و $(x_n, y_n) = (x_s, y_t)$ و العناصر (x_i, y_i) و (x_{i-1}, y_{i-1}) متجاورة من أجل $1 \leq i \leq n$. في هذه الحال، n هي طول الممر. فإذا كان

$$(x_0, y_0) = (x_n, y_n)$$

يكون الممر مغلقا closed path.ويمكن أن نعرف ممرا رباعيا أو ثمانيا أو مختلطا تبعا للتجاور المحدد. فعلى سبيل المثال، في الشكل 3-15 (c)، الممرات ثمانية، وفي الشكل 3-15 (c) الممر مختلط. نلاحظ هنا أن التجاور المختلط يلغي تعدد المسارات في الممرات ويزيل الغموض.

3-5-2-5 المركبات المتصلة connected components

إذا كانت S ترمز إلى مجموعة عناصر في صورة ما، نقول عن عنصري صورة p و q أنهما متصلان إذا وجد ممر بينهما مكون بشكل كامل من عناصر في S. ومن أجل أي عنصر في S، تسمى مجموعة العناصر المتصلة به مركبة متصلة تابعة لS. وإذا كانت S تحتوي مركبة متصلة واحدة، تسمى عندئذ مجموعة متصلة.

إذا كانت R مجموعة من العناصر في صورة، نسمي R منطقة في الصورة إذا كانت مجموعة متصلة. الحدود boundary، وتسمى أيضا (التخوم borders، أو الكفافات contours) لمنطقة ما R هي مجموعة العناصر في المنطقة التي لها جار أو أكثر خارجها. إذا كانت R تمثل الصورة بأكملها (مستطيل مثلا)، تعرف الحدود عندئذ بأنها العناصر الموجودة في السطرين والعمودين الأول والأخير. وهذا التعريف الأخير ضروري لأن الصورة ليس لها جيران خارج حدودها.

3-5-2-6 الثقوب والنقاط الشاذة holes and irregular points

يعرف الثقب بأنه عنصر صورة (أو أكثر) قيمته الصفر وجميع جيرانه تخالف قيمة الصفر. أما النقطة الشاذة وهي تمثل عادة نقطة ضجيج في الصورة فتعرف بأنها عنصر صورة قيمته ليست صفرا (تساوي 1 في الصورة الثنائية) وجميع جيرانه لها قيمة الصفر. أما في الصورة الرمادية، فالنقطة الشاذة هي تلك التي تختلف قيمتها بشكل كبير عن جيرانها (أو محيطه) ارتفاعا أم انخفاضا.

3-5-2-7 المناطق والحدود والحواف

regions, boundaries and edges

إن كل مجموعة من العناصر المتصلة فيما بينها تسمى منطقة، والعناصر التي تقع على الحدود الخارجية لهذه المنطقة وتشكل فيما إذا وصلت ببعضها خطا مغلقا يحيط بالمنطقة تسمى عناصر حدود، وخط المحيط الذي يحيط بالمنطقة من جميع جوانبها يمثل الحدود بين المنطقة والمناطق الأخرى المتاخمة لها. أما الحواف فتنتج عن انقطاع في المستويات الرمادية ضمن المنطقة المعينة وتكشف باستخدام الاشتقاق متبوعا بتعتيب، كما سنتطرق لذلك بالتفصيل في فصول لاحقة، وبالتالي فالمنطقة هي تعبير إجمالي global عن الصورة، والحواف edges هي تعبير موضعي ضمن الصورة، ويمكن أن تأخذ الحدود والحواف المعنى نفسه وتكشف بالطريقة نفسها في الصور الثنائية فقط.

6-3 قياسات المسافة distance measures

إذا كان لدينا العناصر p، q، و zالتي إحداثياتها (x,y) و (s,t) و (v,w) فإن D هي دالة مسافة إذا كان:

$$\begin{aligned}&\textbf{(a)}\ D(p,q) \geq 0 \quad (D(p,q) = 0 \quad \text{iff} \quad p = q),\\ &\textbf{(b)}\ D(p,q) = D(q,p), \text{and}\\ &\textbf{(c)}\ D(p,z) \leq D(p,q) + D(q,z).\end{aligned}$$

تعرف المسافة الأقليدية Euclidean distance بين النقطتين p و q كما يلي:

$$D_e(p,q) = \left[(x-s)^2 + (y-t)^2\right]^{\frac{1}{2}}.$$

ومن أجل قياس المسافة هذا، تقع النقاط التي تبعد عن النقطة (x,y) مسافة أقل أو تساوي قيمة معينة r ضمن قرص نصف قطره r متمركز حول (x,y).

وتعرف المسافة الرباعية التي تدعى أيضا(مسافةمربع المدينة city block) بين p و q كما يلي:

$$D_4(p,q) = |x-s| + |y-t|.$$

تشكل في هذه الحالة العناصر التي تبعد عن (x, y) مسافة رباعية أقل أو تساوي قيمة معينة r معينا متمركزا حول (x, y). فعلى سبيل المثال، تشكل العناصر التي تبعد عن المركز (x, y) مسافة أصغر أو تساوي 2 معين كفافات المسافة الثابتة التالي:

```
      2
    2 1 2
  2 1 0 1 2
    2 1 2
      2
```

ونلاحظ أن العناصر التي تبعد عن المركز مسافة $D_4=1$ هي الجيران الأربعة للنقطة (x, y).

أما المسافة الثمانية D_8 (تسمى أيضا مسافة رقعة الداما checker board distance) بين p و q فتعرف كما يلي:

$$D_8(p, q) = \max(|x - s|, |y - t|).$$

تشكل في هذه الحالة العناصر التي تبعد عن (x, y) مسافة ثمانية أقل أو تساوي قيمة معينة r مربعا متمركزا حول (x, y). و على سبيل المثال، تشكل العناصر التي تبعد عن المركز (x, y) مسافة أصغر أو تساوي 2 مربع كفافات المسافة الثابتة التالي:

2	2	2	2	2
2	1	1	1	2
2	1	0	1	2
2	1	1	1	2
2	2	2	2	2

في هذه الحالة، نلاحظ أن العناصر التي تبعد عن المركز مسافة $D_8=1$ هي الجيران الثمانية للنقطة (x, y).

ونلاحظ هنا أن المسافتين الرباعية والثمانية بين p و q مستقلتين عن وجود ممر بين النقطتين لأنهما تتعلقان بإحداثياتهما فقط. أما بالنسبة إلى المسافة المختلطة فإن المسافة بين النقطتين تعرف بأنها تساوي طول أقصر ممر بينهما، وبالتالي فهي تتعلق بقيمة التقاط على طول الممر بالإضافة لقيم جيرانها.

3-7 العمليات التي تطبق على الصورة على أساس العنصر

تجرى العديد من العمليات بين الصور كتقسيم صورة على أخرى. تتم هذه العملية بتقسيم عناصر الصورة الأولى على العناصر المطابقة لها في الصورة الثانية، عنصرا فعنصر. وبطبيعة الحال يجب ألا تكون قيمة أي عنصر من الصورة الثانية صفرا. وتعرف عمليات أخرى حسابية ومنطقية بين الصور بشكل مشابه كضرب الصورة بثابت لزيادة شدة إضاءتها أو تخفيضها، أو أخذ تقاطع صورة ثنائية مع أخرى لحذف مناطق بعينها في الصورة، وهكذا.

3-8 العمليات الخطية وغير الخطية

إذا كان لدينا عامل مؤثر H بحيث يكون دخله وخرجه صورة محددة، فإننا من أجل صورتين f و g و ثابتين a و b، نقول عن Hإنه عامل مؤثر خطي إذا كان

$$H(af + bg) = aH(f) + bH(g).$$

وبكلمات أخرى، يجب أن تكون نتيجة تطبيق العامل المؤثر الخطي في مجموع الصورتين (اللتين ضربتا بالثابتين المبينين) مطابقة لتطبيق العامل المؤثر في الصورتين بشكل إفرادي وضربهما بالثابتين بشكل مناسب وجمع النتيجتين. فعلى سبيل المثال، العامل المؤثر الذي تكون وظيفته حساب مجموع K صورة، هو عامل مؤثر خطي linear operator، والعامل المؤثر الذي يحسب القيمة المطلقة لفرق صورتين هو عامل مؤثر غير خطي nonlinear operator. وللعمليات الخطية على الصور أهمية استثنائية في معالجتها لأنها مبنية على جزء هام من النتائج النظرية والعملية الراسخة. وعلى الرغم من أن العمليات غير الخطية تعطي أداءً أفضل أحيانا، لا يمكن التنبؤ بنتيجتها دائما، و جزء هام منها غير مفهوم تماما نظريا.

الفصل الرابع

تحسين الصور الطبية

في المجال الحيزي

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

مقدمة

إن الهدف الرئيس من تحسين الصورة هو معالجتها بحيث تكون نتيجة المعالجة أفضل من الصورة الأصلية لتطبيق معين. إن كلمة "معين" هنا ضرورية لتؤكد على أن التقنيات المعروضة في هذا الفصل موجهة لتحسين الصورة من أجل تطبيقات محددة problem oriented. فعلى سبيل المثال، ليس بالضرورة أن تكون أفضل تقنيات لمعالجة صور الأشعة السينية هي الأفضل لمعالجة صور القلب النابض أو الصور الفضائية. وبغض النظر عن التقنية أو الطريقة المستعملة، فإن تقنيات تحسين الصور هي من أكثر طرائق معالجة الصورة أهمية وجاذبية لناحية المعاينة البصرية.

تقع طرائق تحسين الصورة في تصنيفين أساسيين: طرائق المجال الحيزي و طرائق المجال الترددي. ترجع طرائق المعالجة الحيزية إلى مستوي الصورة نفسها وتعتمد هذه الطرائق على معالجة عناصر الصورة مباشرة. وتعتمد تقنيات المجال الترددي على تعديل تحويل فوريه للصورة. وسنعرض كل صنف من هذين الصنفين في فصل مستقل. وليس أمرا غير عادي أن نجد طريقة مركبة تضم تقنيات من كلا الصنفين بترتيب مناسب.

من المناسب أن نؤكد هنا أنه لا توجد نظرية عامة لتحسين الصورة، وعندما نعالج صورة من أجل التفسير البصري، يأتي الحكم النهائي على جودة طريقة تحسين معينة من الشخص الذي يعاين الصورة نفسه. إن التقييم البصري لنوعية الصورة أمر شخصي جدا، لذلك، فإن وضع معيار لجودة الصورة هو إجراء خادع لمقارنة أداء الخوارزميات. وعندما تكون المسألة معالجة صورة من أجل الإدراك من قبل الآلة، تصبح عملية تقييم الأداء أسهل نسبيا. فعلى سبيل المثل، إذا كنا نتعامل مع مسألة قراءة الحاسوب للنصوص، فإن أفضل طريقة معالجة هي تلك التي تعطي أفضل معدل تعرف صحيح.

ولكن مهما اختلفت طريقة المعالجة والهدف، نبقى بحاجة إلى قدر معين من التجربة والخطأ قبل اختيار طريقة تحسين معينة.

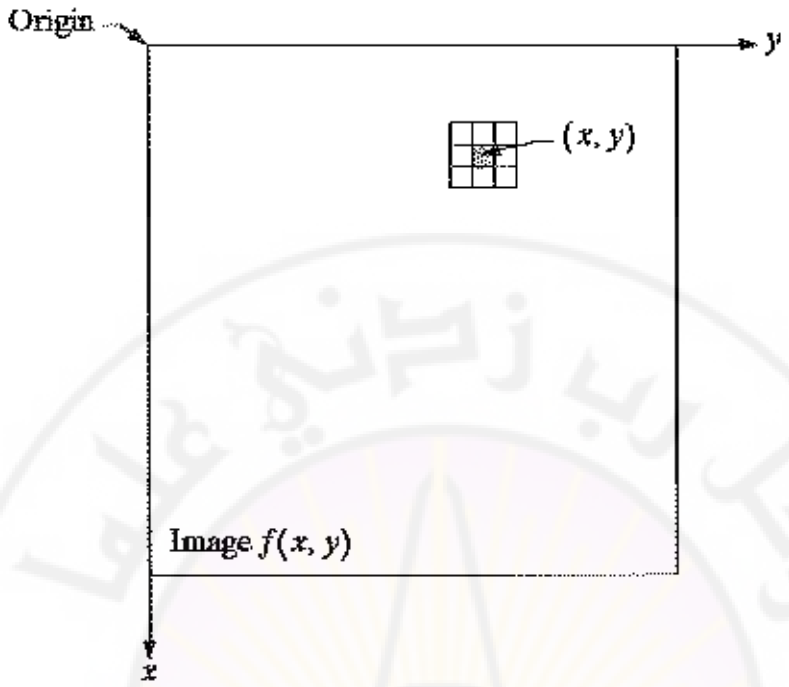
4-1 خلفية background

يرجع مصطلح "المجال الحيزي" إلى مجموع العناصر التي تشكل الصورة، طرائق المجال الحيزي هي إجراءات تعمل مباشرة على هذه العناصر. ويمكن التعبير عن الطرائق الحيزية عموما بالمعادلة التالية:

$$g(x,y) = T[f(x,y)] \qquad (4\text{-}1)$$

حيث إن $f(x,y)$ هي صورة الدخل، و $g(x,y)$ هي الصورة المعالجة، و T هو عامل مؤثر في f معرف في جوار محدد لـ (x,y). ويمكن أن تعمل T على مجموعة من الصور كإجراء عملية الجمع على عدد معين(K) من الصور من أجل تخفيض الضجيج.

إن الطريقة الشائعة لتعريف جوار حول نقطة (x,y) هو استعمال صورة فرعية على شكل مربع أو مستطيل كما هو مبين في الشكل 4-1.



الشكل 4-1 جوار أبعاده 3×3 حول النقطة (x,y).

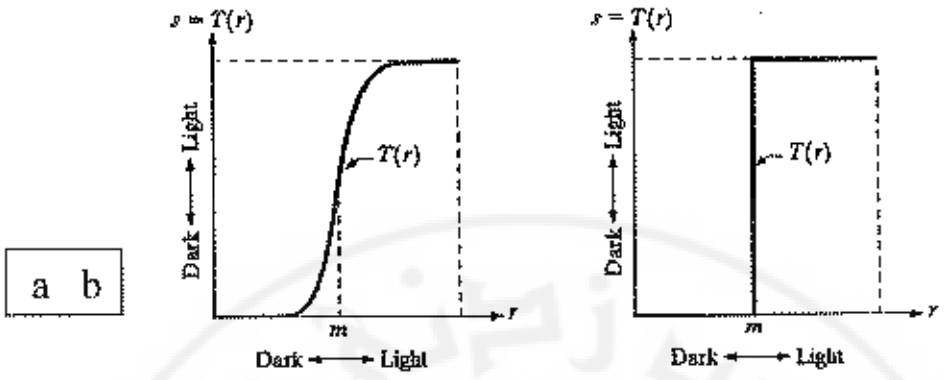
يحرك مركز الصورة الفرعية من عنصر لآخر، بدءاً من الزاوية العليا اليسرى. ويطبق العامل المؤثر عند كل موضع (x,y) ليعطي الخرج g عند ذلك الموضع. وتستخدم العملية عناصر الصورة الواقعة تحت الجوار. وعلى الرغم من أن الجوارات التي تأخذ شكل دائرة تقريبي تستخدم أحيانا فإن الجوارات المربعة والمستطيلة هي الأكثر شيوعا حتى الآن لسهولة تنفيذها.

نحصل على أبسط شكل للجوار عندما تكون أبعاده 1×1 (أي أن الجوار هو عنصر واحد). في هذه الحال، تعتمد قيمة g على f عند (x,y) وتصبح T عندئذ دالة تحويل سويات رمادية gray level transformation function، ويقال عنها

أيضا "دالة نقل mapping function"، أو "دالة شدة intensity function" من الشكل:

$$s = T(r) \qquad (4\text{-}2)$$

حيث أن r و s هما متحولان يرمزان إلى السوية الرمادية لـ $f(x,y)$ و $g(x,y)$ على التوالي. فعلى سبيل المثال، إذا كانت دالة التحويل كما هو مبين في الشكل 4-2(a)، فإن التحويل سينتج صورة ذات تباين أعلى بتعتيم السويات الرمادية الأقل من m وتفتيح (زيادة شدة الإضاءة) السويات التي تساوي أو أعلى من m في الصورة الأصلية. تدعى هذه التقنية "مد التباين contrast stretching"، وفي هذا التحويل، تضغط السويات الرمادية r الأقل من m إلى نطاق ضيق من s باتجاه الأسود. ويحدث عكس هذا الأثر بالنسبة إلى السويات الرمادية التي تساوي m أو أعلى منها. الحالة الحدية لهذا التحويل المبينة في الشكل 4-2(b) تنتج صورة ثنائية السوية binary image. والنقل من هذا النوع يسمى "تعتيب thresholding". ويمكن تشكيل تحويلات سويات رمادية بسيطة نسبيا لكنها فعالة. ولأن التحسين عند أية نقطة من الصورة يعتمد على قيمة السوية الرمادية عند النقطة نفسها، فإن تقنيات هذا الصنف تدعى "تقنيات معالجة النقطة point processing techniques".



الشكل 4–2 دالتي تحويل سويات رمادية لتحسين التباين.

تسمح الجوارات الأكبر بمرونة أعلى في المعالجة. إن الطريقة العامة هي استعمال تابع لقيم f في الجوار المحدد لـ (x,y) لتحديد قيمة g عند (x,y). إن أحد الأساليب الأساسية في هذا المجال هو استخدام ما يسمى (قناع mask أو نافذه window أو مرشح filter). والقناع هو مصفوفة ثنائية الأبعاد كتلك المبينة في الشكل 4–1 وغالبا ما تكون أبعادها 3×3. وقيم معاملات هذا القناع تحدد النتيجة التي تتم باستخدامه. وتسمى التقنيات التي تستخدم القناع"المعالجة باستخدام القناع mask processing" أو الترشيح filtering.

4–2 بعض تحويلات السويات الرمادية الأساسية

تعد دوال تحويل السويات الرمادية من أبسط تقنيات تحسين الصور. وسنرمز لقيم السويات الرمادية قبل المعالجة وبعدها r و s، على التوالي. وترتبط هاتان القيمتان كما ذكرنا بالعلاقة s=T(r)، حيث إن T هي التحويل الذي ينقل قيمة العنصر r إلى قيمة العنصر s. ولأننا نتعامل مع كميات رقمية، فإن قيم دالة التحويل تخزن في مصفوفة

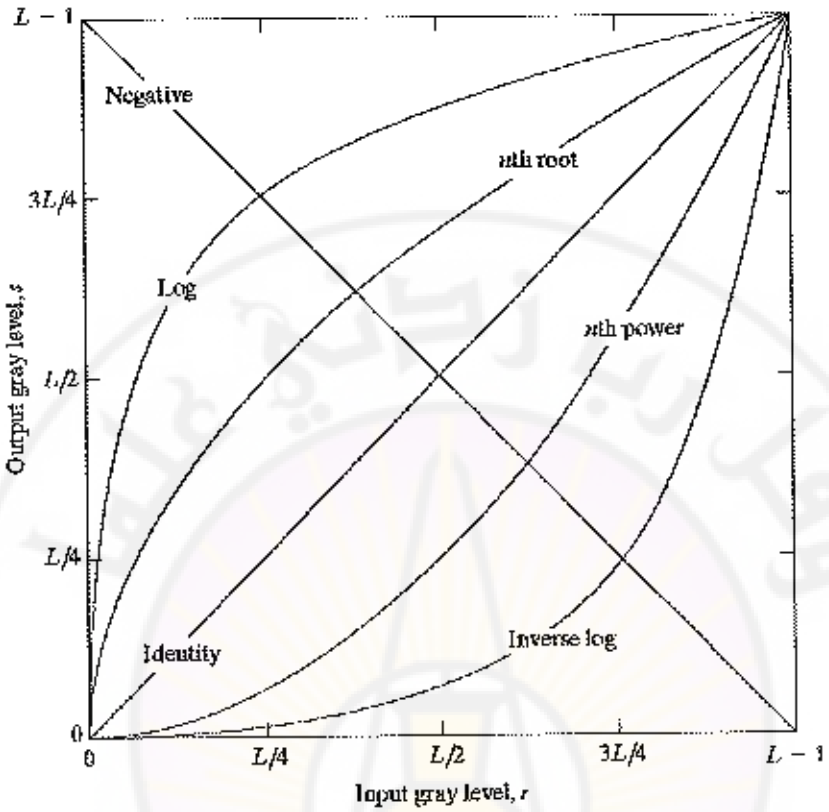
أحادية البعد، و القيم التي يتم نقلها من r إلى s يتم الحصول عليها باستخدام جداول بحث lookup مناسبة. وإذا كنا نتعامل مع البايت (ثمانية بتات) فإن جدول البحث الذي يحتوي قيم t سيكون له 256 مدخلا.

وكمدخل لتحويلات السويات الرمادية، تأمل الشكل 4-3 الذي يبين ثلاثة أنواع اساسية تستعمل عادة لتحسين الصور: (التحويل الخطي و التحويل السالب وتحويل التطابقlinear, negative and identity transformations) و اللوغاريتمي (اللوغاريتمي واللوغاريتمي العكسي log and inverse log transformations) وقانون القوة (تحويلات القوة والجذر من الدرجة nn^{th} power and n^{th} roots transformations). تحويل التطابق هو الحالة الأبسط حيث تتطابق فيها قيم الخرج مع قيم الدخل، وقد تم إدراجه في الرسم من أجل اكتمال الاحتمالات completeness.

4-2-1 النسخ السالبة للصور image negatives

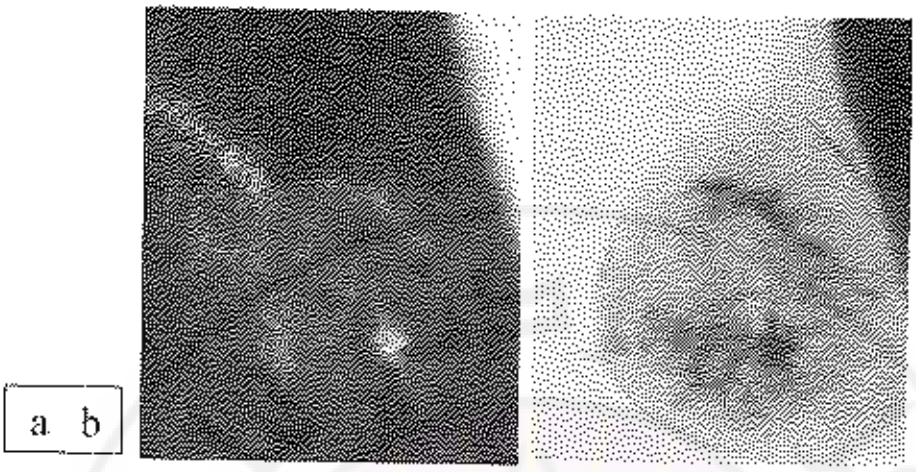
يتم الحصول على النسخة السالبة للصورة التي تنحصر سوياتها الرمادية في المجال [0,L-1] باستخدام التحويل السالب المبين في الشكل 4-3 والمعطى بالعلاقة التالية:

$$S = L - 1 - r. \qquad (4\text{-}3)$$



الشكل 4–3 بعض دوال تحويلات السويات الرمادية الأساسية المستخدمة لتحسين الصورة.

إن عكس السويات الرمادية بهذه الطريقة ينتج ما يكافئ الصورة الضوئية السالبة. يلائم هذا النوع من المعالجة بشكل خاص التفاصيل البيضاء أو الرمادية الموجودة في مناطق عائمة من الصورة وبخاصة إذا كانت المناطق السوداء مهيمنة من حيث الحجم. يبين الشكل **4–4** مثالا من هذا النوع. الصورة الأصلية هي صورة ماموغرام تحتوي بقعة ورم صغيرة. وعلى الرغم من أن المحتوى البصري واحد في الصورتين، نلاحظ أن تحليل أنسجة الصدر في الصورة السالبة أسهل بكثير في هذه الحالة الخاصة.



الشكل 4-4 (a) صورة ماموغرام رقمية أصلية. (b) صورة رقمية سالبة تم الحصول عليها باستخدام التحويل السالب.

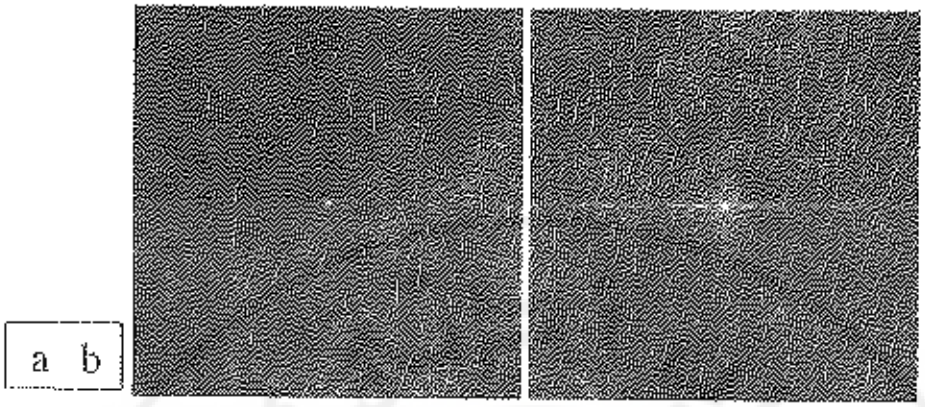
4-2-2 التحويل اللوغاريتمي log transformation

الشكل العام للتحويل اللوغاريتمي المبين في الشكل 4-3 يحسب وفقا للمعادلة التالية:

$$S = c \log (1+r) \qquad (4-4)$$

حيث أن C هي ثابت، و r يفترض أنها أكبر أو تساوي الصفر. يبين شكل هذا المنحني اللوغاريتميأنه ينقل مجالا ضيقا من قيم السويات الرمادية في صورة المدخل إلى مجال أوسع من سويات الخرج، والعكس صحيح بالنسبة إلى السويات صورة الدخل الأعلى. نستعمل هذا النوع من التحويلات لمد قيم عناصر الصورة العاتمة وضغط قيم عناصر الصورة الفاتحة. ويحدث الشيء المعاكس إذا استخدمنا التحويل اللوغاريتمي العكسي.

إن أي منحن له الشكل العام للمنحني اللوغاريتمي المبين في الشكل 4-3 يمكن أن يقوم بعملية مد السويات الرمادية في الصورة وضغطها.إن تحويلات قانون القوة التي سنناقشها في القسم التالي هي في الحقيقة أكثر تنوعا من التحويل اللوغاريتمي لهذا الغرض، غير أن التحويل اللوغاريتمي له ميزة هامة وهي أنه يضغط المجال الديناميكي للصور بتغيرات كبيرة في قيم سوياتها الرمادية. وكمثال شائع للصور التي لها مجال ديناميكي واسع هو تحويل فورييه الذي يمكن أن يمتد من 0 إلى 10^6 وهو ما سنستخدمه هنا لتوضيح فعالية التحويل اللوغاريتمي. إن أنظمة الإظهار التقليدية تظهر 256 سوية رمادية ونتيجة لذلك، يضيع الكثير من القيم الصغيرة الهامة لتحويل فورييه نتيجة التقريب. يبين الشكل 4-5(a) صورة لتحويل فورييه تمتد قيمها في المجال (0, 10^6 ×1.5)وقد قيست هذه القيم بشكل خطي للإظهار باستخدام نظام إظهار بدقة 8 بت. يظهر هذا الشكل بوضوح هيمنة القيم الكبيرة واختفاء القيم الصغيرة من الصورة. ويبين الشكل 4-5(b)نتيجة إظهار الصورة نفسها ولكن بعد تطبيق المعادلة (4-4)وإعطاء الثابت c القيمة 1 حيث أصبح مجال القيم من 0 إلى 6.2، ومن ثم تقييسها خطيا وإظهارها بالنظام نفسه. كما يبين الشكل 4-5(b)،أصبحت القيم الصغيرة لها أهمية ووضوح القيم الكبيرة نفسها والصورة أصبحت غنية بالتفاصيل. جميع صور تحويل فورييه التي سترد لاحقا في الكتاب سيتم إظهارها بالطريقة نفسها.



a b

الشكل 4–5(a) صورة تحويل فوريه وقد تم إظهارها خطيا بنظام 8 بت. (b) الصورة نفسها وقد أظهرت باستخدام التحويل اللوغاريتمي.

4–2–3 تحويلات قانون القوة

power-law transformations

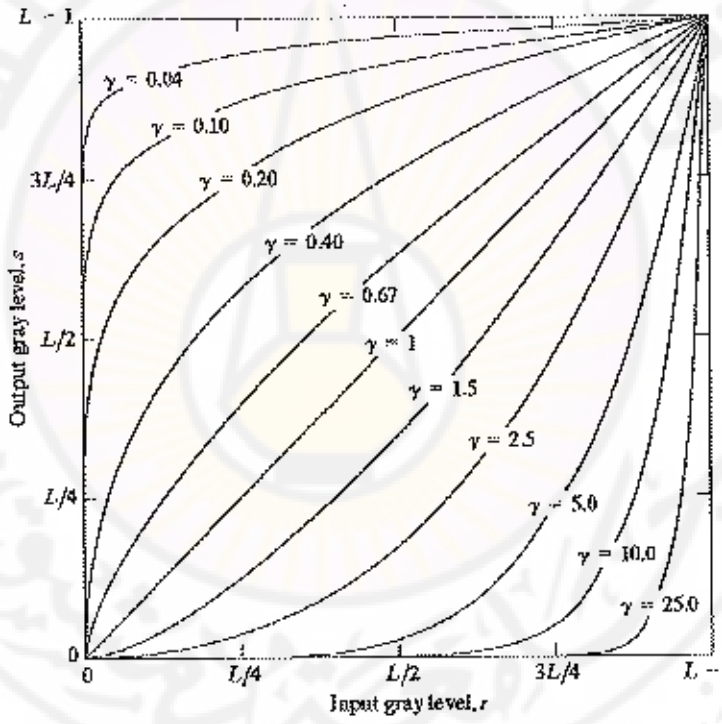
تأخذ تحويلات قانون القوة الشكل العام التالي:

$$s = c\, r^{\gamma} \qquad (4\text{-}5)$$

حيث إن c و γ ثابتان موجبان. يبين الشكل 4–6 رسوما لـ s مقابل r من أجل قيم مختلفة لغامّا. وكما هي الحال بالنسبة إلى التحويل اللوغاريتمي، فإن منحنيات قانون القوة بقيم أقل من الواحد لغامّا تنقل مجالا ضيقا من قيم الدخل الغامقة إلى مجال أوسع من قيم الخرج، والعكس صحيح بالنسبة إلى قيم الدخل الأعلى. وخلافا للدالة اللوغاريتمية، نلاحظ هنا وجود عائلة من منحنيات التحويل التي يمكن الحصول عليها ببساطة بتغيير غامّا. وكما هو متوقع، نرى في الشكل 4–6 أن المنحنيات المولدة بقيم

غامّا أصغر من الواحد لها الأثر المعاكس تماما لتلك المولدة من قيم أكبر من الواحد. وكما نلاحظ في الشكل نفسه أيضا أن المنحني المولد من أجل c=γ=1 هو منحني الهوية.

من الجدير ذكره هنا أن العديد من تجهيزات التقاط الصور وطباعتها وإظهارها تستجيب وفقا لقانون القوة. وقد سمي الأس في هذه المعادلة اصطلاحا "غامّا"، وهذا هو سبب اختيار هذا الرمز لهذا الأس. وتسمى العملية المستخدمة لتصحيح ظاهرة الاستجابة وفقا لقانون القوة هذا بـ(تصحيح غامّا gamma correction).



الشكل 4–6 رسم للمعادلة $s= c\, r^{\gamma}$ من أجل قيم مختلفة لغامّا

حيث (c=1) في جميع الحالات.

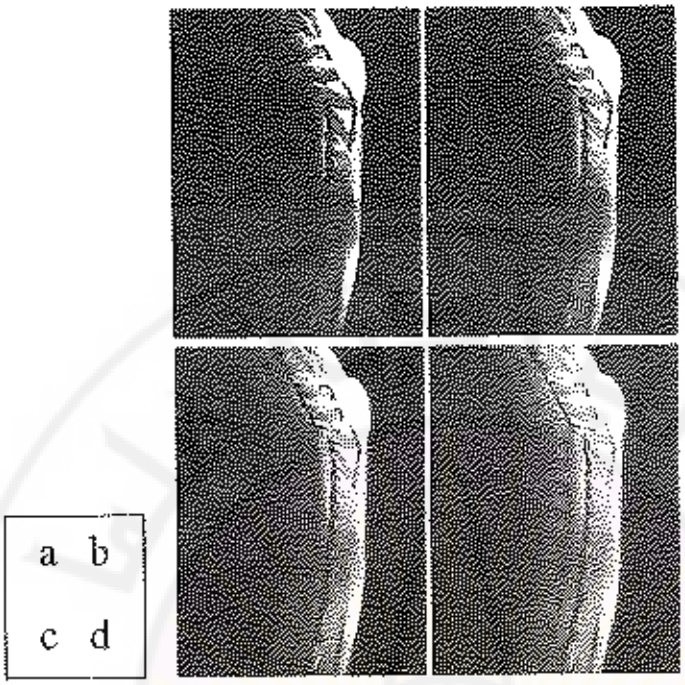
4-2-3-1 تحسين التباين باستخدام تحويلات قانون القوة

إضافة إلى "تصحيح غاما" تستخدم تحويلات قانون القوة في تحسين التباين. يبين الشكل 4-7(a) صورة رنين مغناطيسي للجزء العلوي من عمود فقري لإنسان مع انزلاق ناتج عن كسر وتماس مع الحبل الشوكي. يمكن رؤية الكسر قرب المركز العمودي للعمود الفقري عند الربع الأول من البداية العلوية تقريبا. ولأن الصورة الأصلية يطغى عليها السواد، يكون مد المسويات الرمادية مرغوبا. يمكن الحصول على هذ التأثير باستخدام تحويل القوة بقيم كسرية للأس. تم الحصول على الصور الأخرى في الشكل 4-7 باستخدام تحويل قانون القوة والمعادلة (4-5). قيم غاما الموافقة للصور (b)-(d) هي 0.6 و 0.4 و 0.3، على التوالي، و c=1 في جميع الحالات. نلاحظ أنه مع إنقاص غاما من0.6 إلى 0.4 أصبحنا قادرين على رؤية مزيد من التفاصيل. وعندما أصبحت غاما 0.3 تحسنت بعض تفاصيل الخلفية ولكن التباين بدأ ينخفض وأصبح المظهر العام أصبح باهتا قليلا وبخاصة في الخلفية. وبمقارنة جميع النتائج نجد أن أفضل نتيجة حصلنا عليها من حيث التباين والتفاصيل الممكن تمييزها كانت من أجل γ =0.4.

4-2-4 التحويلات الخطية على شكل قطع مستقيمة

piecewise linear transformations

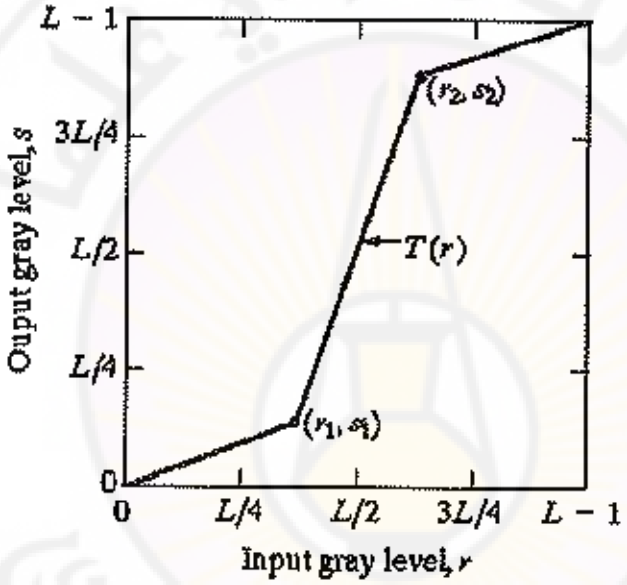
إن الطريقة المكملة للطرائق التي شرحت في الأقسام السابقة هي استخدام التحويلات الخطية المشكلة من قطع مستقيمة التي يحسب طولها وميلها بما يخدم التحسين المطلوب. الميزة الأساسية لهذا النوع من التحويلات هو أنها يمكن أن تكون معقدة بالقدر المطلوب.



الشكل 4–7 (a) صورة رنين مغناطيسي لعمود فقري مكسور. (b)–(d) نتيجة تطبيق المعادلة (4–5) مع c=1 و γ=0.6, 0.4, 0.3 على التوالي.

والسمة الأساسية هي أنها تتطلب تدخلا من المستخدم أكثر من سابقاتها. فعلى سبيل المثال، يمثل الشكل 4–8 تحويلا نموذجيا يستخدم لمد التباين. تتحكم مواقع النقطتين (r_1,s_1) و (r_2,s_2) بشكل دالة التحويل. فإذا كانت $s_1=r_1$ و $s_2=r_2$ يصبح التحويل خطيا ولا ينتج أي تغيير في السويات الرمادية. وإذا كانت $r_1=r_2$ و $s_1=0$ و $s_2=L-1$ يصبح التحويل دالة تعتيب تنتج صورة ثنائية السوية binary. أما القيم المتوسطة لـ (r_1,s_1) و (r_2,s_2) فتعطي نتائج متنوعة لمد السويات الرمادية لصورة الخرج، وبالتالي تؤثر في الخرج. وبشكل عام يفترض أن تكون $(r_1\leq s_1)$ و $(r_2\leq s_2)$ ليكون شكل السويات الرمادية الناتج منسجما ولحفظ الترتيب الأساسي للسويات

الرمادية ومنع ظهور سويات رمادية زائفة.ويمكن إعطاء النقطتين S_1 و S_2 قيمتين عاليتين للتأكيد على مجال محدد من السويات الرمادية موضع اهتمامنا كأن يكون لبقع مرضية في صورة طبية. ويسمى هذا النوع من التحويلات تحويل شطر السويات الرمادية gray level slicing transformations ويستعمل عادة لتحسين صور الأشعة السينية.

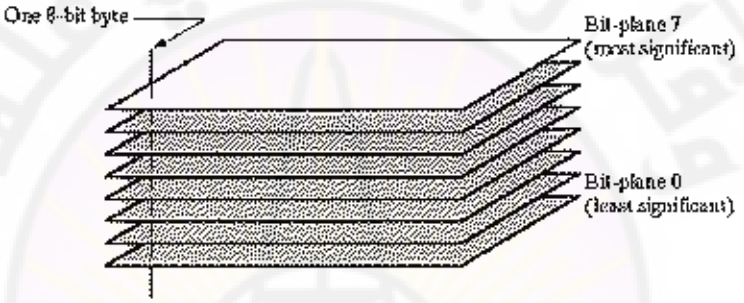


الشكل 4-8 تحويل نموذجي يستخدم لمد التباين.

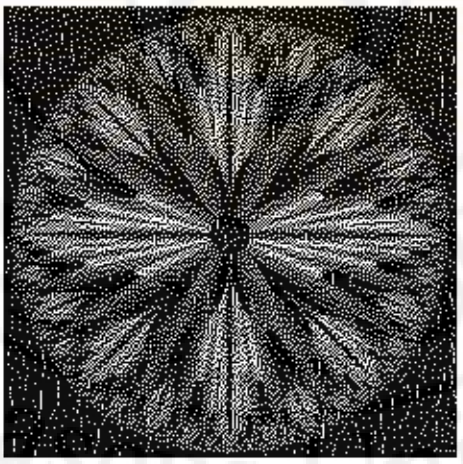
4-2-5 تقسيم مستوي البتات إلى شرائح bit-plane slicing

إن التمثيل الشائع للسويات الرمادية يتم باستخدام البايت (ثمانية بتات)، وأحد الطرائق التي تستخدم في ترميز الصورة وفي استكشاف تركيب سوياتها الرمادية تبعا لعدد البتات المستخدمة في التمثيل هو ما يسمى تقسيم مستوي البتات إلى شرائح، وهو في الحالة الشائعة ثمانية مستويات (مستوى لكل بت من بتات البايت المستخدم في التمثيل). يبين

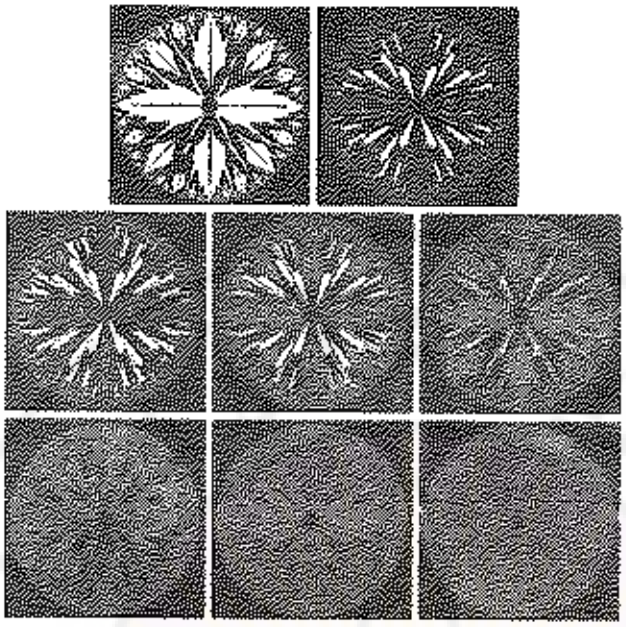
الشكل 4-9 تصورا لبتات التمثيل على شكل مستويات، ويبن الشكل 4-10 صورة مولدة بالحاسوب، ويبين الشكل 4-11 الصور الناتجة عن إعطاء السويات الرمادية التي يمثلها كل بت سوية واحدة وإعطاء الصفر لبقية السويات. نلاحظ أن البتات العليا تحتوي أهم تفاصيل الصورة، ويمكن فهم ذلك لأن البت الثامن، على سبيل المثال، يمثل 128 سوية رمادية. و يمكن استخدام هذه الطريقة في الصور الطبية للتأكيد على مناطق بعينها في الصورة وإظهارها بوضوح.



الشكل 4-9 مستويات البتات



الشكل 4-10 صورة مولدة بالحاسوب.



الشكل 4–11 صور مستويات البتات الثمانية لصورة الشكل 4–10.

4–3 معالجة الهيستوغرام

إن هيستوغرام الصورة الرقمية بسويات رمادية في المجال $[0,L-1]$ هو دالة متقطعة $h(r_k) = n_k$ ، حيث إن r_k هي السوية الرمادية رقم k و n_k هي عدد عناصر الصورة التي لها سوية رمادية تساوي k. ويقيَّس الهيستوغرام عادة بتقسيم n_k على مجموع العناصر في الصورة مشارا إليها بـ n. ولذلك، تعطى صيغة الهيستوغرام المقيس normalized بالعلاقة $p(r_k)=n_k/n$ من أجل $k=0,1,....,L-1$. وبشكل تقريبي، يمكن أن نقول إن $p(r_k)$ تمثل كثافة احتمال حدوث السوية r_k، وبالتالي فإن مجموع مركبات الهيستوغرام المقيس يساوي الواحد.

الهيستوغرامات هي الأساس للعديد من تقنيات معالجة الصورة في المجال الحيزي، و يمكن أن تستخدم معالجة الهيستوغرام بشكل فعال من أجل تحسين الصورة كما سنرى في هذا القسم. فبالإضافة لكونه يؤمن إحصائيات هامة حول الصورة، يمكن أن يستخدم في ضغط الصورة وتجزيئها. الهيستوغرام سهل الحساب برمجيا مما يجعله اقتصاديا للتطبيق في تجهيزات معالجة الصورة ومناسبا للتطبيقات الآنية (الزمن الحقيقي)realtime لسرعة تنفيذ خوارزمياته.

يعطي شكل الهيستوغرام تصورا إجماليا للمظهر العام للصورة (عاتم، فاتح، إلخ..). وكمقدمة لشرح دور الهيستوغرام في معالجات تحسين الصورة، سنستعرض في الشكل 4-12 صورة حيوية في أربعة تصنيفات شائعة للمظهر العام هي: عاتم و فاتح و منخفض التباين و عالي التباين. ويظهر في الجانب الأيمن من صورة كل صنف هيستوغرامها حيث يمثل المحور الأفقي السويات الرمادية r_k ويمثل المحور العمودي $h(r_k)$ أو n_k= إذا كانت القيم مقيسة. لذلك، فالهيستوغرام يمثل رسما لعدد العناصر في الصورة لكل سوية رمادية r_k، أو لكثافة احتمال حدوث كل سوية رمادية في الصورة إذا كان الهيستوغرام مقيسا.

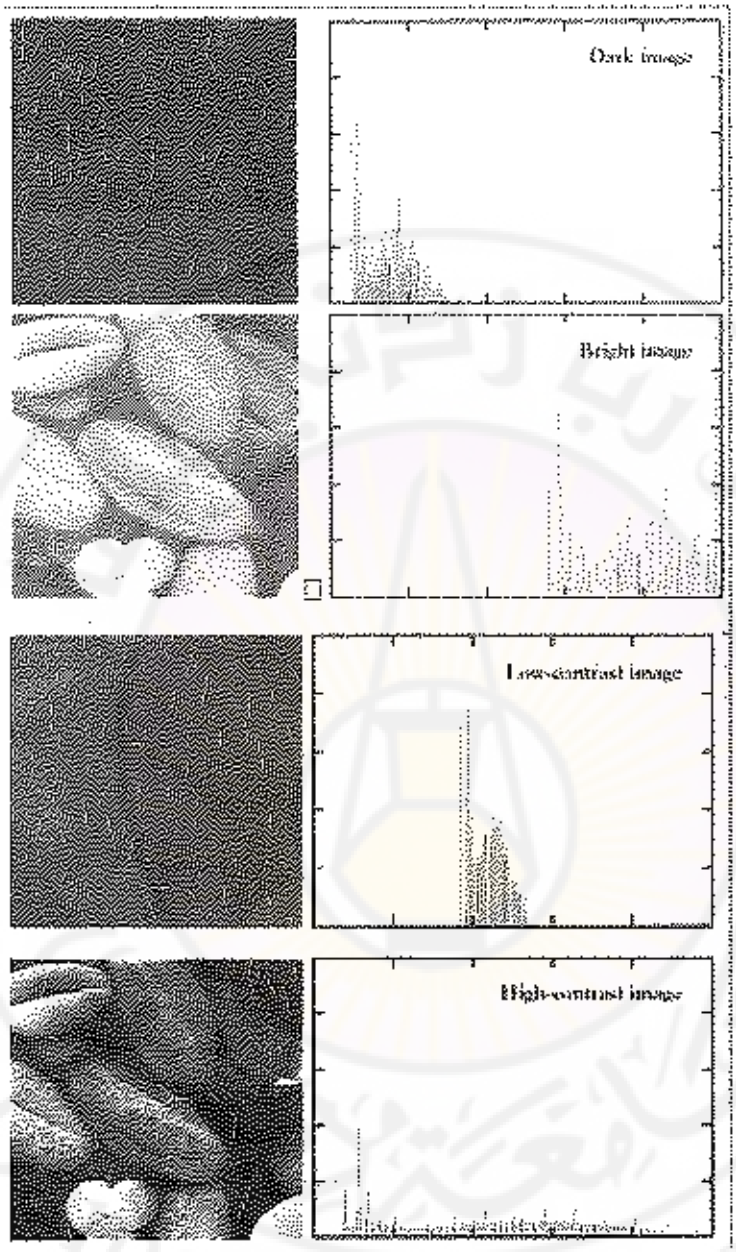
نلاحظ في الشكل 4-12 أن مركبات هيستوغرام الصورة العاتمة تقع في الجزء الأدنى من السلم الرمادي، وأن مركبات الصورة الفاتحة تقع في الجزء الأعلى من السلم الرمادي بينما تقع مركبات الصورة ذات التباين المنخفض متجمعة في منتصف السلم، و أخيرا، تمتد مركبات هيستوغرام الصورة ذات التباين العالي عل كامل السلم الرمادي تقريبا وبتوزع منتظم تقريبا. هذا النوع من الهيستوغرامات ينتج من الصور ذات التباين العالي والتي تحتوي تفاصيل كثيرة.وسنرى في القسم التالي كيف يمكن أن نحول أية صورة إلى صورة من

هذا النوع من حيث الوضوح بتسوية هيستوغرامها اعتمادا على المعلومات الموجودة فيه فقط.

4-3-1 تسوية الهيستوغرام histogram equalization

وجدنا في القسم السابق أن هيستوغرام الصورة العاتمة يتركز في المنطقة الدنيا من السلم الرمادي وهيستوغرام الصورة منخفضة التباين يتركز في نطاق ضيق في منتصف السلم، بينما الصورة الفاتحة يتركز هيستوغرامها في المنطقة العليا منه. كما لا حظنا أن هيستوغرام الصورة ذات التباين العالي يمتد على كامل السلم تقريبا، وهذه هي الحالة المرغوبة والتي تعطي أكبر قدر من وضوح الصورة. سنشرح فيما يلي تقنية معالجة للهيستوغرام بحيث تعطي آليا صورة من النوع الأخير مهما كان نوعها قبل المعالجة. هذه التقنية تسمى "تسوية الهيستوغرام" وهي تحول أي هيستوغرام إلى هيستوغرام منتظم تقريبا ويتوزع على كامل السلم الرمادي بالاعتماد على المعلومات الموجودة في هيستوغرام الصورة الأصلية نفسها فقط.

يمكن الإثبات رياضيا (عمار 1992) أن استعمال التوزيع التراكمي Comulative Distribution (CD) كدالة تحويل CD Function (CDF) ينتج صورة ذات سويات رمادية منتظمة الكثافة، ويعني ذلك بمفهوم التحسين زيادة المجال الديناميكي وإعطاء أكبر وضوح ممكن. وميزة هذه الطريقة أنها آلية وتعتمد على معلومات هيستوغرام الصورة فقط. و نشرح فيما يلي طريقة تسوية الهيستوغرام لتحسين الصورة.



الشكل 4–12 صورة حيوية بأربعة أصناف للمظهر العام (عاتم و فاتح ومنخفض التباين و عالي التباين) مع هيستوغرام كل صنف.

تقرب كثافة احتمال حدوث السوية الرمادية r_k في الصورة الرقمية بالمعادلة

$$p_r(r_k) = \frac{n_k}{n} \qquad k = 0, 1, 2, \ldots, L-1 \qquad (4\text{-}6)$$

حيث إن L هو عدد السويات الرمادية الممكنة في الصورة، وبقية الرموز في المعادلة هي نفسها المستخدمة في القسم السابق.

وتتم تسوية الهيستوغرام باستخدام دالة تحويل $S_k = T(r_k)$ وهي CDF التي ذكرناها أعلاه، وهي تحسب وفق المعادلة (4-7) من هيستوغرام الصورة المراد تسوية هيستوغرامها.

$$s_k = T(r_k) = \sum_{j=0}^{k} p_r(r_j)$$
$$= \sum_{j=0}^{k} \frac{n_j}{n} \qquad k = 0, 1, 2, \ldots, L-1. \qquad (4\text{-}7)$$

وتتم عملية التسوية وفق الخطوات التالية:

1 – حساب هيستوغرام الصورة من سوياتها الرمادية.

2 – حساب دالة التوزيع التراكمي CDF من الهيستوغرام.

3 – إيجاد السويات الرمادية الجديدة مستخدمين دالة التوزيع التراكمي مع تقريب القيم الناتجة إلى أقرب قيم صحيحة.

4 – إعادة نسب السويات الرمادية الناتجة إلى عناصر الصورة الأصلية.

وسنشرح هذه التقنية بمثال عملي بشكل مباشر.

لنأخذ صورة رقمية افتراضية بحجم 64×64 وتحتوي ثماني سويات رمادية (0, 1, ...,7) تتوزع سوياتها الرمادية وفقا للجدول التالي:

r_k	n_k
$r_0 = 0$	214
$r_1 = 1$	1119
$r_2 = 2$	542
$r_3 = 3$	891
$r_4 = 4$	868
$r_5 = 5$	145
$r_6 = 6$	277
$r_7 = 7$	40

المطلوب تسوية هيستوغرام هذه الصورة.

الحل:

1 — نحسب عدد عناصر الصورة لحساب الهيستوغرام المقيّس:

$$n = 64 \times 64 = 4096.$$

ثم نرسم جدولاً من سبعة أعمدة بغرض التوضيح لنضع فيه نتائج مراحل الحساب المختلفة، كما يلي:

توضيح مراحل تسوية الهيستوغرام

r_k	n_k	$p_r(r_k) = n_k/n$	CDF $S_k = T(r_k)$	Output values	Quantized values	Equalized histogram (# pixels)
0	214	0.05	0.05	$S_0 = 0.05X7=0.35$	0	214
1	1119	0.27	0.32	$S_1 = 0.32X7=2.24$	2	0
2	542	0.13	0.45	S2=0.45X7=3.15	3	1119
3	891	0.22	0.67	S3=0.67X7=4.69	5	542
4	868	0.21	0.88	S4=0.88X7=6.16	6	0
5	145	0.04	0.92	S5=0.92X7=6.44	6	891
6	277	0.07	0.99	S6=0.99X7=6.93	7	868+145
7	40	0.01	1	S7=1X7=7	7	277+40

2 —نضع في العمود الأول قيم السويات الرمادية الموجودة في الصورة، ونضع في العمود الثاني عدد العناصر الموجودة في الصورة لكل سوية.

3 – نحسب الهيستوغرام المقيس بتقسيم عدد العناصر لكل سوية رمادية على عدد عناصر الصورةn ونضع النتائج في العمود الثالث.

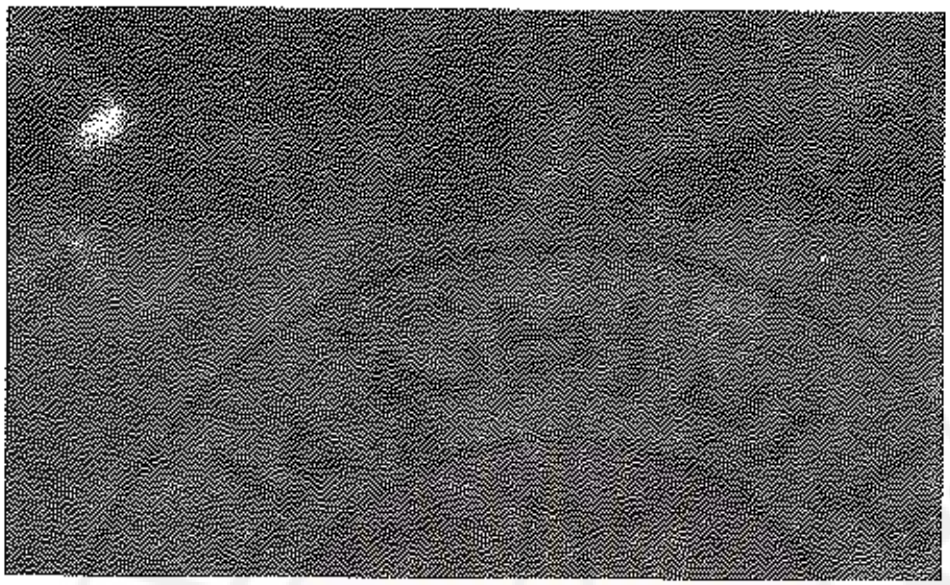
4– نحسب دالة التحويلCDF،ونضع النتائج في العمود الرابع.

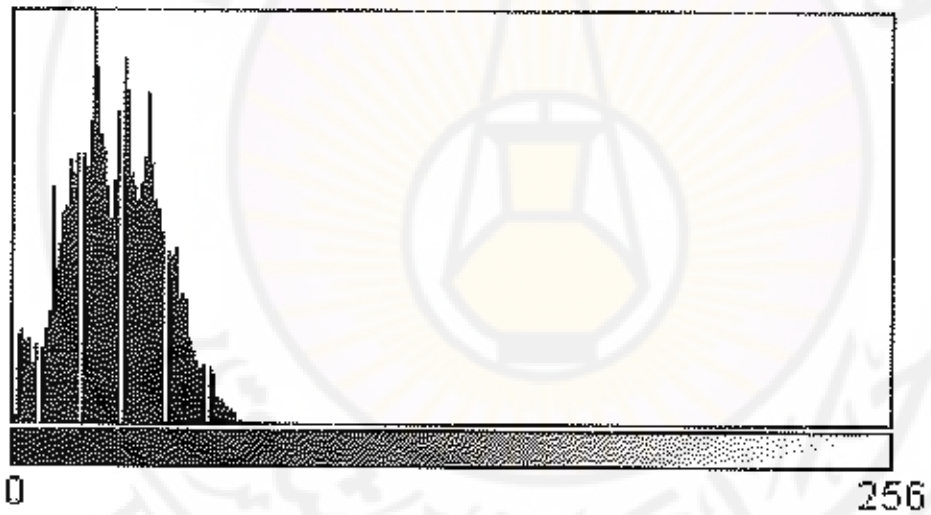
5– نوجد السويات الرمادية الناتجة عن دالة التحويل التراكمي بتقريب كل قيمة إلى أقرب قيمة صحيحة متوافرة في الصورة وهي في حالتنا المدروسة ثماني سويات بما فيها الصفر، أي (0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7). ويمكن الحصول على ذلك مباشرة بضرب قيم الCDF بالرقم 7 كما في العمود الخامس، والتقريب لأقرب قيمة صحيحة كما في العمود السادس.

6– نحسب الهيستوغرام المسوى بجمع العناصر حسب مشاركتها في القيم المحولة الناتجة في العمود السادس، ونضعها في العمود السابع، وهذا العمود يتضمن في النهاية قيم الهيستوغرام المسوى.

7– للحصول على الصورة المسوى هيستوغرامها ننسب القيم الناتجة إلى العناصر الموافقة لها في الصورة الأصلية. فالعناصر الـ 1119 التي كانت قيمتها 1 تصبح قيمتها 2، والعناصر التي كانت قيمها 4 و 5 وعددها 868+145 = 1013 أصبحت تتشارك بالقيمة 6، وهكذا.

يبين الشكل 4–13 صورة أسنان منخفضة التباين والتفاصيل مع هيستوغرامها، وبدهي أنها غير مفيدة للتشخيص. نلاحظ أن هيستوغرامها ضيق ويشغل المنطقة الدنيا من السلم الرمادي. بتطبيق تقنية تسوية الهيستوغرام التي شرحناها للتو، نتجت الصورة المبينة في الشكل 4–14 مع هيستوغرامها المسوى. نلاحظ أنها بالغة الوضوح وقد ظهرت الإبرة المكسورة في السن، كما نلاحظ أن الهيستوغرام المسوى امتد آليا على كامل السلم الرمادي تقريبا، وهذه النتائج تنسجم تماما مع مبدأ الطريقة.

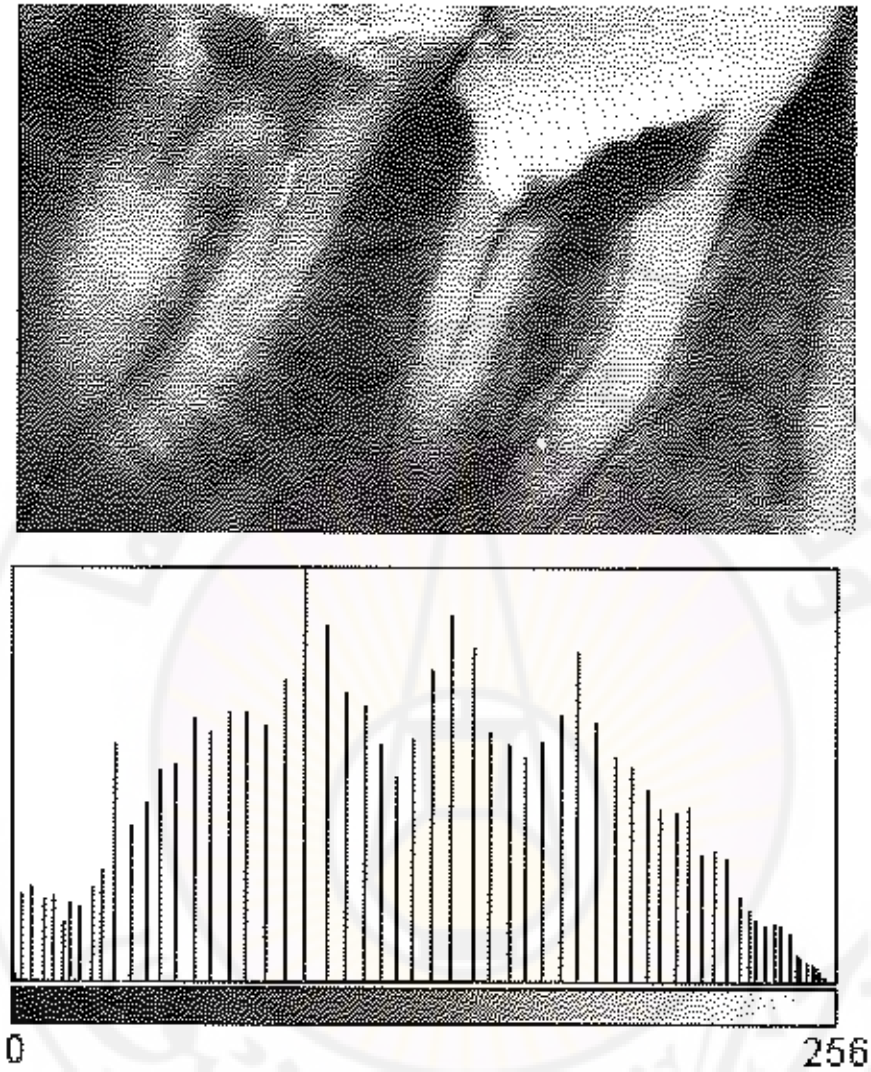




Count: 64000
Mean: 28.99
StdDev: 13.41

Min: 0
Max: 91
Mode: 23 (2560)

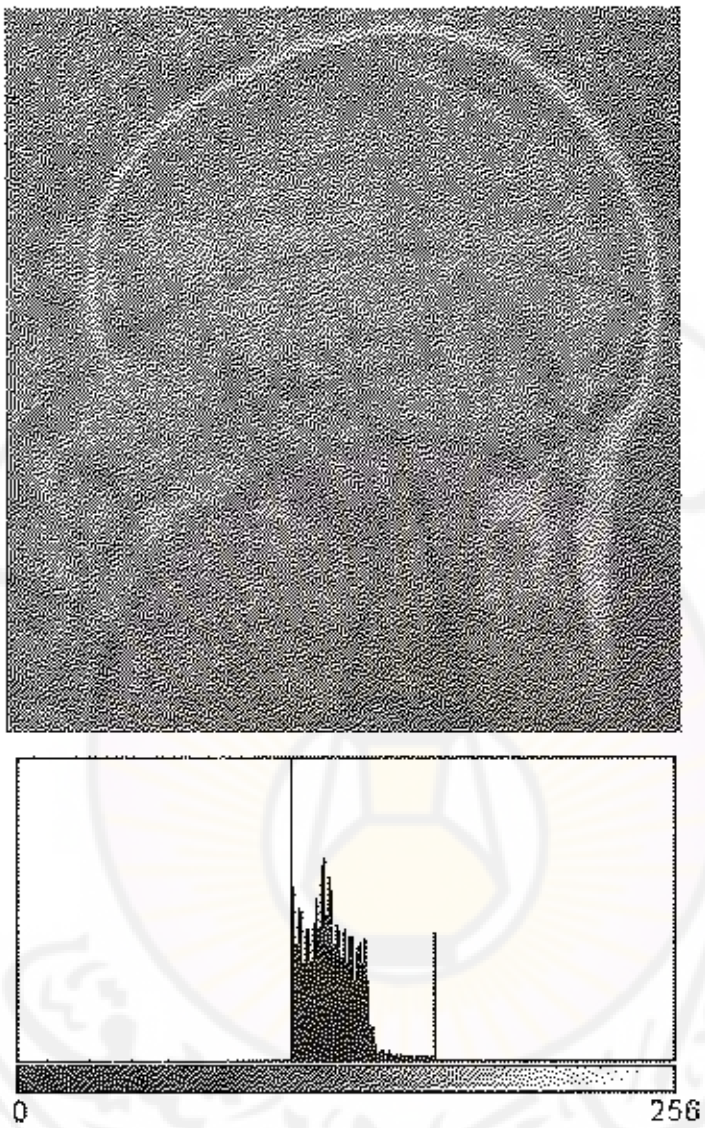
الشكل **4–13** صورة أسنان منخفضة التباين وعاتمة مع هيستوغرامها.



الشكل **4–14** صورة الأسنان بعد التسوية مع هيستوغرامها.

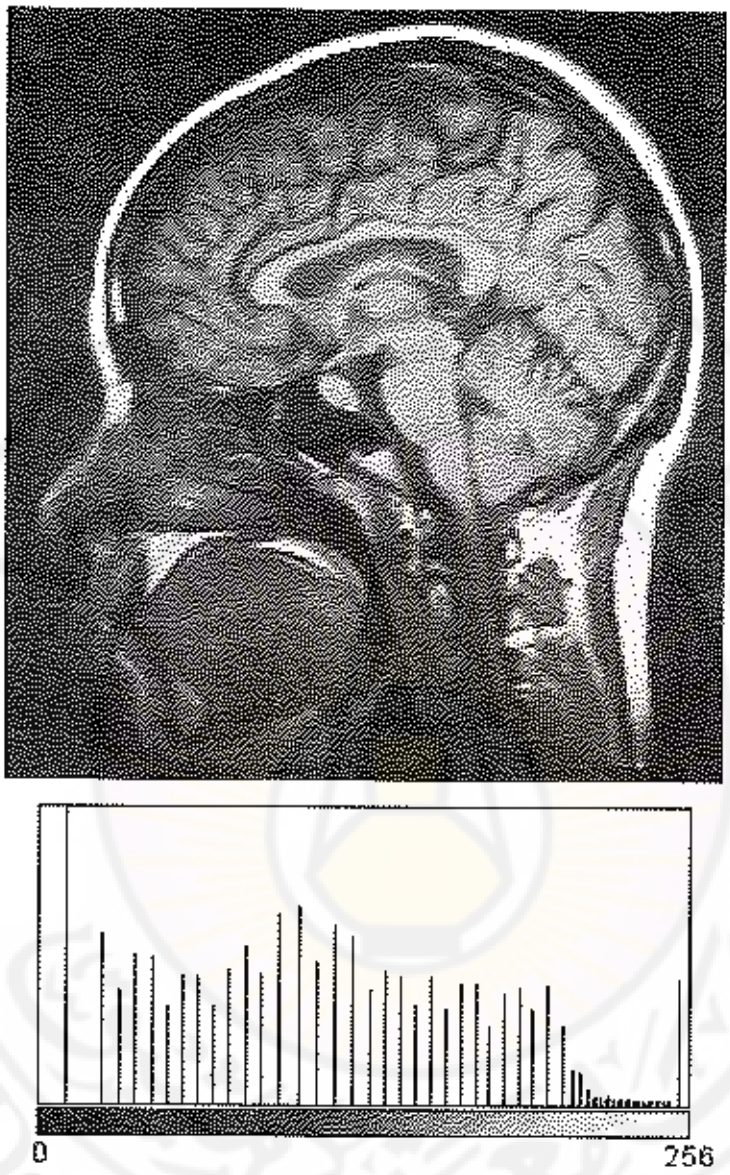
ويبين الشكل 4-15 صورة دماغ منخفضة التباين لكن شدة إضاءتها متوسطة (هيستوغرام ضيق في منتصف السلم الرمادي). يبين الشكل 5-16 نتيجة تسوية هيستوغرامها. بالتدقيق نجد أننا حصلنا على تحسن مماثل على الرغم من اختلاف طبيعة الصورة الأصلية.

إن الميزة الأساسية لهذه الطريقة (التنفيذ الآلي) هي سيئتها الوحيدة لأنها لا تسمح بتدخل المستخدم في بعض الحالات كتلك التي ينتج فيها صورة باهتة washed out appearance إذا كانت الصورة في الأصل ذات مجال ديناميكي عريض وتعاني من قلة الوضوح في بعض أجزائها (Gonzalez 2005) لذلك، تستخدم في هذه الحالة الطريقة نفسها بعد تعديلها لتصبح "التوصيف المباشر للهيستوغرام direct histogram specification (عمار 1992) ويمكن بذلك التغلب على هذه السيئة للحصول على أداء ممتاز في جميع الحالات (Gonzalez 2005). وتأخذ الطريقة في المرجع الثاني اسم "مطابقة الهيستوغرام histogram matching" . إن فهم آلية عمل طريقة تسوية الهيستوغرام بدقة يمكّن المستخدم من فهم سبب سوء أدائها في بعض الحالات الخاصة، ويمكنه من الاستخدام الناجح للطريقة المعدلة (توصيف الهيستوغرام).



الشكل 4-15 صورة دماغ منخفضة التباين ومتوسطة

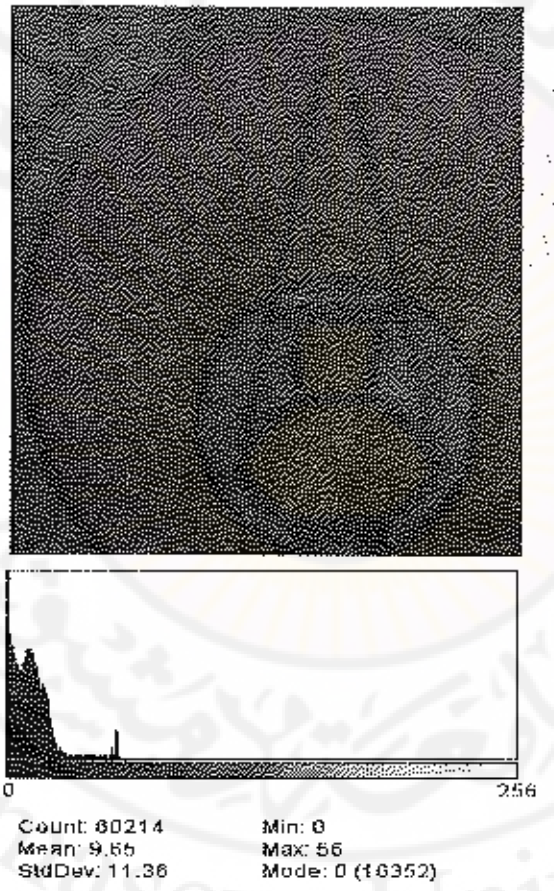
شدة الإضاءة مع هيستوغرامها.



الشكل **4–16** صورة الدماغ بعد التسوية مع هيستوغرامها.

4-3-2 استخدام تسوية الهيستوغرام بعد طرح الخلفية

يبين الشكل 4-17 صورة الدماغ نفسها بعد طرح الخلفية منها. نلاحظ أنها أصبحت عاتمة أكثر وأصبحت قمة الهيستوغرام عند الصفر. يبين الشكل 4-18 نتيجة عملية تسوية هيستوغرامها. هل تجد فرقا بين هذه النتيجة ونتيجة تسوية هيستوغرام الصورة الأصلية (أي بدون طرح الخلفية)؟ علل النتيجة.



الشكل 4-17 صورة الدماغ بعد طرح الخلفية، مع هيستوغرامها.



الشكل **4–18** الصورة بعد طرح الخلفية وتسوية الهيستوغرام.

4-3-3 التحسين الموضعي local enhancement

تصنف تقنيات التحسين بمعالجة الهيستوغرام التي ناقشناها في القسم السابق كتقنيات تحسين إجمالية، بمعنى أنها تتعامل مع المظهر العام للصورة ككل وتعتمد في بارامتراتها على معلومات إجمالية تحسب من الهيستوغرام. وعلى الرغم من أن تقنيتي تسوية الهيستوغرام وتوصيفه تفيان بغرض التحسين في مجمل الحالات، إلا أنه في حالات معينة كحالة بقعة مرضية في صورة طبية غير واضحة ولا تشغل أكثر من أجزاء بالمائة من مساحة الصورة سيكون تأثير هذه البقعة مهملا على الهيستوغرام وبالتالي قد لا يكون التحسين الناتج عن التسوية مفيدا في توضيح معالمها. في هذه الحال لا بد من تطبيق تسوية الهيستوغرام موضعيا في جوارات مساحتها من مرتبة مساحة البقعة موضوع التحسين. ويتم ذلك عادة باختيار جوارات مربعة أو مستطيلة وتحريك مركزها من عنصر لآخر، وفي كل مرة يجري تسوية هيستوغرام للعناصر التي يشملها هذا الجوار. ويمكن لتقليل زمن المعالجة أن نقسم الصورة إلى جوارات متداخلة ونجري التحسين للمناطق المشمولة بهذه الجوارات. ويمكن أن لا تكون هذه الجوارات متداخلة، ولكن في هذه الحال، يظهر أثر المربعات في الصورة الناتجة.

4-3-4 استخدام إحصائيات الهيستوغرام لتحسين الصورة

بدلا من استعمال الهيستوغرام بشكل مباشر لتحسين الصورة، يمكن أن نستعمل بعض البارامترات الإحصائية المحسوبة منهلهذا الغرض. سنفترض أن r متحولا عشوائيا متقطعا يمثل السويات الرمادية المتقطعة في الصورة في المجال [0,L-1]، و أن $p(r_i)$ تمثل مركبة الهيستوغرام المقيسة الموافقة لقيمة r رقم i. وكما أشرنا سابقا، يمكن أن نعتبر $p(r_i)$

تقديرا لاحتمال حدوث السوية الرمادية r_k. يعرف العزم moment من الدرجة n لـ r حول متوسطها كما يلي:

$$\mu_n(r) = \sum_{i=0}^{L-1} (r_i - m)^n p(r_i) \qquad (4\text{-}8)$$

حيث إن m هي قيمة rالمتوسطةaverage (متوسط سويتها الرمادية) المعطاة بالعلاقة التالية:

$$m = \sum_{i=0}^{L-1} r_i p(r_i). \qquad (4\text{-}9)$$

يعني ذلك أن $\mu_0=1$ و $\mu_1=0$. ويعطى العزم الثاني بالعلاقة:

$$\mu_2(r) = \sum_{i=0}^{L-1} (r_i - m)^2 p(r_i). \qquad (4\text{-}10)$$

وتعرف هذه الصيغة بـ"تفاوت r"، variance، ويرمز لها اصطلاحيا بـ $\sigma^2(r)$. ويعرف الإنحراف المعياري بأنه الجذر التربيعي للتفاوت. وسنهتم بالعزوم من وجهة نظر التحسين، بالمتوسط mean الذي يعبر عن متوسط السويات الرمادية في الصورة، و التفاوت (أو الانحراف المعياري) الذي يعدّ مقياسا لمتوسط للتباين.

ويهمنا هنا استعمالان للمتوسط والتفاوت من أجل التحسين: يقاس المتوسط والتفاوت بشكل إجمالي على كامل الصورة وهما مفيدان من أجل الضبط الإجمالي لشدة إضاءة الصورة وتباينها الكليين. ويوجد استعمال فعال أكثر لهذين المقدارين في التحسين الموضعي حيث يستخدم المتوسط والتفاوت الموضعيين كأساس لإحداث تغييرات في الصورة تعتمد على خصائصها الموضعية في جوار محدد حول كل عنصر من عناصرها.

4-4 تحسين الصور باستخدام العمليات الحسابية والمنطقية

تجرى العمليات الحسابية والمنطقية على الصور على أساس العنصر بين صورتين أو أكثر (أي تجرى على كل عنصر من الصورة مع العنصر الذي يقابله من الصورة أو الصور الأخرى)، باستثناء عملية النفي NOT التي تجرى على صورة واحدة. فعلى سبيل المثال، في حال طرح الصور image subtraction تكون النتيجة صورة قيمة كل عنصر فيها هي حاصل طرح العنصرين الموافقين له في الصورتين اللتين تطرح إحداهما من الأخرى، وهكذا بالنسبة إلى العمليات الحسابية الأخرى. وحسب العتاد والبرمجيات المتوافرة، يمكن أن تتم العمليات على التسلسل أو على التوازي.

وتتم العمليات المنطقية أيضا على أساس العنصر. ويجب أن نتذكر هنا أن العمليات المنطقية الأساسية هي AND و OR و NOT وجميع العمليات المنطقية الأخرى تولد منها. عندما تطبق العمليات المنطقية على الصور الرمادية، تطبق العمليات المنطقية على قيم العناصر كصفيف من الأعداد المنطقية. فعلى سبيل المثال، عندما يطبق النفي NOT على عنصر أسود قيمته "0" في تمثيل ثمانية بتات 8-bits (صفيف من ثمانية أصفار) ينتج عنصر أبيض ممثل بصفيف من ثمانية واحدات. أما القيم البينية فتعامل بالطريقة نفسها بقلب الواحدات أصفاراً والعكس بالعكس. ولذلك، فعملية النفي تقوم بعمل التحويل السالب الذي شرحناه في القسم 4-2-1. أما عمليتا الجمع OR والتقاطع AND فتقومان بما يعرف بالتقنيع masking وهو عملية اختيار صور جزئية من الصورة المعينة بحجم القناع المطلوب، و هذا ما يعرف حديثا بالمنطقة موضع الاهتمام Region Of Interest (ROI). و فيما يتعلق بالتحسين، يستعمل التقنيع لعزل منطقة معينة من الصورة للمعالجة. ويتم ذلك لتسليط الضوء على هذه

المنطقة وتمييزها من بقية مناطق الصورة. وتستخدم العمليات المنطقية بشكل متكرر مع العمليات المورفولوجية morphological التي سنتطرق إليها لاحقا في هذا الكتاب.

تعدّ عمليتا الطرح والجمع (بهذا الترتيب) الأهم من بين العمليات الأربع. ويتم التعامل مع عملية القسمة كعملية ضرب صورة بمعكوس صورة أخرى. وإضافة إلى ضرب الصورة بثابت لزيادة متوسط سويتها الرمادية، تستخدم عملية الضرب على نطاق واسع في عمليات الجوار لتحسين الصور ،وسنتطرق إليها بالتفصيل في القسم التالي.

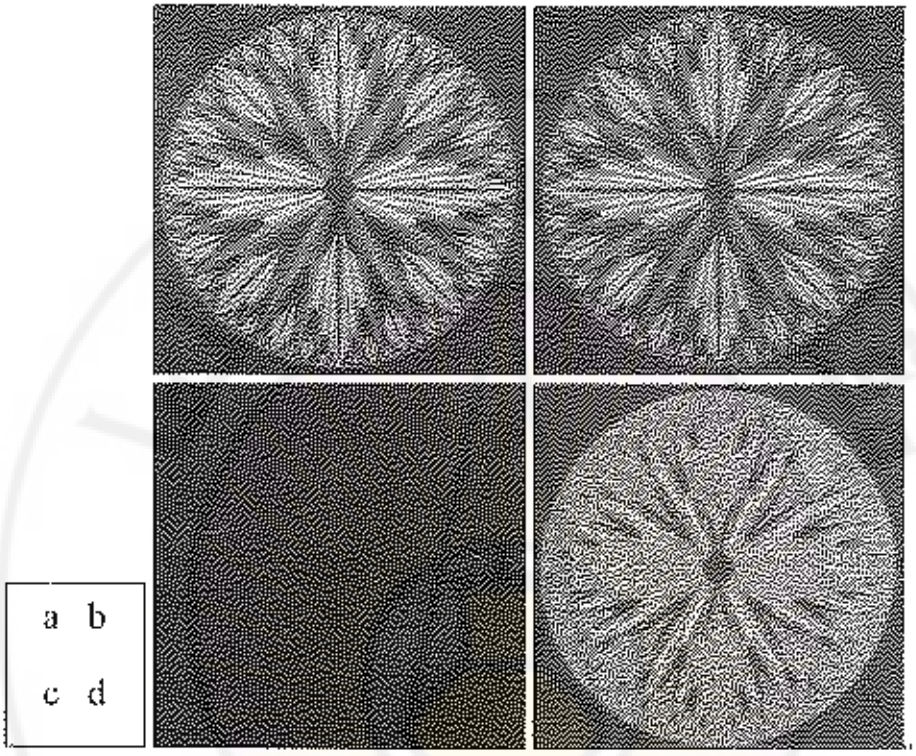
4-5 طرح الصور image subtraction

يتم الحصول على الفرق بين صورتين $f(x,y)$ و $h(x,y)$ بطرح إحداهما من الأخرى وفقا للمعادلة التالية:

$$g(x, y) = f(x,y) - h(x,y) \qquad (4\text{-}11)$$

وحساب الفرق بين كل عنصرين متقابلين فيهما. تكمن الفائدة الأساسية للطرح بتحسين الفروق بين صورتين. وسنستخدم الصورة المولدة بالحاسوب (الشكل 4-10) لتوضيح ميزة طرح الصور. وكما ذكرنا فإن مستويات البت العليا تحتوي القدر الأهم من التفاصيل البصرية، بينما تشارك المستويات الدنيا بالتفاصيل الدقيقة والتي تكون أحيانا غير واضحة للعين. تبين الصورة في الشكل 4-19(b) نتيجة إعطاء قيمة الصفر لمستويات البت الأربعة الدنيا من الصورة الأصلية. تبدو الصورتان متطابقتان بصريا تقريبا مع انخفاض طفيف في التباين في الصورة الثانية. يظهر الفرق بين الصورتين على أساس العنصر في صورة الشكل 4-19(c) التي تظهر سوداء تقريبا نتيجة صغر الفرق بالنسبة للمجال الديناميكي لنظام الإظهار ذي الثمانية بتات. يبين الشكل 4-19(d) نتيجة صورة

الفرق بعد تسوية هيستوغرامها لتحسين التباين. هذه الصورة ذات وضوح كاف وهي مفيدة جدا لتقييم أثر حذف مستويات البت في الصورة.



الشكل 4–19 طرح الصور.

وفي مجال التصوير الطبي نجد أحد أهم التطبيقات التجارية الناجحة لطرح الصور الرقمية وتحديدا ما يسمى mask mode radiography أي التصوير الشعاعي وفق نمط القناع. في هذا التطبيق، القناع هو صورة أشعة سينية $h(x,y)$ يتم الحصول عليها من تصوير منطقة معينة من جسم المريض بوساطة كاميرا تلفزيونية عالية الحساسية (بدلا من فيلم أشعة X الشهير) موضوعة أمام مصدر لأشعة X. ويتألف الإجراء من حقن مادة تباين في دم المريض، وتؤخذ سلسلة من الصور للمنطقة التشريحية $h(x,y)$ نفسها،

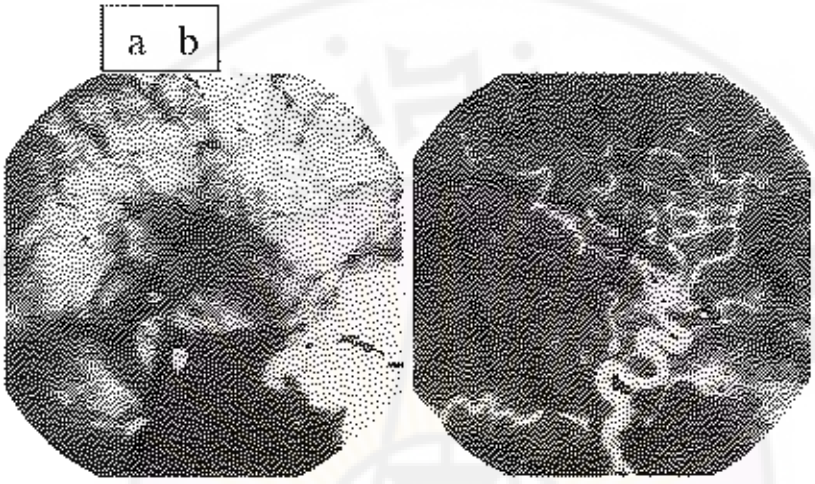
ويطرح هذا القناع من سلسلة من الصور القادمة بعد حقن المريض بوسط التباين. وتكون نتيجة طرح القناع من كل صورة من الصور القادمة من الكاميرا هو أن المناطق المختلفة بين الصورة والقناع تظهر كتفاصيل محسنة. ولأن الصور يمكن أن تستحصل بمعدل الإطار التلفزيوني، فإن هذا الإجراء من حيث الجوهر يعطي صورة فيديو تبين كيفية انتشار وسط التباين في شرايين المنطقة المصورة.

يبين الشكل 4-20(a) صورة أشعة سينية من أعلى لرأس مريض قبل حقن مادة اليود المشع في دمه، ونجد النقطة اللامعة في الثلث الأسفل من الصورة تخدم كنقطة مرجعية وهي نواة العمود الفقري. ويبين الشكل 4-20(b) الفرق بين القناع والصورة التي أخذت بعد حقن المادة المشعة ببعض الوقت. إن مسار الشريان اللامع الذي يحمل المادة المشعة قد تحسن بشكل واضح في الشكل 4-20(b). هذه الشرايين تبدو لامعة لأنها لم تطرح، والخلفية تبدو بشكل عام أكثر سوادا منها في الصورة الأصلية لأن طرح القيم ذات الاختلاف البسيط ينتج قيما منخفضة والتي بدورها تظهر كظلال رمادية عاتمة في صورة الفرق. لاحظ مثلا أن الحبل الشوكي اللامع في الشكل4-20(a) يظهر عاتما جدا في الشكل4-20(b) نتيجة للطرح.

4-6 الترشيح الحيزي spatial filtering

كانت جميع عمليات المعالجة التي استعرضناها في الأقسام السابقة تتم، كما شرحنا، على أساس العنصر. أما في هذا القسم، فسنتناول معالجة الصورة في جوار neighborhood محدد، وهي أكثر فعالية وتنوعا، وتتم باستخدام صورة جزئية subimage تساوي في أبعادها منطقة الجوار التي سنعالج على أساسها في الصورة. تدعى هذه الصورة الجزئية "مرشح" filter أو "قناع" mask، أو "نواة" kernel أو

"طبعة" template، أو "نافذة" window. وسنستخدم المصطلح الأول "مرشح" في هذا الكتاب. تسمى قيم عناصر المرشح "المعاملات coefficients" وليس "عناصر".



الشكل 4-20 التحسين بطرح الصور.

ترجع جذور عملية الترشيح إلى تحويل فوريه وأستخدامه في معالجة الإشارة فيما يعرف بالمجال الترددي، ولكننا في هذا القسم نهتم بعمليات الترشيح التي تتم على عناصر الصورة مباشرة. ولتمييزها من الترشيح في المجال الترددي، نستعمل مصطلح "الترشيح الحيزي spatial filtering".

يبين الشكل 4-21 آلية إجراء الترشيح لمرشح أبعاده 3×3. تتم العملية بتحريك نافذة المرشح من نقطة لأخرى في الصورة، وعند كل نقطة (x,y) تحسب استجابة المرشح بجمع حاصل ضرب معاملات المرشح مع قيم عناصر الصورة الواقعة تحتها.

ففي هذا الشكل، تكون استجابة المرشح R عند النقطة (x, y) كما يلي:

$$R = w(-1,-1)f(x-1,y-1) + w(-1,0)f(x-1,y) + \cdots + w(0,0)f(x,y) + \cdots + w(1,0)f(x+1,y) + w(1,1)f(x+1,y+1),$$

ولإيجاد الصيغة العامة للمرشح بأبعاد $m \times n$ حيث $m=2a+1$ و $n=2b+1$، و حيث أن a و b ثابتان صحيحان موجبان، (أي أن المرشح في الحالة العامة فردي الأبعاد)، تصبح علاقة ترشيح صورة أبعادها M×N باستخدام مرشح أبعاده m×n كما يلي:

$$g(x,y) = \sum_{s=-a}^{a} \sum_{t=-b}^{b} w(s,t) f(x+s, y+t) \quad (4\text{-}12)$$

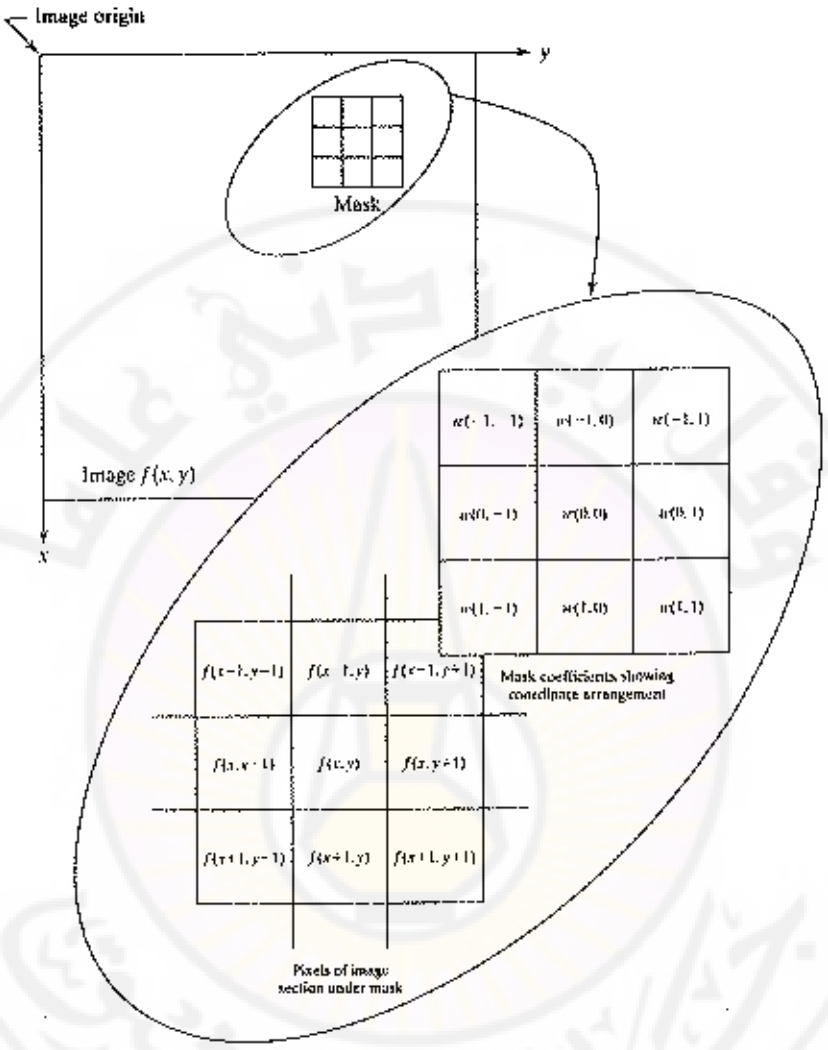
حيث: $a=(m-1)/2$, $b=(n-1)/2$.

ولتوليد صورة كاملة مرشحة، يجب أن تطبق هذه المعادلة من أجل:

X= 0, 1, 2, …., M-1 و y= 0, 1, 2, N-1، وبذلك تطبق المعادلة على جميع عناصر الصورة.

إن مفهوم الترشيح الخطي المعبر عنه في المعادلة أعلاه شبيه بمفهوم الطي convolution في المجال الترددي، ولذلك، يسمى الترشيح الخطي الحيزي "طي القناع مع صورة convolving a mask with an image"، وتسمى نوافذ الترشيح "نوافذ الطي convolution masks".

وإذا كنا مهتمين بنتيجة الترشيح وليس بآلية تطبيق المعادلة، تبسط العلاقة (4-12) إلى الشكل التالي:



الشكل **4-21** آلية إجراء الترشيح الحيزي.

$$R = w_1 z_1 + w_2 z_2 + \ldots + w_{mn} z_{mn}$$
$$= \sum_{i=1}^{mn} w_i z_i \qquad (4\text{-}13)$$

حيث ترمز w إلى قيم معاملات النافذة وترمز z إلى قيم عناصر الصورة الموافقة لها. يبين الشكل 4–22 تمثيلا آخر لنافذة المرشح يتفق مع المعادلة (4-13).

w_1	w_2	w_3
w_4	w_5	w_6
w_7	w_8	w_9

الشكل 4–22 تمثيل آخر لنافذة المرشح.

4–6–1 حدود الصورة والترشيح

كما هي الحال بالنسبة إلى جميع عمليات المعالجة في جوار محدد، عندما يقع مركز النافذة على حدود الصورة تقع بعض أجزاء نافذة المرشح خارج الصورة، ولتلافي أثر ذلك نتبع أحد الخيارات التالية:

1 – نحرك النافذة إلى ما قبل (2m-1)/2 سطرا و (2n-1)/2 عمودا، وتكون النتيجة بقاء الأسطر والأعمدة التي لم تمر عليها النافذة دون ترشيح.

2 – نعمل الأجزاء غير المرشحة فنحصل على صورة كاملة الترشيح ولكن أصغر بشكل طفيف.

3 – مع استيعاب جوهر الترشيح الحيزي، والأخذ بالاعتبار متطلبات المستثمر، يمكن اتباع خيارات أخرى.

4-6-2 مرشحات التنعيم الحيزية smoothing spatial filters

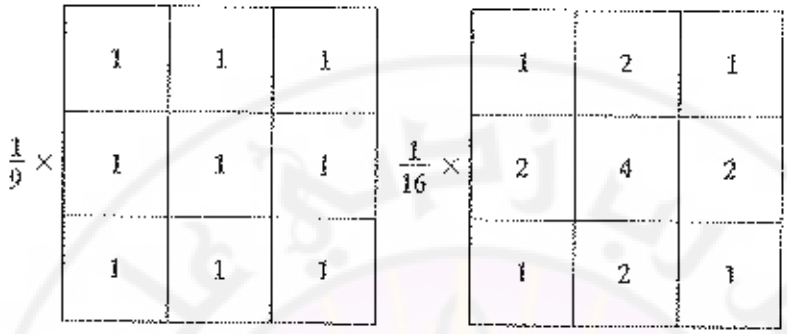
تستخدم مرشحات التنعيم الحيزية لتغبيش الصورة وتخفيض ضجيجها. يستعمل التغبيش blurring في خطوات المعالجة الأولية لإزالة التفاصيل الصغيرة في الصورة قبل كشف الأجسام الكبيرة فيها وجسر Bridging الفجوات الصغيرة في الخطوط والمنحنيات، و يمكن الحصول على التغبيش باستعمال الترشيح الخطي وغير الخطي.

4-6-2-1 مرشحات التنعيم الخطية

إن استجابة مرشح التنعيم الخطي الحيزي هي ببساطة متوسط قيم عناصر الصورة الواقعة ضمن نافذة المرشح. ويسمى هذا النوع من المرشحات أحيانا "مرشحات التوسيط averaging filters"، كما يسمى "مرشحات التمرير المنخفض low pass filters".

يعتمد مبدأ هذا النوع من المرشحات على تنعيم التغيرات الحادة في السويات الرمادية نتيجة التوسيط، ولأن الضجيج العشوائي في الصورة يظهر على شكل تغيرات حادة في السويات الرمادية، فإن أبرز تطبيق لمرشحات التنعيم هو تخفيض الضجيج. ولكن التنعيم يؤدي إلى أثر غير مرغوب وهو تغبيش الحواف. وهناك تطبيق آخر وهو تنعيم الكفافات

الزائفة التي تنتج عن استعمال عدد سويات رمادية غير كاف. يبين الشكل 4-23 مرشحي تنعيم أبعادهما 3×3.



الشكل 4-23 مرشحا تنعيم حيزي.

يؤدي تطبيق الأول إلى التوسيط المعروف لقيم عناصر الصورة الواقعة تحت النافذة، ويمكن الوصول إلى ذلك ببساطة بتبديل المعاملات في المعادلة (4-13) لينتج أن:

$$R = \frac{1}{9} \sum_{i=1}^{9} z_i,$$

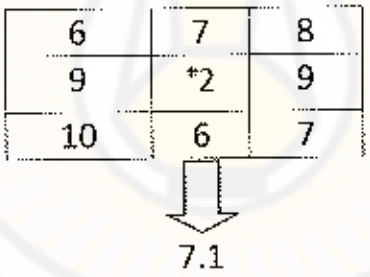
وهي متوسط العناصر المغطاة بنافذة المرشح كما ذكرنا. إن اختيار "1" كقيمة للمعاملات والتقسيم على 9 يعطي كفاءة حسابية أفضل. وفي الحالة العامة يجب التقسيم على m×n بدلا من الضرب بـ 1/9.

أما المرشح الثاني فهو أكثر أهمية لأنه يعطي أوزانا مختلفة للعناصر في الجوار وهذا يعطي العنصر أهمية في عملية التوسيط تتناسب مع وزنه حيث يعطى العنصر المركزي الأهمية الأكبر وتعطى العناصر المتعامدة معه وزنا يتناسب عكسا مع بعدها عن المركز. أما

العناصر القطرية فهي بعيدة عن المركز بمقدر الجذر التربيعي للرقم 2، لذلك تعطى وزنا أقل. ويمكن استعمال أوزان أخرى للحصول على الغرض نفسه لكن العدد 16 مرغوب لكونه ناتجا عن قوة صحيحة للعدد 2. ومن الناحية العملية من الصعب أن نجد فرقا يذكر بين نتيجة تطبيق أي من المرشحين بسبب صغر المساحة التي تغطيها نافذة المرشح.

4-6-2-2 التنعيم بالتوسيط وتطبيقه العملي

قبل عرض التطبيق العملي لاستخدام تنعيم الصورة بالتوسيط نلخص جوهر العملية وهو: يعتمد جوهر عملية تنعيم الصور بالترشيح عن طريق التوسيط على إحبار القيم الشاذة (التي تختلف بشكل ملحوظ في قيمتها عن جيرانها) على أخذ قيم تنسجم مع جيرانها كما يوضح الشكل 4-24.



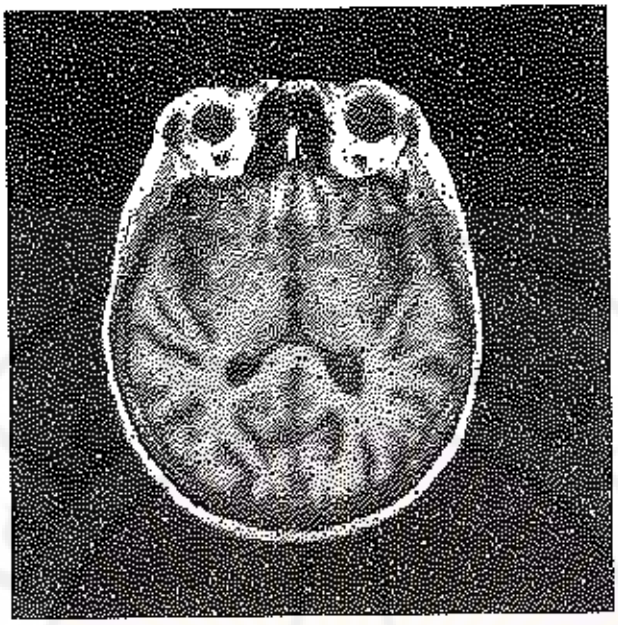
الشكل 4-24 نتيجة توسيط قيم عناصر نافذة بأبعاد 3×3.

نلاحظ في الشكل 4-24 أن قيمة عنصر المركز "2" منخفضة جدا (شاذة) بالمقارنة مع جميع جيرانها التي تتراوح قيمهم بين "6" و "10". إن تطبيق عملية التنعيم بالتوسيط على هذا العنصر يعطي القيمة "7.1"، أو"7" كقيمة صحيحة. وكما نرى

فقد أجبر هذا العنصر على أخذ قيمة تنسجم مع قيم الجيران وتقع في مجالها، أي في المجال (6-10).

مثال عملي على صورة طبية

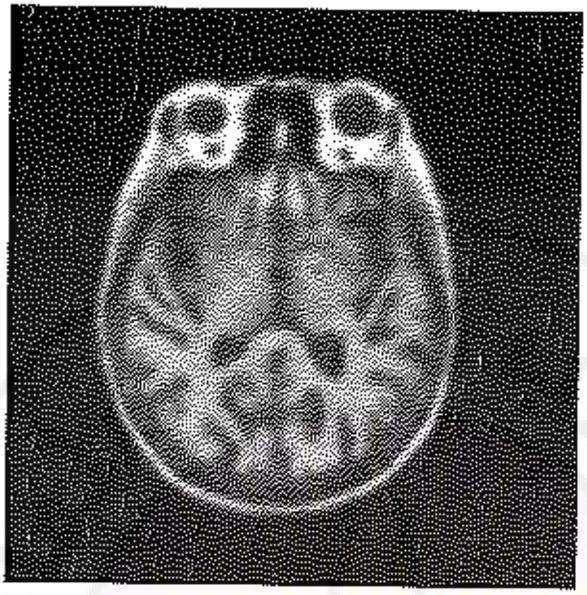
كان المثال السابق مثالا حسابيا توضيحيا، وسنبين نتيجة التوسيط الآن على صورة طبية مع دراسة أثر تغيير أبعاد النافذة في أداء المرشح. يبين الشكل 4-25 صورة مرنان لدماغ بشري وقد أضيف إليها ضجيج نبضي يعرف بالملح والفلفل salt-and-peper لأن شكله يشبه هذا الخليط من التوابل، واختير لأنه يمثل حالة الضجيج النبضي الناتج عن مسح رديء أو عن قناة اتصال. و يبين الشكل 4-26 نتيجة التنعيم بالتوسيط باستخدام نافذة أبعادها 3x3 حيث نلاحظ تخميد الضجيج نتيجة التوسيط بشكل جيد ولكن مع بعض التغبيش blurring الذي يخفض وضوح التفاصيل كأثر جانبي لعملية التوسيط. و يبين الشكل 4-27(a) نتيجة التنعيم بنافذة أبعادها 5x5 حيث نجد أن درجة التنعيم تحسنت لكن التغبيش ازداد. وأخيرا يبين الشكل 4-27 (b) نتيجة التنعيم بالتوسيط بنافذة أبعادها 7x7 والتي بدورها تبين أن التنعيم، مع أنه لم ينه الضجيج بشكل كامل إلا أنه خمد الضجيج لدرجة كافية ولكن، وكما هو متوقع، فقد ازداد التغبيش إلى درجة قد لا تكون مقبولة لبعض التطبيقات الطبية.



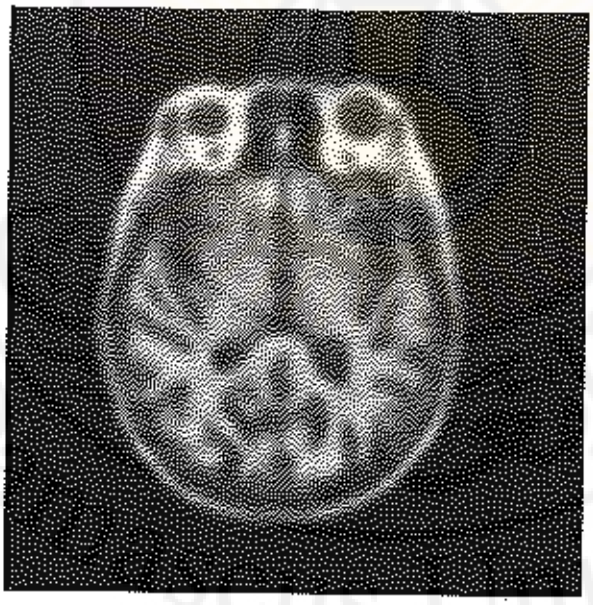
الشكل 4-25 ضجيج الملح والفلفل.



الشكل 4-26 نتيجة التنعيم بالتوسيط ضمن نافذة 3×3.



الشكل 4–27(a) التنعيم ضمن نافذة 5×5.



الشكل 4–27(b) التنعيم ضمن نافذة 7×7.

مثال عام أكثر تعقيدا

يبين الشكل 4-28(a) جسيمات بيضاء بأحجام وأشكال مختلفة، وبشدة (سوية رمادية) متفاوتة على خلفية عاتمة تحتوي أجساما مستطيلة الشكل بسوية رمادية منخفضة جدا، لكنها ملحوظة في الصورة. نريد أن نستخلص الجسيمات الكبيرة نسبيا في الصورة، أو بكلمات أخرى، نريد أن نحذف الخلفية العاتمةوالجسيمات الصغيرة ونبقي الجسيمات المطلوبة (الكبيرة نسبيا). قبل أن نستخدم التنعيم في إنجاز المطلوب، سندرس أثر تغيير حجم نافذة المرشح على الصورة. يبين الشكل 4-28(a) الصورة الأصلية بدقة 800×600 و256 سوية رمادية. الصور b-f هي نتيجة تطبيق مرشح تنعيم خطي بنافذة مربعة ضلعها 3 و 7 و 15 و 23 و 31 ، على التوالي. تبين هذه الصور ما يلي:

1 – في الصورة b لا يكاد أثر التنعيم يبدو على المظهر العام للصورة لأن أبعاد النافذة صغيرة نسبيا 3x3 بالنسبة إلى معظم الأجسام في الصورة. بالتدقيق نجد أن الجسيمات الصغيرة جدا تبدو وقد تغبشت قليلا لأن أبعادها مقارنة بحجم نافذة المرشح.

2 – في الصورة c نلاحظ أن أثر التغبيش قد أصبح واضحا على المظهر العام في الصورة، وأن معظم الجسيمات الصغيرة قد تغبشت بشكل واضح وانخفضت سوياتها الرمادية، وحتى الجسيمات الكبيرة أصبحت حدودها أكثر نعومة. السبب هو أن حجم النافذة 7x7 أصبح مقارنا بأبعاد معظم الجسيمات، وأكبر من حجم الجسيمات الصغيرة.

3 – في الصورة d التي تم تنعيمها بنافذة 15x15 نلاحظ أن التغبيش تعمق أكثر وبعض الجسيمات الصغيرة اختفت تقريبا، والجسيمات الكبيرة أصبحت مغبشة وناعمة الحدود.

4 – في الصورة e التي رشحت بنافذة 23x23 نلاحظ أن العديد من الجسيمات الصغيرة اختفى وأن الجسيمات الباقية جميعها مغبشة وحتى الجسيمات الأكبر أصبحت ملساء الحدود. بطبيعة الحال، وضوح أثر التنعيم والتغبيش ناتج عن كبر حجم النافذة بالمقارنة مع أحجام الأجسام في الصورة.

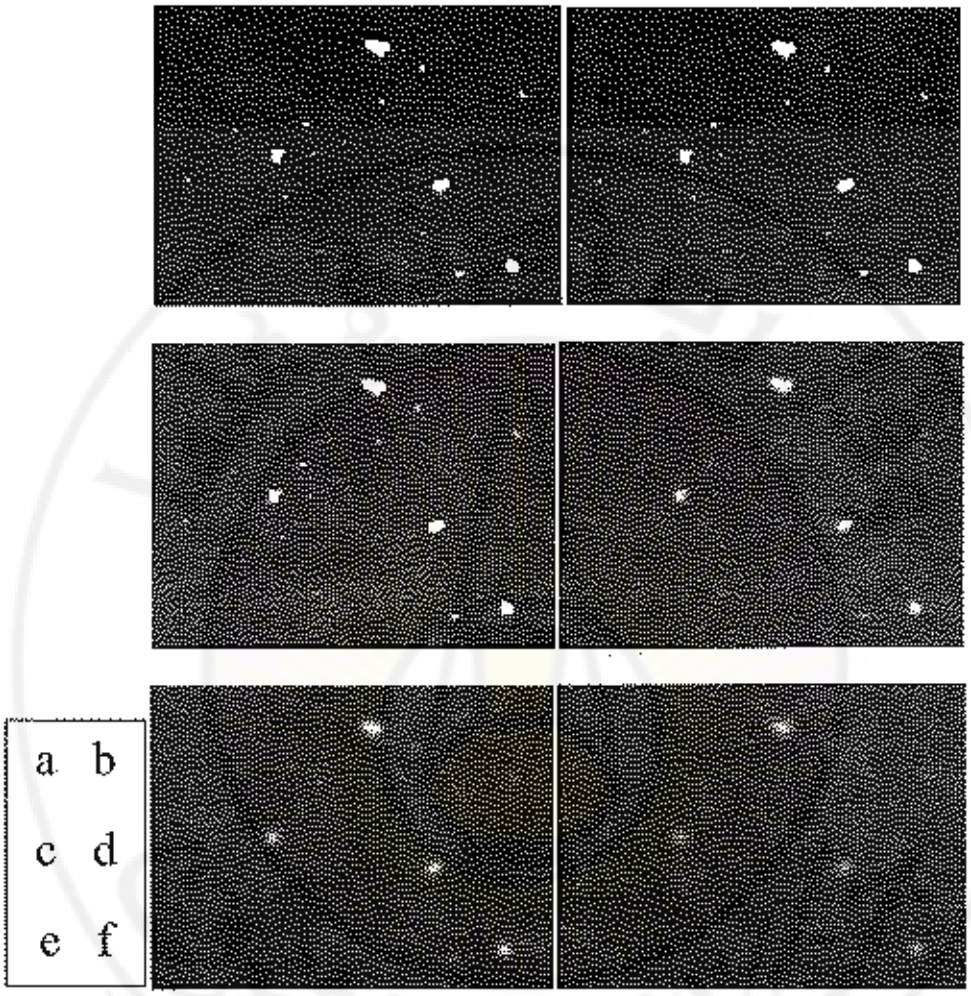
5 – في الصورة الأخيرة f المنعمة بنافذة 31x31 نجد أن اثنين من الجسيمات الأربعة الأكبر في الصورة قد أصبح شكلهما دائريا تقريبا،أما الجسيمان الآخران فقد أصبحا بشكل قطعين ناقصين أملسين، وما تبقى من الجسيمات الصغير أصبح باهتا جدا (منخفض السوية الرمادية). أما الأجسام المستطيلة المنخفضة السوية الرمادية الكبيرة نسبيا في الصورة، فلا تزال واضحة تقريبا لأن حجمها أكبر من نوافذ الترشيح المستخدمة.

وتلخيصا لما سبق نجد أن أثر التنعيم بالتوسيط هو:

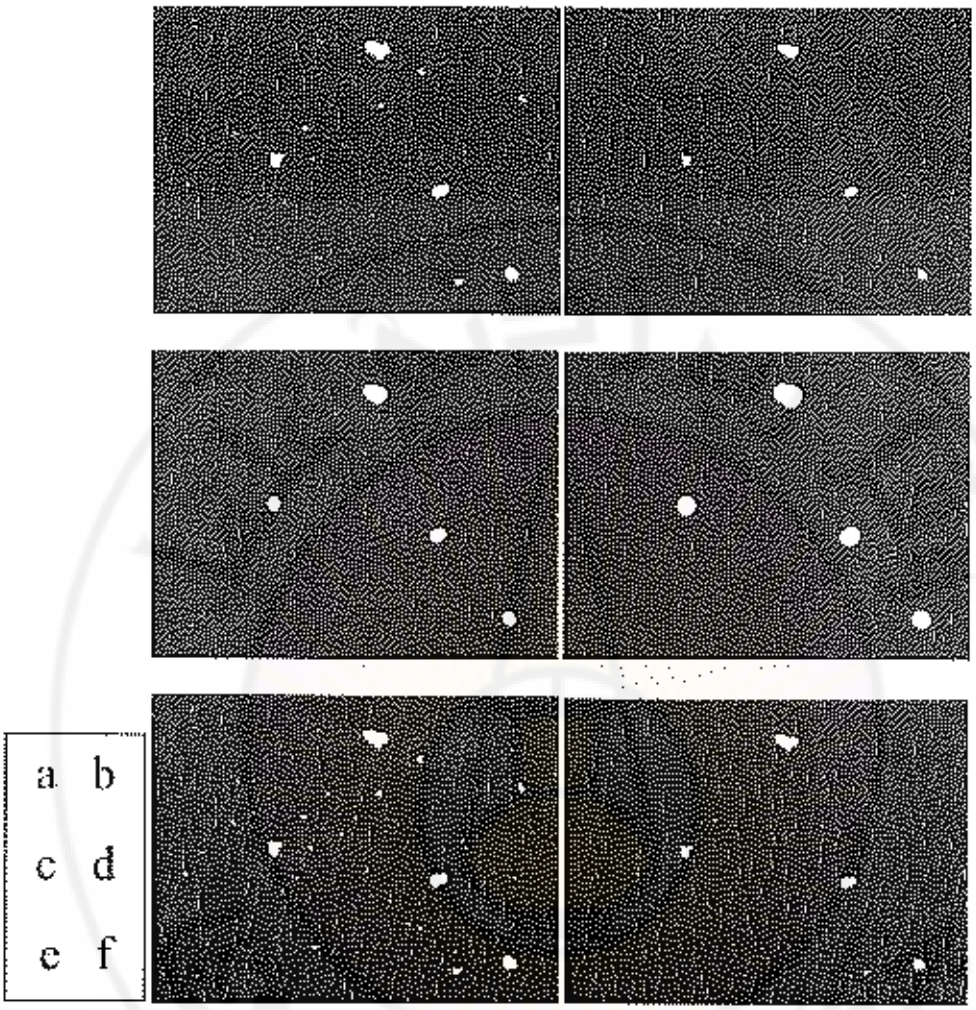
1 –تغبيش الصورة بشكل عام بقدر يعتمد على حجم نافذة المرشح بالنسبة إلى الأجسام الموجودة في الصورة.

2– التغبيش يؤدي إلى تنعيم حواف الأجسام وجعلها أكثر بروزا مقارنة مع الأجسام الأصغر التي تخفت شدتها وتذوب أطرافها في الخلفية مما يسهل كشفها بالتعتيب كما سنرى.

3- كلما كان حجم النافذة كبيرا مقارنة بالأجسام كان الأثر أكثر وضوحا.



الشكل 4-28 الصورة (a) الأصلية تم تنعيمها بنوافذ مربعة 3 و 7 و 15 و 23 و 31 في الصور (b) حتى (f).



الشكل 4–29 الصورة **(a)** الأصلية. **(b)**حتى **(f)** تعتيب صور الشكل 4–28 بشروط مختلفة (حسب الشرح في متن النص).

بعد أن استخدمنا التنعيم لإبراز الجسيمات الأكبر موضع الاهتمام في الصورة، يمكن أن نستخدم الآن التعتيب لحذف جميع مكونات الصورة ما عدا هذه الجسيمات المرغوب استخلاصها. يبين الشكل 4-29 نتيجة التعتيب اليدوي للصور المنعمة الثلاثة الأخيرة (d) حتى (f) في الشكل 4-28 للحصول على أفضل نتيجة فكانت قيم العتبات مختلفة حسب نافذة التنعيم التي استخدمت لإنتاج الصورة كما يلي: (15-192)، (23-115)، (31-78). أي أن الصورة التي تم تنعيمها بنافذة 15×15 كانت عتبتها 192، والتي تم تنعيمها بنافذة 23×23 كانت عتبتها 115، وهكذا.

1 – يظهر في الصورة b نتيجة تعتيب الصورة المبينة في الشكل 4-28 (d) التي تم تنعيمها بنافذة 15×15 باستخدام عتبة مقدارها 192، أي أن جميع السويات الرمادية الأصغر من 192 أعطيت قيمة الصفر. نلاحظ أن الجسيمات الأربعة الأكبر قد كشفت بحجم أصغر قليلا مما هو في الصورة الأصلية (a).

2 – تبين الصورة c نتيجة تعتيب الصورة المبينة في الشكل 4-28 (e) التي تم تنعيمها بنافذة 23×23 باستخدام عتبة قدرها 115. نلاحظ أن الجسيمات الأربعة نفسها كشفت بحجم مماثل تقريبا للأصل لكن حوافها أكثر استدارة.

3 – تبين الصورة d نتيجة تعتيب الصورة المبينة في الشكل 4-28 (f) التي تم تنعيمها بنافذة 31×31 باستخدام عتبة قدرها 78. نلاحظ هنا أن الجسيمات الأربعة كشفت لكن بحجم أكبر من حجمها الأصلي وبشكل أكثر دائرية نتيجة التنعيم بنافذة كبيرة.

4 – تبين الصورة e نتيجة التعتيب الآلي على الصورة الأصلية الذي تجريه الحزم البرمجية التجارية عادة لأي صورة رمادية عند عتبة مقدارها 128، و تبين الصورة f نتيجة

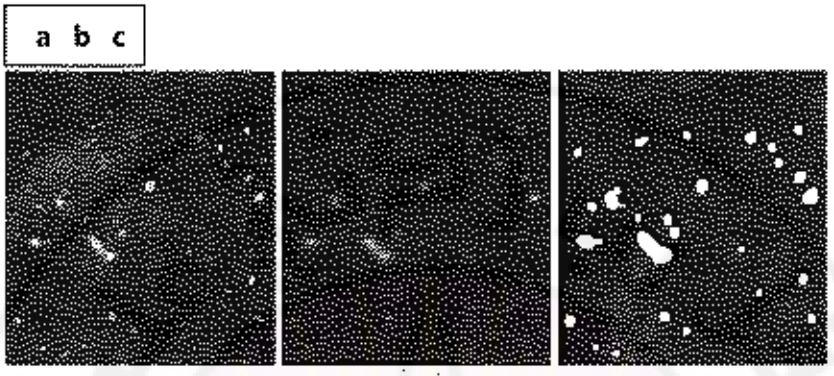
التعتيب المباشر على الصورة الأصلية باستخدام عتبة قدرها 231 وهذه أفضل نتيجة كشف أمكن الحصول عليها بالتعتيب المباشر. نلاحظ في الأولى ظهور كافة الجسيمات تقريبا في الصورة، ونجد في الثانية ظهور جسيمات أخرى عديدة غير الكبيرة التي نريد فصلها، ولم يكن بالإمكان فصل الجسيمات الأربعة وحدها عن طريق التعتيب المباشر لتماثل سوياتها الرمادية مع جسيمات أخرى. هذه النتيجة توضح ميزة استخدام التنعيم قبل التعتيب من أجل الغرض المطلوب.

5 ـــ إذا كنا نبغي الدقة الأعلى في الكشف، يفضل أن نأخذ تقاطع الصورة e مع d أي (eANDd) لأننا بذلك نحصل على الجسيمات بدقة عالية وبخلفية نظيفة.

6 – نلاحظ انخفاض العتبة المستخدمة للحصول على أفضل نتيجة من الصورة المنعمة بشكل متناسب عكسا مع أبعاد نافذة التنعيم، وذلك ببساطة لأن كبر النافذة يخفض بشكل عام السويات الرمادية ويغبش الصورة أكثر مؤديا إلى امتداد أبعادها إلى الخارج، وهذا ما رأيناه وقد انعكس على مساحة الجسيمات المستخلصة.

هذه الصورة التي استخدمناها لتوضيح مفهوم التنعيم بالتوسيط كنوع من المرشحات الحيزية اختيرت بهذا الشكل كونها من حيث الشكل العام يمكن أن تمثل صورة جسيمات في نسيج حي، أو صورة كريات في لطخة دم أو أية صورة طبية أخرى من هذه الأصناف، وحتى يمكن أن تمثل صورة مسبار للفضاء الخارجي. فعلى سبيل المثال، يبين الشكل 4-30 صورة أرسلها مسبار هابل للفضاء وقد ظهرت فيها النجوم على خلفية سوداء تشبه صورة مثالنا هذا. في هذا الشكل استعملت تقنية التنعيم لترشيح الصورة ثم عتبت كما فعلنا في مثالنا، وكانت النتيجة كشف النجوم البيضاء المهيمنة في الصورة، وهذا مثال آخر على فعالية استخدام التنعيم والتعتيب لكشف الأجسام في

هذا النوع من الصور، مع ملاحظة أن مساحة الأجسام المكشوفة أكبر من واقعها في الصورة الأصلية (الاستنتاج 5 أعلاه).



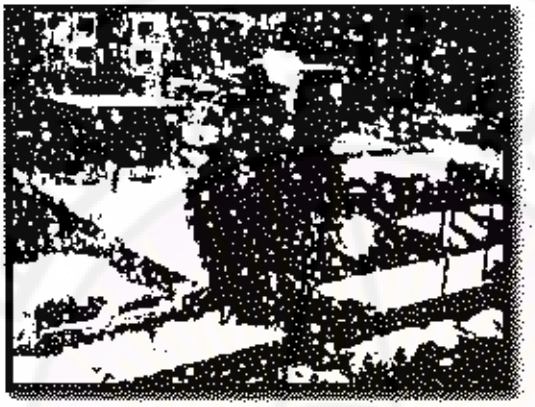
الشكل 4–30 كشف النجوم في صورة من المسبار هابل.

(a)أصلية، **(b)** منعمة، و **(c)** معتبة.

4–6–2–3 أثر قيمة العتبة في الأجسام المستخلصة من الصورة

ذكرنا في بداية استعراض المثال التوضيحي العملي أعلاه أن الخلفية العامة للصورة تحتوي أجساما مستطيلة منخفضة السوية الرمادية، وفي الوقت نفسه استخلصنا الجسيمات اللامعة دون تشويش من تلك الأجسام على النتيجة. سنبين الآن أثر استخدام عتبة منخفضة (من مرتبة السويات الرمادية لتلك الأجسام) على النتيجة. يبين الشكل 4–31 نتيجة تعتيب الصورة المرشحة بنافذة 3x3 باستخدام عتبة قدرها 23. نلاحظ في هذه الصورة ظهور الأرصفة والشجرة وواجهة أحد الأبنية في الجهة اليسرى العليا. ومن المناسب أن نعطي هنا ماهية الصورة فهي صورة لتساقط الثلج ليلا وبطبيعة الحال استخدم الفلاش الذي أعطى انعكاسا عاليا للضوء على جسيمات الثلج

المتساقطة. وفي الخلفية الأرصفة والبناء والسيارات المكسوة بالثلج لكنها بعيدة عن الفلاش فجاءت سوياتها الرمادية منخفضة. يبين الشكل 4–32 نتيجة تعتيب الصورة الأصلية (دون تنعيم) بعتبة قدرها 13، ونلاحظ وضوح معالم الصورة أكثر، ولكن شكلها العام أصبح حبيبيا نتيجة عدم استخدام التنعيم.



الشكل 4–31 تعتيب الصورة المرشحة بنافذه 3×3 وباستخدام عتبة قيمتها 23.



الشكل 4–32 تعتيب الصورة الأصلية بعتبة قيمتها 13.

يعطي هذا المثال توضيحات غنية عن مزايا استخدام التنعيم والتعتيب ببارامترات مختلفة لتحقيق نتائج مختلفة تلبي رغبة المستخدم في صور محددة كالتي استخدمناها، وتخدم دليلاً لكيفية المعالجة في تطبيقات مختلفة على صور متشابهة ولكن في مجالات مختلفة.

4-6-3 مرشحات قيم الجوار المرتبة order-statistics filters

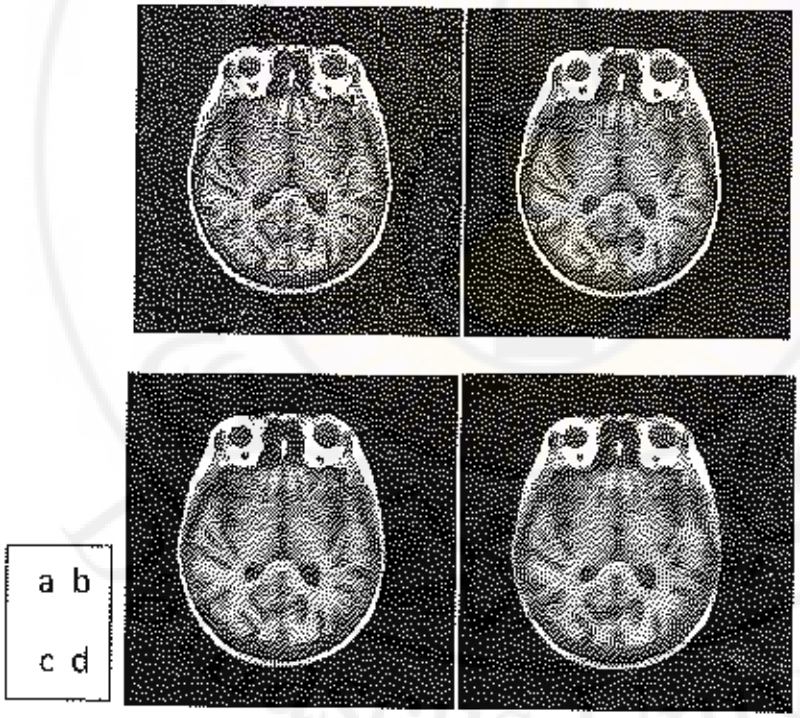
هذه المرشحات هي مرشحات حيزية غير خطية تعتمد استجابتها على ترتيب قيم العناصر الواقعة تحت نافذة المرشح، واستبدال قيم العنصر المركزي بالقيم الناتجة عن ترتيب قيم عناصر الجوار.

4-6-3-1 المرشح الأوسطي

إن أهم صنف من هذا النوع من المرشحات وأكثرها شيوعا هو المرشح الأوسطي median filter. ويأتي اسمه من طريقة حساب استجابته، حيث ترتب قيم عناصر الجوار المتضمن في نافذة المرشح تصاعديا (أوتنازليا) وتنسب قيمة الحد الأوسط لعنصر مصفوفة الصورة المعالجة الموافق للعنصر المركزي في نافذة المرشح إلى عنصر النتيجة الموافق في صورة النتيجة. فعلى سبيل المثال، إذا كانت قيم عناصر الجوار في نافذة مرشح أبعادها 3x3 كما يلي: {2,6,5,6,4,10,3,2,1} نرتبها تصاعديا لتصبح {1,2,2,3,4,5,6,6,10} وبالتالي فإن الحد الأوسط هو الحد الخامس وقيمته هي (4)، وهذه القيمة هي استجابة المرشح عند نقطة مركز النافذة وهي التي تنسب إلى العنصر الموافق في صورة الخرج المرشحة. وهذا المرشح فعال في حالة الضجيج النبضي. يبين الشكل 4-33(a)، صورة دماغ أضيف إليها ضجيج نبضي (صورة الشكل 4-25 نفسها) وتبين الصورة (b) و (c) و (d) نتيجة الترشيح الأوسطي بنافذة أبعادها 3x3 و 5x5 و 7x7 على التوالي. نلاحظ أن هذا المرشح يتفوق بشكل كبير على

مرشح التنعيم بالتوسيط في أدائه مع هذا النوع من الضجيج من حيث إزالة الضجيج بشكل شبه كامل مع الحفاظ على التفاصيل إذ أن الصورة **(b)** مقبولة في جميع التطبيقات، ولم يبق فيها من آثار الضجيج إلا آثاراً ليست ذات أهمية عملية على حدود الجمجمة. أما في الصورتين **(c)** و **(d)** فتنخفض هذه الآثار لكن مع ظهور بعض التغبيش الذي يتناسب طردا مع حجم النافذة.

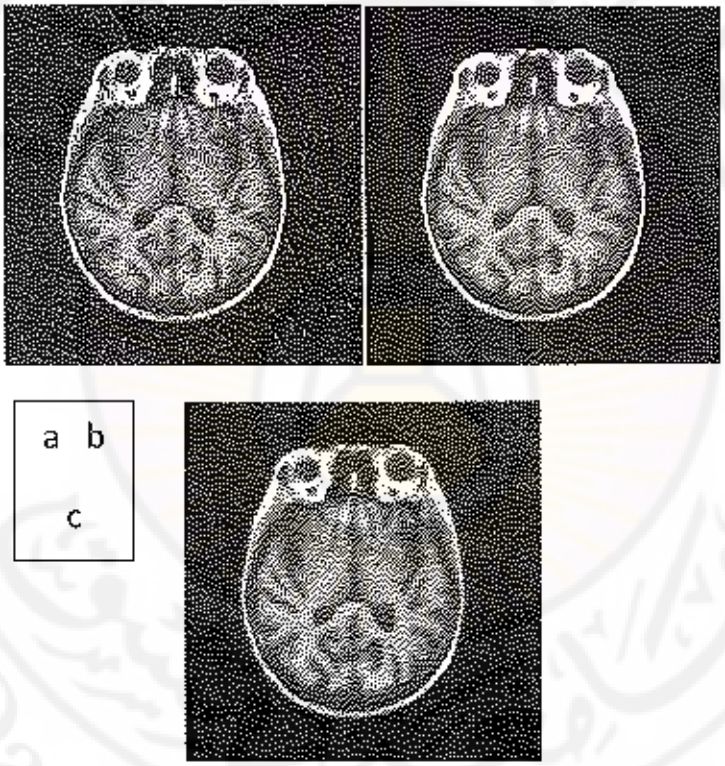
وبغرض المقارنة المباشرة، يبين الشكل 4-34 **(a)** و **(b)** و **(c)** الصورة الأصلية و صورة الترشيح الأوسطي و صورة التنعيم بالتوسيط، على التوالي، باستخدام نافذة أبعادها 3x3. يبين هذا الشكل بجلاء التفوق الكبير في الأداء للترشيح الأوسطي على الترشيح بالتوسيط.



الشكل 4-33 صورة مع ضجيج ملح وفلفل. (b) حتى (d): نتيجة التنعيم بمرشح أوسطي بنوافذ 3×3 و 5×5 و 7×7، على التوالي.

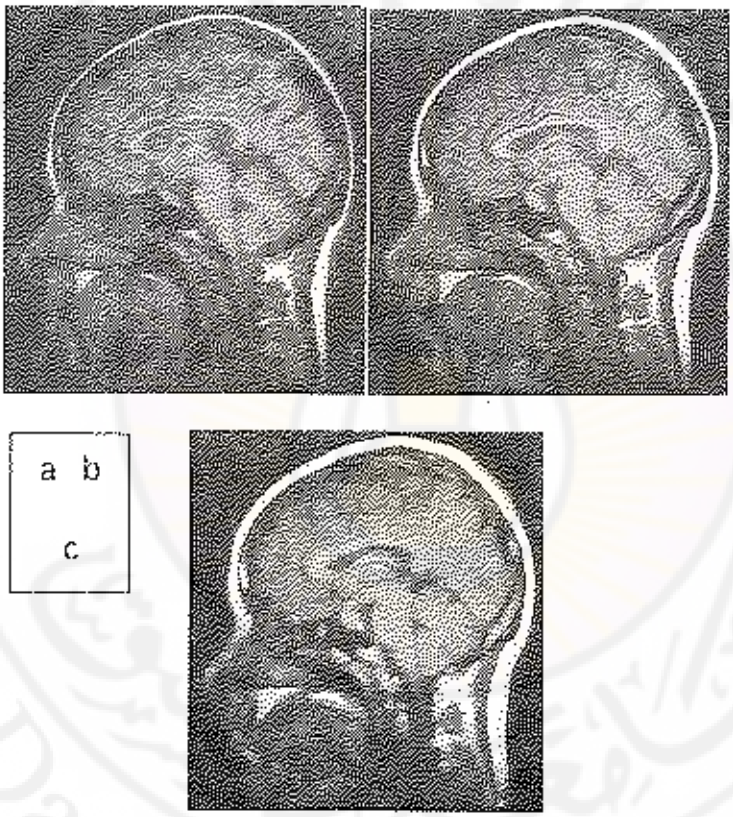
4-6-3-2 مرشحا القيمة العظمى والصغرى

الصنفان الآخران من مرشحات قيم الجوار المرتبة هي (1) مرشح القيمة العظمى max filter و (2) مرشح القيمة الدنيا min filter. إن تنفيذ هذين المرشحين مماثل لتنفيذ المرشح الأوسطي ولكن بدل أخذ الحد الأوسط ونسبه للعنصر المركزي في النافذة، نأخذ القيمة العظمى أو الصغرى، حسب المرشح.



الشكل 4-34 (a) حتى (c): الصورة الأصلية و نتيجة الترشيح الأوسطي و نتيجة التوسيط، على التوالي.

يبين الشكل 4-35 (a) و (b) و (c) صورة أصلية و صورة خرج مرشح القيمة الدنيا و صورة خرج مرشح القيمة العظمى، على التوالي باستخدام نافذة 3x3. وكما يتضح من الشكل 4-35، تكمن أهمية هذين المرشحين في إبراز مناطق القيم الدنيا والعظمى فقط، واستخدامهما أقل بكثير من استخدام المرشح الأوسطي.



الشكل 4-35(a) و (b) و (c) صورة أصلية واستجابة مرشح القيمة الدنيا و مرشح القيمة العظمى، على التوالي.

4-7 مرشحات إبراز تفاصيل الصورة الحيزية

الهدف الرئيس من إبراز تفاصيل الصورة هو جعل تفاصيلها أكثر وضوحا أو تحسين بعض التفاصيل التي تغبشت نتيجة خطأ ما أو نتيجة لاستحصال الصورة بطريقة معينة. تتنوع استخدامات إبراز التفاصيل وتتضمن عددا من التطبيقات تتدرج من الطباعة الألكترونية والتصوير الطبي إلى التفتيش الصناعي والتوجيه الذاتي في التطبيقات العسكرية.

كما رأينا في الفصل القسم 4-6-2، يمكن الحصول على التغبيش بتوسيط قيم عناصر الصورة في جوار محدد. ولأن التوسيط يشبه التكامل، فمن المنطقي أن نستنتج أن إبراز التفاصيل يمكن الحصول عليه بالتفاضل الحيزي. وهذه هي الحقيقة حيث سنعرض في هذا القسم عدة طرائق لتعريف وتنفيذ عوامل مؤثرة operators لإبراز تفاصيل الصورة بالتفاضل الرقمي. وبشكل أساسي، تتناسب شدة استجابة عامل الاشتقاق المؤثر مع درجة انقطاع سويات الصورة الرمادية (اختلافها) في نقطة تطبيقه. ولذلك، فإن مفاضلة الصورة تحسن وضوح الحواف والانقطاعات الأخرى كتلك الناتجة عن التضحيج، وتجعل المناطق ذات التغير التدريجي في قيم عناصرها أقل وضوحا وتجعل المناطق ذات السويات الرمادية الثابتة سوداء (صفرا).

4-7-1 أساسيات

نعرض في القسمين التاليين مرشحات إبراز تفاصيل مبنية على المشتقات من الدرجة الأولى والثانية. ولكننا سنعرض قبل البدء بهذه المرشحات بعض الخصائص الأساسية لهذه المشتقات في السياق الرقمي. وللتبسيط سنركز على المشتقات أحادية البعد، وبشكل خاص يهمنا سلوك هذه المشتقات في المناطق ذات السويات الرمادية الثابتة في

بداية الانقطاعات (الانقطاعات على شكل قفزة أو انحدار) ونهايتها، وعلى طول السويات الرمادية التي تتزايد بميل ثابت ramp. هذه الأنواع من الانقطاعات يمكن أن تستخدم لنمذجة نقاط الضجيج والخطوط والحواف في الصورة. تعرف مشتقات التابع الرقمي باستخدام الفروق. وتوجد طرائق مختلفة لتعريف هذه الفروق، ولكن يجب أن يكون أي تعريف نستخدمه للمشتق الأول محققا للشروط التالية:

1 – أن تكون قيمته صفرا في المناطق ذات السويات الرمادية الثابتة.

2– أن تكون قيمته مختلفة عن الصفر عند بداية أية قفزة أو تزايد بميل ثابت للسويات الرمادية.

3 – يجب أن يكون مختلفا عن الصفر على طول التزايدات ذات الميل الثابت.

وبشكل مشابه، يجب أن تحقق تعريفات المشتق الثاني ما يلي:

1 – أن تكون قيمتها صفرا في مناطق السويات الرمادية الثابتة.

2 – أن تكون قيمتها مختلفة عن الصفر عند بداية أية قفزة أو تزايد بميل ثابت للسويات الرمادية.

3 – يجب أن تكون قيمتها "صفرا" على طول التزايدات ذات الميل الثابت.

إن أحد التعريفات الأساسية للمشتق من الدرجة الأولى للتابع أحادي البعد ***f(x)*** هو الفرق، كما يلي:

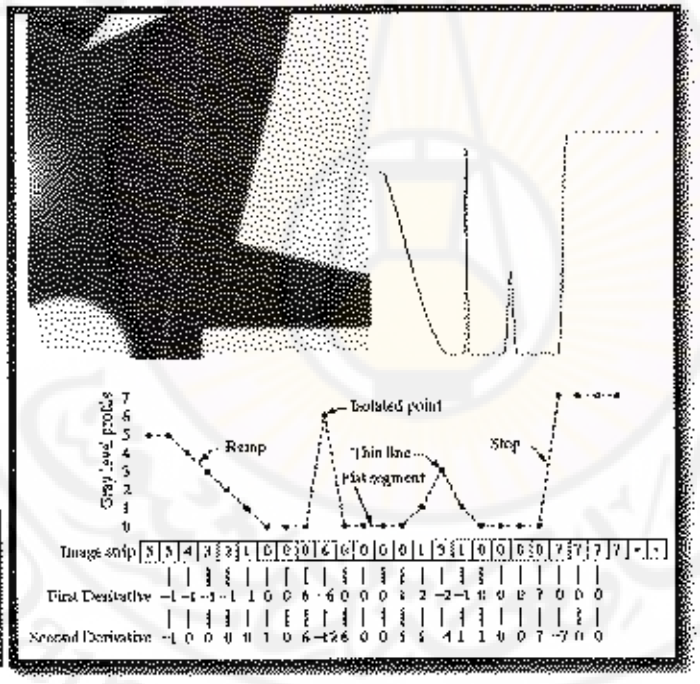
$$\frac{\partial f}{\partial x} = f(x+1) - f(x). \quad \text{(4-14)}$$

وقد اختيرت الصيغة هكذا لتنسجم مع صيغة المشتق الجزئي على المحور Xالمُعبر عنها بالمعادلة (4-14) عندما نتعامل مع الصورة ثنائية الأبعاد $f(x, y)$. ويعرف المشتق الجزئي من الدرجة الثانية كما يلي:

$$\frac{\partial^2 f}{\partial x^2} = f(x+1) + f(x-1) - 2f(x). \qquad (4\text{-}15)$$

ويمكن التأكد ببساطة أن هذين التعريفين يحققان الشروط المذكورة أعلاه.

ولتوضيح هذه المفاهيم بشكل محسوس سنستعمل الشكل 4-36(a) الذي يحتوي عدة أجسام مصمتة و خطاً ونقطة ضجيج.



a b

c

الشكل 4-36 (a) صورة بسيطة. (b) بروفيل سويات رمادية أحادي البعد على طول الصورة ويمر بمركزها ويحوي نقطة شاذة. (c) بروفيل مبسط حيث وصلت النقاط بخط منقط لتسهيل الشرح.

يبين الشكل 4-36(b) بروفيل profile سويات رمادية أفقي للصورة (خط مسح) يمر من المركز و في نقطة الضجيج. هذا البروفيل هو التابع أحادي البعد الذي سنستخدمه للتوضيحات المتعلقة بهذا الشكل. يبين الشكل 4-36(c) عددا محددا من النقاط من هذا البروفيل بالقدر الذي يكفي لتوضيح سلوك المشتقات من الدرجة الأولى والثانية عندما تصادف نقطة ضجيج أو خطاً أو حافة جسم. وفي هذا المثال، يمر الانحدار في أربعة عناصر صورة، وتمر نقطة الضجيج في عنصر واحد، وثخانة الخط هي ثلاثة عناصر، والعبور إلى النقلة step بين سويتين رماديتين تحدث بين العناصر المتجاورة. وقد تم تخفيض السويات الرمادية إلى ثمانية فقط بغرض التبسيط.

سنستكشف الآن خصائص المشتقات من الدرجة الأولى والثانية ونحن نستعرض البروفيل من اليسار إلى اليمين. في البداية نجد أن المشتق الأول لا يساوي الصفر على طول الانحدار، في حين أن المشتق الثاني لايساوي الصفر في بداية الانحدار ونهايته فقط. ولأن الحواف في الصورة تشبه هذا النوع من العبور، نستنتج أن المشتقات من الدرجة الأولى تنتج حوافا عريضة في حين أن المشتقات من الدرجة الثانية ينتج حوافا أكثر دقة. بعد ذلك، نواجه نقطة الضجيج المعزولة، وهنا نجد أن استجابة المشتقات من الدرجة الثانية أقوى من مثيلتها للدرجة الأولى عند النقطة وبجانبيها، وهذا ما هو متوقع. وهكذا، فإن المشتق من الدرجة الثانية أكثر مقدرة من المشتق من الدرجة الأولى على إبراز التغيرات الحادة في الصورة. ولذلك، يمكن أن نتوقع أن يحسن المشتق الثاني التفاصيل بما فيها الضجيج أكثر بكثير من المشتق الأول. ولو كانت القيمة العظمى لسويات الخط الرمادية مثل سوية نقطة الضجيج، لكانت استجابة المشتق الثاني أقوى بكثير من استجابة المشتق الأول. وأخيرا فإن استجابة المشتقين، بالنسبة إلى حالتنا هذه، هي نفسها عند الانتقال الحاد step (وفي معظم الحالات عندما يكون الانتقال من قيمة غير الصفر تكون استجابة المشتق الثاني أضعف)، ونلاحظ أن للمشتق الثاني عبوراً من

الموجب إلى السالب. وتظهر هذه الاستجابة في الصورة على شكل خط نحيف مزدوج. ومن الجدير ذكره أنه لو كانت سوية الخط الرمادية تساوي سوية الانتقال، لكانت استجابة المشتق الثاني للخط أقوى منها للانتقال الحاد.

وكخلاصة، إذا قارنا بين استجابتي المشتقين من الدرجة الأولى والثانية نصل إلى النتيجة التالية:

1 – المشتقات من الدرجة الأولى تنتج بشكل عام حواف أعرض من تلك التي تنتجها مشتقات الدرجة الثانية.

2 – مشتقات الدرجة الثانية لها استجابة أقوى للتفاصيل الدقيقة كالنقاط المعزولة والخطوط.

3 – مشتقات الدرجة الأولى تعطي استجابة أقوى للانتقالات الحادة في السوية الرمادية.

4 – مشتقات الدرجة الثانية تنتج استجابة مضاعفة عند الانتقالات الحادة في قيم السوية الرمادية في الصورة، ولنفس التغيرات في السويات الرمادية تكون استجابتها أقوى للخط منها للانتقالات الحادة، وأقوى للنقطة منها للخط.

5 – تفضل المشتقات من الدرجة الثانية في معظم تطبيقات تحسين الصورة لقدرتها على تحسين التفاصيل الدقيقة. ولكن المشتقات من الدرجة الأولى لها أهميتها في تحسين الصورة وبخاصة عندما تستعمل بالإضافة إلى الثانية لتعطي أداء متميزا.

4-7-2 استخدام مشتقات الدرجة الثانية في تحسين الصورة (اللابلاسيان)

سنستعرض في هذا القسم بشيء من التفصيل استخدام المشتقات من الدرجة الثانية لتحسين الصورة. لتحقيق ذلك، سنضع تعريفا متقطعا للمشتق من الدرجة الثانية ونبني نافذة مرشح على أساس هذا التعريف. وسنهتم بالمرشحات التيلا تتحسس لتغير اتجاه

الانقطاعات في الصورةinvariant، أي أن أداءها ثابت بالنسبة إلى تدوير الصورة أو اتجاهها. هذه المرشحات تسمى isotropic.

إن أبسط عامل مؤثر ثابت الأداء بالنسبة إلى تابع $f(x, y)$ هو اللابلاسيان:

$$\nabla^2 f = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2}, \quad (4\text{-}16)$$

ولكي يكون مفيدا في معالجة الصورة يجب أن يكون بالصيغة المتقطعة ويحقق الشروط التي ذكرناها أعلاه. ولأننا نتعامل مع متحولين، سيكون لدينا مشتقان جزئيان في كل من الاتجاهين x و y كما يلي:

$$\frac{\partial^2 f}{\partial^2 x^2} = f(x + 1, y) + f(x - 1, y) - 2f(x, y) \quad (4\text{-}17)$$

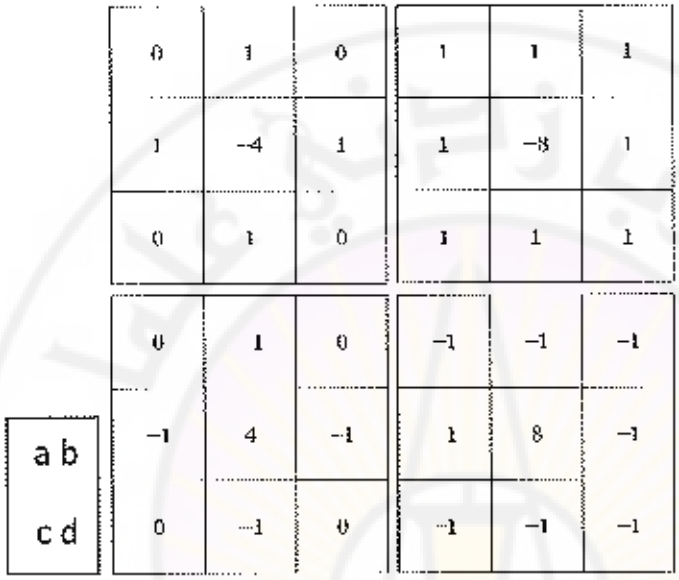
و

$$\frac{\partial^2 f}{\partial^2 y^2} = f(x, y + 1) + f(x, y - 1) - 2f(x, y) \quad (4\text{-}18)$$

ويتم الحصول على اللابلاسيان الرقمي ثنائي الأبعاد الموافق للمعادلة (4-16) بجمع المركبتين كما يلي:

$$\nabla^2 f = [f(x + 1, y) + f(x - 1, y) + f(x, y + 1) + f(x, y - 1)] - 4f(x, y). \quad (4\text{-}19)$$

وهذه الصيغة هي الأكثر شيوعا ويمكن تنفيذها باستخدام النافذة المبينة في الشكل 4-37(a). وتنفيذ هذه النافذة شبيه تماما بعملية التنعيم بالتوسيط ولكن باستخدام معاملات مختلفة.

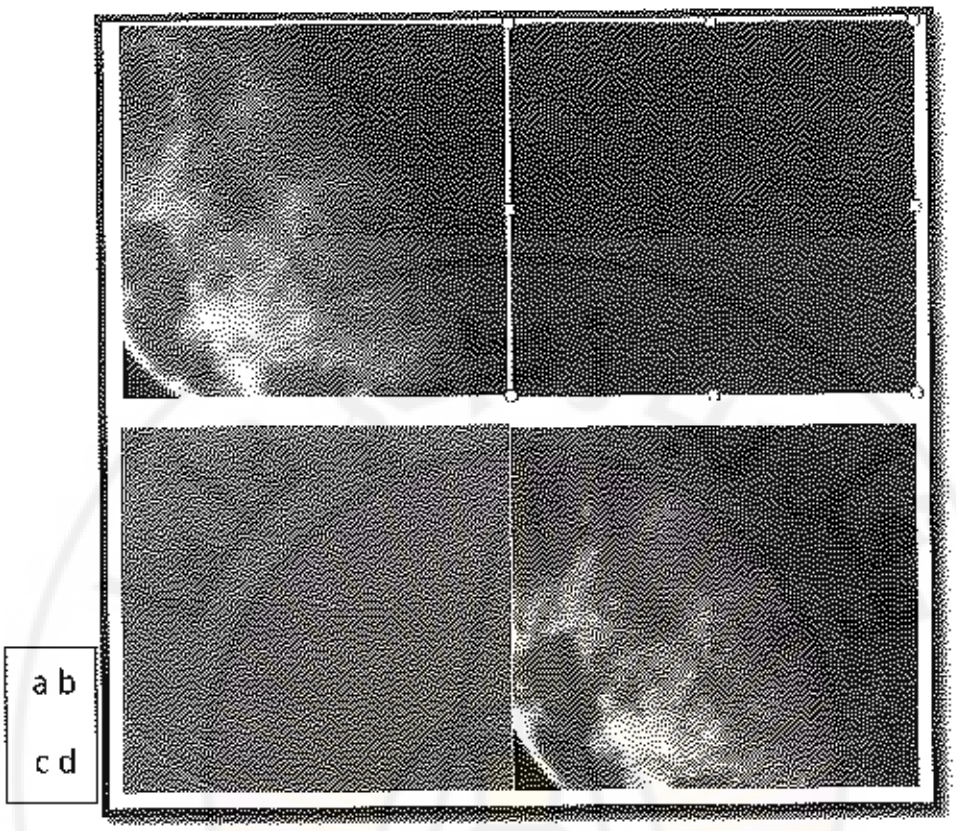


الشكل 4-37 (a) لابلاسيان رباعي. (b) لابلاسيان ثماني. (c) لابلاسيان رباعي بوزن مركزي موجب. (d) لابلاسيان ثماني بوزن مركزي موجب.

ويمكن إدخال تأثير العناصر القطرية في اللابلاسيان بتعديل معاملات النافذة لتصبح كما في الشكل 4-37(b). كما يبين الشكلان 4-37 (c) و (d) شكلين آخرين كثيرا ما يستخدمان عمليا وهما النسختان السالبتان للنافذتين السابقتين. وهما تعطيان النتائج نفسها من حيث المبدأ مع الاختلاف في إشارة القيم الناتجة، الأمر الذي يجب مراعاته عند الاستخدام اللاحق للنتيجة.

ولأن اللابلاسيان عامل مؤثر اشتقاقي فإن استخدامه يؤدي إلى إبراز انقطاعات السويات الرمادية في الصورة ويخمد المناطق ذات التغير المتدرج في سوياتها الرمادية، وهذا ما ينتج صورا ذات حواف بخطوط رمادية وانقطاعات أخرى وكل ذلك متوضع على خلفية عاتمة لا خصائص واضحة فيها. يمكن استرجاع خصائص الخلفية مع الحفاظ على أثر اللابلاسيان في إبراز التفاصيل ببساطة بجمع الصورة الأصلية وصورة اللابلاسيان. ويجب الانتباه إلى طرح صورة اللابلاسيان من الصورة الأصلية بدلا من جمعها عندما نستخدم النافذة ذات المعامل السالب في المركز.

يبين الشكل 4-38 صورة جسم يحتوي تفاصيل باهتة قليلا ونرغب في جعل التفاصيل أكثر حدة وبروزا. لذلك، نستخدم اللابلاسيان (المبين في الشكل 4-37(b). يبين الشكل 4-38(b). نتيجة تطبيق اللابلاسيان. وكما نلاحظ، فإن الخصائص المهيمنة في هذه الصورة هي الحواف والتغيرات الحادة في السويات الرمادية. يبين الشكل 4-38 (c)نتيجة تطبيق اللابلاسيان بعد التقييس لغرض الإظهار فقط، ويبين الشكل 4-38(d) نتيجة جمع صورتي الأصل واللابلاسيان. هذه النتيجة تبين بوضوح فعالية استخدام اللابلاسيان لإبراز تفاصيل الصور، وهذه هي أكثر الطرائق شيوعا ويمكن استخدامها مع جميع الصور من هذا الصنف سواء أكانت طبية أم فضائية أم من أنواع أخرى.



الشكل 4–38 **(a)** صورة أصلية. **(b)** نتيجة تطبيق اللابلاسيان في الشكل 4–37**(b)**.
(c) صورة اللابلاسيان بعد تقييسها.**(d)** نتيجة جمع صورة اللابلاسيان مع الصورة الأصلية.

4–7–3 التنفيذ العملي لعملية اللابلاسيان

من الناحية العملية، لا نجري عملية الترشيح باستخدام اللابلاسيان ثم نطرحها من الصورة الأصلية (أو نجمعها إليها، تبعا لإشارة معامل مركز النافذة المستخدمة) وإنما تجرى العملية بمسح واحد للصورة حيث تدمج عملية الطرح في المعادلة ، لتصبح المعادلتان في معادلة واحدة كما يلي:

$$
\begin{aligned}
g(x, y) &= f(x, y) - [f(x + 1, y) + f(x - 1, y) \\
&\quad + f(x, y + 1) + f(x, y - 1)] + 4f(x, y) \\
&= 5f(x, y) - [f(x + 1, y) + f(x - 1, y) \\
&\quad + f(x, y + 1) + f(x, y - 1)].
\end{aligned} \tag{4-20}
$$

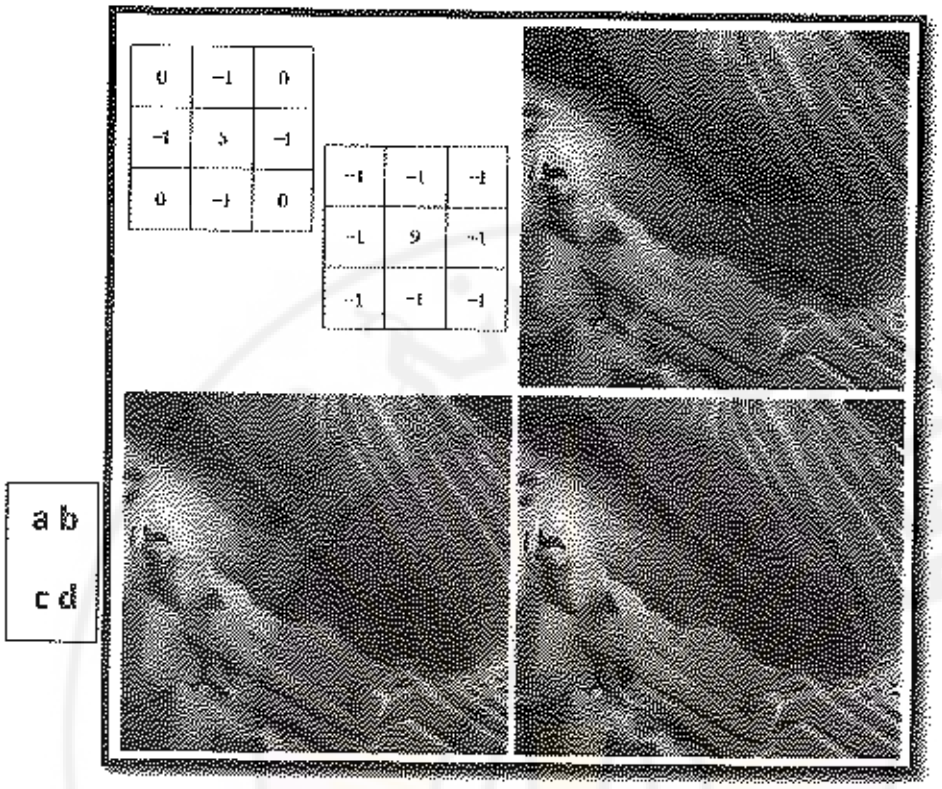
وتصبح معاملات النافذة المعدلة لكل من اللابلاسيان الرباعي والثماني كما في الشكل 4-39. يبين هذا الشكل نافذتي اللابلاسيان الرباعية والثمانية المعدلتين. تظهر صورة مجهرية في الشكل (b) وتبين الصورتان (c) و (d) نتيجة معالجة الصورة المجهرية بالنافذتين المعدلتين الرباعية والثمانية، على التوالي. النتيجة هي زيادة حدة التفاصيل كما نرى.

4-7-4 زيادة حدة تفاصيل الصورة بطرح النسخة المغبشة (التقيع غير الحاد) unsharp masking

تستخدم هذه الطريقة لإبراز تفاصيل الصورة، وتعتمد على طرح نسخة مغبشة للصورة من الصورة نفسها، ويمكن التعبير عنها رياضيا كما يلي:

$$f_s(x, y) = f(x, y) - \bar{f}(x, y)$$

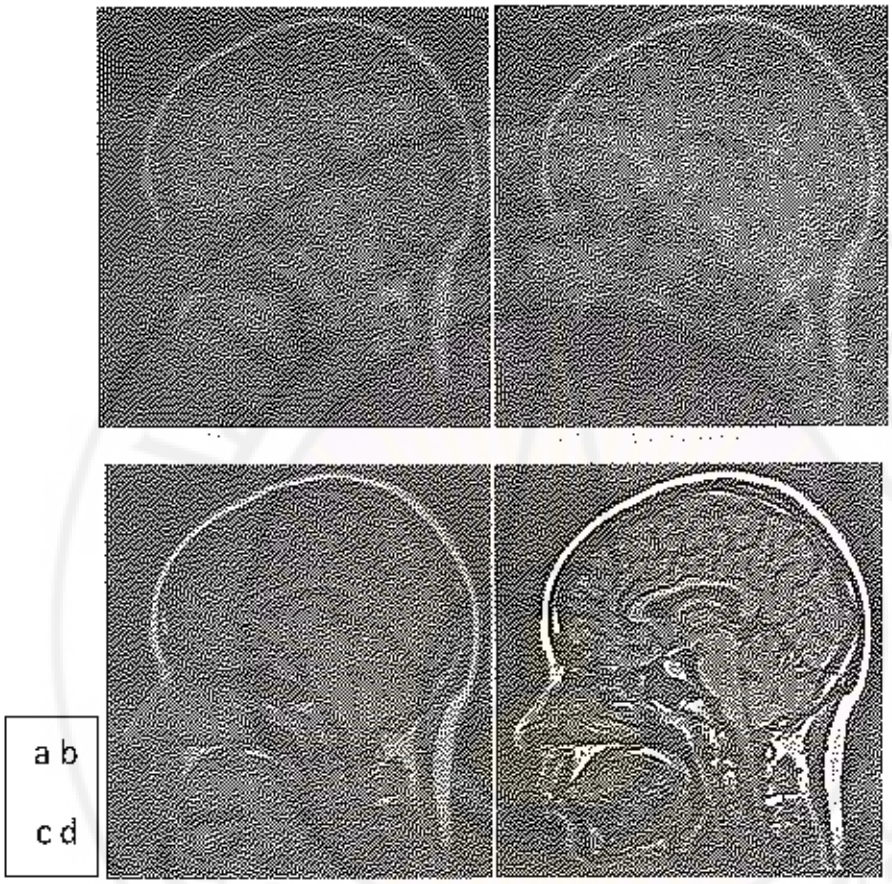
حيث ترمز $f_s(x,y)$ إلى الصورة التي أبرزت تفاصيلها، وترمز $\bar{f}(x, y)$ إلى النسخة المغبشة للصورة $f(x, y)$. وتعمم هذه الطريقة بتعديل بسيط لينتج ما يسمى "الترشيح العالي المعزز" high-boost filtering ويتم ذلك وفق الصيغة التالية:



الشكل 4–39 **(a)** نافذة اللابلاسين المركبة الرباعية والثمانية.**(b)** صورة مجهرية.**(c)** و **(d)** نتيجة المعالجة بالنافذة المركبة الرباعية والثمانية، على التوالي.

$$f_{hb}(x, y) = Af(x, y) - \bar{f}(x, y)$$

حيث أن $f_{hb}(x, y)$ هي الصورة المبرزة تفاصيلها بهذه الطريقة، و A هو ثابت موجب. يبين الشكل 4–40(a) صورة دماغ و (b) و (c) و (d) نتيجة استخدام زيادة حدة التفاصيل المعززة مع A تساوي 0.1 و 0.6 و 0.9 على التوالي باستخدام نافذة 3x3.



الشكل 4–40 الترشيح العالي المعزز باستخدام قيم مختلفة للثابت A.

الصور (b) و (c) و (d) أنتجت من الصورة (a) بثلاث قيم لA

هي: 0.1 و0.6 و 0.9، على التوالي.

4-7-5 تحسين الصورة باستخدام التدرج gradient

تستخدم هذه الطريقة المشتقات من الدرجة الأولى التي يتم إيجادها بحساب مطال التدرج. فإذا كان لدينا تابع $f(x, y)$ ، يعرف تدرجه عند الإحداثيين (x,y) بمتجه عمود column vector ثنائي الأبعاد كما يلي:

$$\nabla \mathbf{f} = \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix}. \qquad (4\text{-}21)$$

ويحسب مطال هذا المتجه كما يلي:

$$\begin{aligned} \nabla f &= \text{mag}(\nabla \mathbf{f}) \\ &= [G_x^2 + G_y^2]^{1/2} \\ &= \left[\left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y} \right)^2 \right]^{1/2} \end{aligned} \qquad (4\text{-}22)$$

ويشار عادة إلى مطال التدرج بـ "التدرج" عندما لا يكون هناك مجال للالتباس. ونتيجة للتربيع والجذر، فإن العبء الحسابي للتدرج على كامل الصورة لا يستهان به، لذلك، تستخدم القيم المطلقة بدلا من استخدام التربيع والجذر في حساب التدرج كما يلي:

$$\nabla f \approx |G_x| + |G_y|.$$

تحفظ هذ (4-23) ق النسبية بين السويات الرمادية وتعطي التدرج بتقريب جيد وليست مكلفة حسابيا. ويحسب التدرج عادة على أساس عمليات النافذة في جوار محدد، كما فعلنا في تنعيم الصورة، والجوار 3x3 هو الأكثر شيوعا كتلك المبينة في

الشكل 4-41. يحسب أبسط تقريب للمشتقات من الدرجة الأولى كما في المعادلة التالية:

$$G_x = (z_8 - z_5) \quad \text{و} \qquad (4\text{-}24)$$

$$G_y = (z_6 - z_5) \qquad (4\text{-}25)$$

وإذا حسبت هذه المشتقات وفق الفروق التصالبية بدلا من الفروق الأفقية والعمودية حسب تعريف روبرت يكون لدينا:

$$G_x = (z_9 - z_5) \quad \text{و} \qquad (4\text{-}26)$$

$$G_y = (z_8 - z_6) \qquad (4\text{-}27)$$

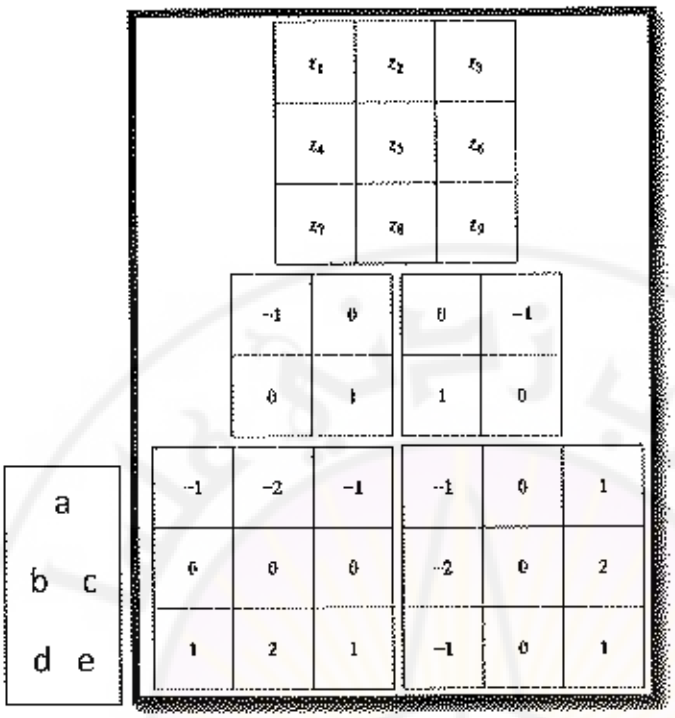
و إذا حسبنا التدرج وفق التربيع والجذر يكون لدينا:

$$\nabla f = \left[(z_9 - z_5)^2 + (z_8 - z_6)^2\right]^{\frac{1}{2}} \qquad (4\text{-}28)$$

أما إذا استخدمنا القيم المطلقة فيكون لدينا:

$$\nabla f \approx |z_9 - z_5| + |z_8 - z_6| \qquad (4\text{-}29)$$

ويمكن تنفيذ هذه المعادلة وفق النافذتين المبينتين في الشكل(4-41)(b) و (c). وتعرف هاتان النافذتان بعاملي روبرت للتدرج المتصالب Robert's cross-gradient operators.



الشكل 4–41 (a) الشكل العام للنافذة. (b)و (c) فروق روبرت التصالبية.(d) و(e) عاملي صوبل.

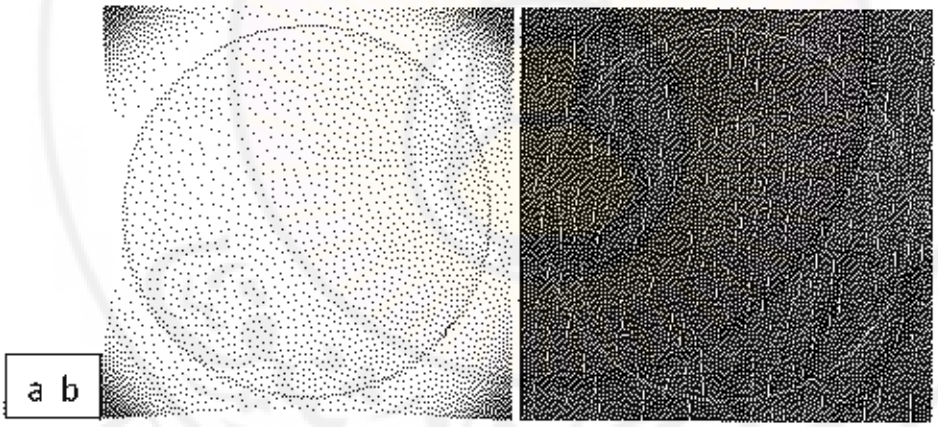
من الناحية العملية، لا نستخدم نافذة أبعادها 2x2 بل نستخدم نافذة أبعادها 3x3 كأصغر قياس، وفي هذه الحالة يتم حساب التدرج عند النقطة z_5 باستخدام القيم المطلقة وفق المعادلة :

$$\nabla f \approx |(z_7 + 2z_8 + z_9) - (z_1 + 2z_2 + z_3)| + |(z_3 + 2z_6 + z_9) - (z_1 + 2z_4 + z_7)|. \qquad (4\text{-}30)$$

حيث يقرب الفرق بين السطر الأول والثالث المشتق في اتجاه X ويقرب الفرق بين العمود الثالث والأول المشتق في اتجاه Y. وتدعى النافذتان المبينتان في

الشكل4-41 (d) و (e) بعاملي صوبل المؤثرين Sobel operators، ويمكن استخدامهما لتنفيذ المعادلة (4-30). يعطى الوزن 2 للعناصر المجاورة للعنصر المركزي لإعطاء بعض التنعيم في النتيجة بإعطاء وزن أكبر للعنصر المركزي. ونلاحظ أن جميع النوافذ التي استخدمناها لحساب التدرج تعطي القيمة "صفر" في المناطق ذات السوية الرمادية الثابتة، وهذا ما هو متوقع من المشتق.

يستخدم التدرج في الصناعة الطبية عادة كمعالجة أولية في إطار التفتيش الآلي عن العيوب. وسنورد مثالا بسيطا لاستخدام التدرج في حذف الخلفية المتغيرة بشكل متدرج وفي إبراز عيوب الصنع في العدسات اللاصقة. يبين الشكل 4-42 هذا مثالا لهذا التطبيق حيث اختفت التدرجات الرمادية في الزوايا وبرز تعرج محيط العدسة الدائرية (العيب المصنعي) عند الزاوية اليمنى السفلى من الصورة.

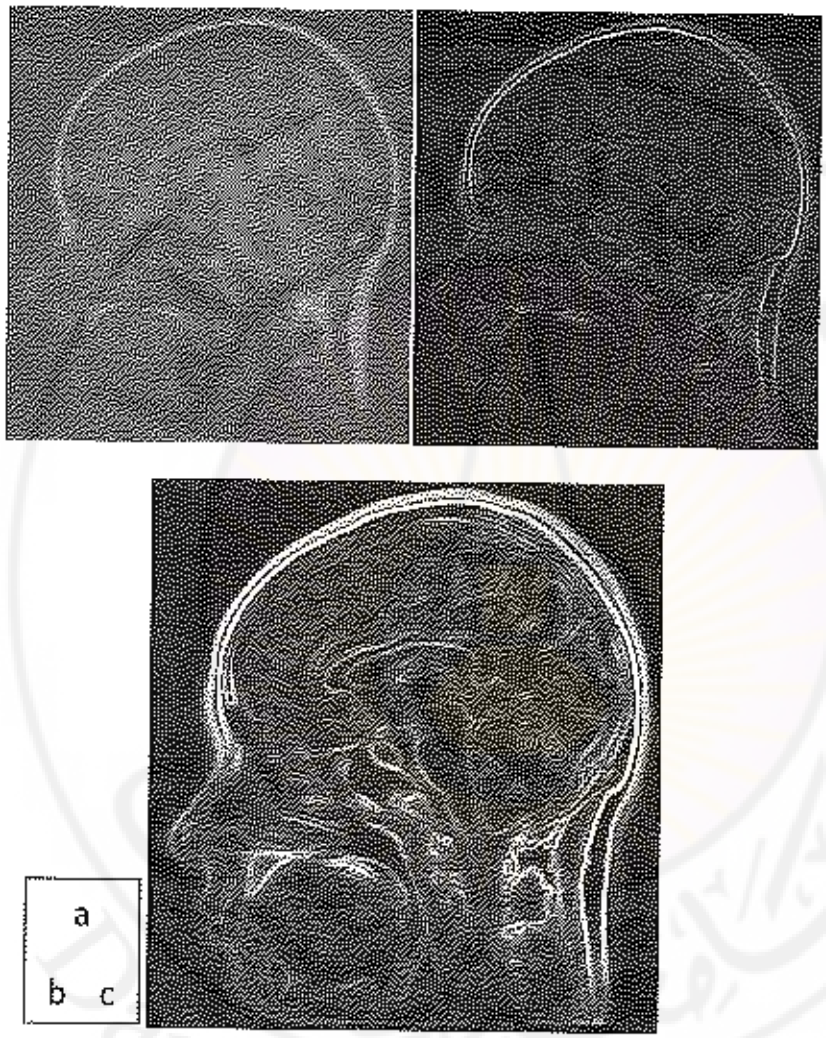


الشكل 4-42 مثال لكشف عيوب الصنع في العدسات اللاصقة. (a) الصورة الأصلية. (b) صورة تدرج صوبل بالقيم المطلقة.

الشكل 4-42(a)هو صورة ضوئية لعدسة لاصقة تمت إضاءتها بضوء ساطع لكشف عيوب الصنع فيها كعيب الحواف الظاهر عند الساعة الخامسة والرابعة في الصورة. يبين الشكل 4-42(b) صورة التدرج محسوبة بطريقة القيم المطلقة باستخدام نافذتي صوبل المبينتين في الشكل (d)و (e). مع أن العيب واضح في الصورة الأصلية، إلا أن إزالة الخلفية المتغيرة تدريجيا يسهل عملية التفتيش الآلي عن العيوب. ويعد إظهار الانقطاعات في المجالات الرمادية قليلة التغير أحد مزايا استخدام التدرج.

يعطي التدرج نتائج باهرة عندما يكون التباين كافيا بين المناطق ذات السويات الرمادية المختلفة في الصورة كمستطيل أسود على خلفية بيضاء أو العكس، ويعطي نتائج جيدة جدا في الحالات العملية كتلك التي رأيناها في المثال السابق. ولكن عندما نتعامل مع صورة طبية كصورة المرنان للدماغ مثلا، حيث الحدود الفاصلة بين المناطق غير واضحة تماما، سنواجه حالة مختلفة. ولتوضيح ذلك، لنتأمل الشكل 4-43(a) وهو صورة مرنان بمقطع سهمي ذات تباين منخفض. إن تطبيق التدرج الذي استخدم في المثال السابق لإيجاد حواف المناطق المتمايزة في هذه الصورة يعطي الشكل4-43(b). نلاحظ أن معظم مناطق هذه الصورة عاتمة بينما الحواف فاتحة وهذه هي النتيجة المتوقعة من صورة التدرج، لكن تفاصيل الحواف غير واضحة. إن أول ما يتبادر إلى الذهن في هذه الحالة هو استخدام تسوية الهيستوغرام الذي تظهر نتيجته في الصورة 4-43(c) . نلاحظ في هذه النتيجة الوضوح الكافي للصورة ولكن الحواف، وبخاصة في المناطق بين عظم الجمجمة والجلد والدماغ، متقطعة ومنقطة. فإذا كنا نرغب في التحليل الآلي للصورة يجب أن تكون الحدود المنقطة متصلة. ما يمكن أن نفكر به في هذه المرحلة هو تنعيم الصورة قبل كشف الحواف. يبين الشكل 4-44 نتيجة كشف الحواف بعد التنعيم بنافذة 3x3 ومن ثم تسوية الهيستوغرام. نلاحظ أن النتيجة قد أصبحت أكثر وضوحا والخطوط التي ترسم الحدود الفاصلة أكثر اتصالا وانسجاما لكن بعضها بقي

متقطعا. ولوصل الخطوط المتقطعة يلزمنا عمليات أكثر تعقيدا كربط الحواف edge linking.



الشكل 4–43 (a) صورة دماغ. (b) صورة تدرج صوبل.
(c)معالجة صورة التدرج بتسوية الهيستوغرام.



الشكل4–44 نتيجة كشف الحواف بعد التنعيم ثم تسوية الهيستوغرام.

4–7–6 دمج طرائق التحسين الحيزية

تركز اهتمامنا في معظم الأقسام السابقة بشكل أساسي على استخدام عمليات التحسين الإفرادية، أي استخدام تقنية تحسين واحدة، ولكن غالبا ما نحتاج استخدام عدة تقنيات تحسين للحصول على النتيجة المرغوبة بدمج تأثيرات هذه التقنيات معا على الصورة المعالجة. سنبين في المثال التالي استخدام عدة تقنيات تحسين معا لإنجاز تقنية مركبة تؤمن نتيجة التحسين المطلوبة لحالة صعبة.

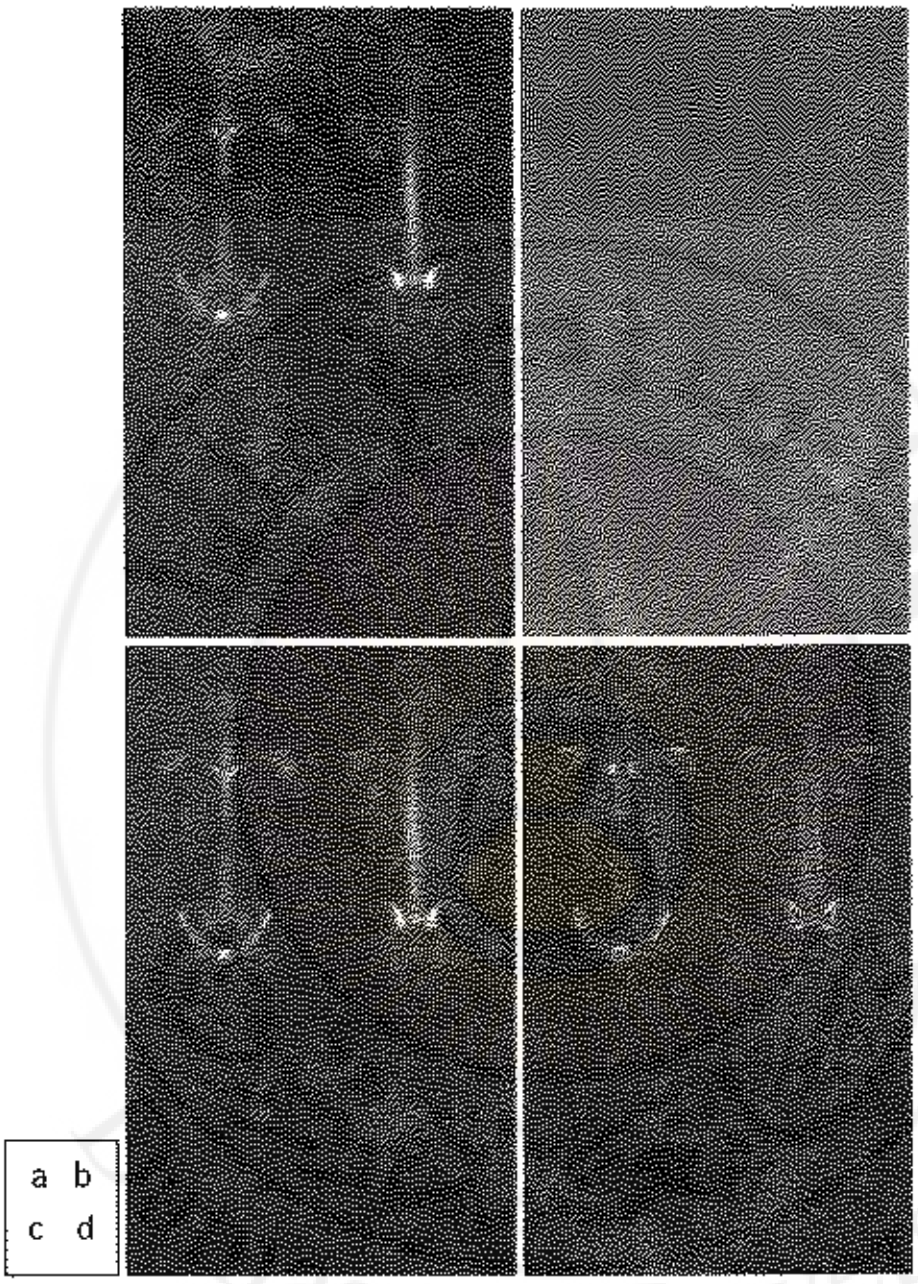
يبين الشكل 4-45(a) مسحا نوويا لكامل الجسم بغرض الكشف عن الأمراض في العظام كالورم والالتهاب. سنعالج هذه الصورة لتحسينها بغرض زيادة حدة تفاصيلها وإبراز أية تفصيلات إضافية ممكنة للهيكل العظمي. المدى الديناميكي الضيق للسويات الرمادية والمستوى العالي للضجيج الموجود في الصورة يجعل تحسين هذه الصورة أمرا صعبا. لتحسين هذه الصورة يتم استخدام اللابلاسيان لإبراز التفاصيل الدقيقة، والتدرج لإبراز الحواف. بعد ذلك سنستخدم نسخة منعمة من صورة التدرج لتقنيع (وضعها فوقها كقناع) صورة اللابلاسيان، وبعد ذلك ستتم زيادة المدى الديناميكي باستخدام تحويل سويات رمادية.

يبين الشكل 4-45(b) نتيجة تطبيق اللابلاسيان على الصورة الأصلية باستخدام اللابلاسيان الثماني موجب المركز. نستطيع الحصول على صورة بتفاصيل أدق sharpened ببساطة بجمع الصورتين (a) و (b). ومن ملاحظة مستوى الضجيج في (b) سنتوقع صورة زيدت حدة تفاصيلها مع ضجيج عال، الأمر الواضح في (c). وبشكل طبيعي، فإن ما يتبادر إلى الذهن هو استخدام المرشح الأوسطي، ولكن لأن هذا المرشح غير خطي يمكن أن يغير في خصائص الصورة، لذلك لن يستخدم هنا في معالجة صورة طبية. لذلك، سنستخدم صورة التدرج بعد تنعيمها ونضربها بصورة اللابلاسيان مما سيؤدي إلى إبراز الحواف وتخميد الضجيج في المناطق المستوية. بعد ذلك، نجمع الناتج إلى الصورة الأصلية. يبين الشكل4-45(d)صورة تدرج صوبل للصورة الأصلية باستخدام النافذتين المبينتين في الشكل 4-41 (d) و (e). نلاحظ أن الحواف هنا أكثر بروزا منها في صورة اللابلاسيان كما هو متوقع. صورة التدرج المنعمة في الشكل (e) تم الحصول عليها باستخدام نافذة 5x5. يبين الشكل (f) حاصل ضرب صورة اللابلاسيان وصورة التدرج المنعمة حيث نلاحظ بروز الحواف وانخفاض الضجيج. الصورة (g) تبين نتيجة إضافة الصورة (f) إلى الصورة الأصلية. إن

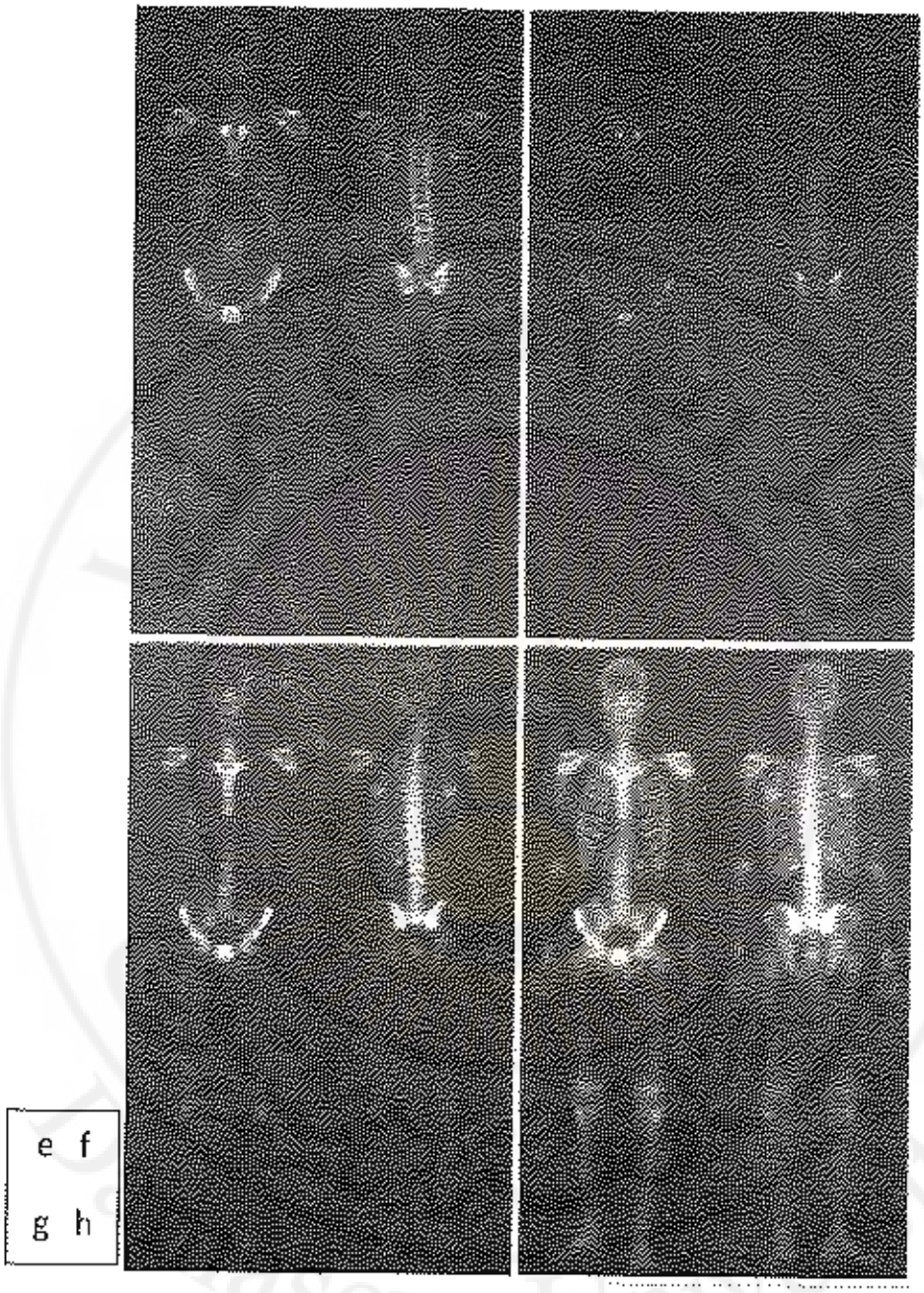
التحسن الهام في زيادة حدة التفاصيل ووضوحها في الصورة النهائية (g) بما في ذلك الأضلاع والورك والعمود الفقري والجمجمة لا يمكن الحصول عليه في أي من اللابلاسيان أو التدرج منفردين.

إن عمليات التحسين السابقة لا تؤثر في المدى الديناميكي للسويات الرمادية، لذلك سنقوم بزيادة المدى الديناميكي باستخدام أحد التحويلات التي استعرضناها في هذا الفصل. وفي هذه الحالة، أعطى استخدام قانون القوة أفضل نتيجة وهي المبينة في (h) باستخدم c=1 و غاما تساوي 0.5.

إن مستخدم هذا النوع من الصور من المحتمل أن يكون المتخصص في التصوير الشعاعي، وليس الطبيب لأن الطبيب لا يعتمد عادة على صور محسنة، إلا أن الوضوح الناتج في الصور المحسنة قد يكون مفتاحا لإيجاد تشخيصات مناسبة في الصور الأصلية.



الشكل 4–45 (a) حتى (d).



الشكل 4–45 (e) حتى (f).

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

الفصل الخامس

تحسين الصور الطبية في المجال الترددي

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

مقدمة

على الرغم من أننا قدمنا في الفصل الرابع عددا كبيرا وشاملا من تقنيات تحسين الصورة في المجال الحيزي مع التركيز على الصور الطبية، فإن الفهم الكامل لمجال تحسين الصورة لا يمكن أن يكتمل إلا بامتلاك معرفة معقولة بتحويل فوريه والمجال الترددي frequency domain، وكيفية استخدامهما في معالجة الصورة. ويمكن لمعالج الصور (المهندس الطبي هنا) أن يصل إلى الإلمام بهاتين النقطتين دون أن يكون خبيرا في معالجة الإشارة التي يستخدم تحويل فوريه فيها أساسا وذلك بالتركيز على الأساسيات وعلاقتها بمعالجة الصور. وبكلمات أخرى، سنتناول تحويل فوريه والمجال الترددي بقدر ما يلزمنا من أجل معالجة الصور الطبية، آخذين بالحسبان أن هذا التحويل قد تم التطرق إليه في مقرر آخر.

ونظرا لأننا نتعامل أساسا مع الصور الطبية التي ننظر إليها كدالة ثنائية الأبعاد لشدة الإضاءة المنعكسة عن الصورة، وهي كما رأينا في الفصل الثاني دالة متقطعة، سنركز اهتمامنا على تحويل فوريه المتقطع ثنائي الأبعاد واستخداماته في معالجة الصور الطبية، مع التنويه إلى أن من يريد التوسع في الجانب النظري لتحويل فوريه والمجال الترددي، يمكن أن يلجأ إلى (Gonzalez 2005 أو عمار 1992) أو أي كتاب متخصص في هذا المجال.

5-1 تحويل فورييه المتقطع ثنائي الأبعاد ومعكوسه

2-D Discrete Fourier Transform (DFT) and its reverse

يعطى تحويل فورييه المتقطع ثنائي الأبعاد لصورة $f(x, y)$ حجمها M×N بالمعادلة التالية:

$$F(u,v) = \frac{1}{MN}\sum_{x=0}^{M-1}\sum_{y=0}^{N-1} f(x,y)e^{-j2\pi(ux/M+vy/N)}. \quad (5\text{-}1)$$

حيث تحسب هذه العلاقة من أجل جميع قيم u = 0, 1, …., M-1, ومن أجل جميع قيم v = 0, 1, …., N-1، وبشكل مشابه، إذا لدينا تحويل فورييه F(u,v) نستطيع الحصول على الصورة الحيزية $f(x, y)$ باستخدام تحويل فورييه العكسي (معكوس تحويل فورييه) المعطى بالمعادلة التالية:

$$f(x,y) = \sum_{u=0}^{M-1}\sum_{v=0}^{N-1} F(u,v)e^{j2\pi(ux/M+vy/N)} \quad (5\text{-}2)$$

من أجل x = 0,1,…., M-1 و y = 0,1,…., N-1. تشكل هاتان المعادلتان زوج تحويل فورييه المتقطع ثنائي الأبعاد. يسمى المتحولان u و v متحولي التحويل transform variables أو متحولي التردد frequency variables، و x و y هما المتحولان الحيزيان spatial variables أو متحولا الصورة image variables. ويعرف طيف فورييه Fourier spectrum و زاوية طوره phase angle و طيف قدرته power spectrum بالعلاقات التالية:

$$|F(u,v)| = \left[R^2(u,v) + I^2(u,v)\right]^{1/2} \qquad (5\text{-}3)$$

$$\phi(u,v) = \tan^{-1}\left[\frac{I(u,v)}{R(u,v)}\right] \qquad (5\text{-}4)$$

$$P(u,v) = |F(u,v)|^2 = R^2(u,v) + I^2(u,v) \qquad (5\text{-}5)$$

حيث إن R(u, v) و I(u, v) هما الجزآن الحقيقي والتخيلي لتحويل فوريه F(u, v)، على التوالي. ومن المعتاد أن تضرب دالة الصورة بالحد $(-1)^{x+y}$ قبل حساب تحويل فوريه، لأن ذلك يؤدي إلى إزاحة مركز تحويل فوريه إلى الإحداثيين الترددين (M/2, N/2) اللذين يمثلان مركز المساحة التي يشغلها تحويل فوريه المتقطع ثنائي الأبعاد 2-D DFT. تسمى هذه المنطقة من المجال الترددي مستطيل التردد frequency rectangle، وهي تمتد من u = 0 إلى u = M-1 و من v = 0 إلى v=N-1 حيث إن u و v عددان صحيحان. ولنضمن أن تكون الإحداثيات المزاحة صحيحة يجب أن تكون M و N زوجيين. وعندما يتم تنفيذ تحويل فوريه بوساطة الحاسوب، تكون حدود الجمع من u = 1 إلى u = M و v = 1 إلى v = N. ويكون مركز التحويل الفعلي في هذه الحال u=M/2+1 و v = N/2 +1. وتسمى هذه العملية "مركزة التحويل".

تكون قيمة التحويل عند (u, v) = (0,0) حسب المعادلة :

$$F(0,0) = \frac{1}{MN}\sum_{x=0}^{M-1}\sum_{y=0}^{N-1} f(x,y). \qquad (5\text{-}6)$$

وهي القيمة المتوسطة للتابع *f(x, y)*. وبكلمات أخرى، إذا كان التابع صورة، تكون قيمة تحويل فوريه عند المبدأ مساوية لمتوسط السويات الرمادية في الصورة. ولأن الترددين يساويان الصفر عند المركز، تسمى F(0,0) أحيانا المركبة المستمرة للطيف.

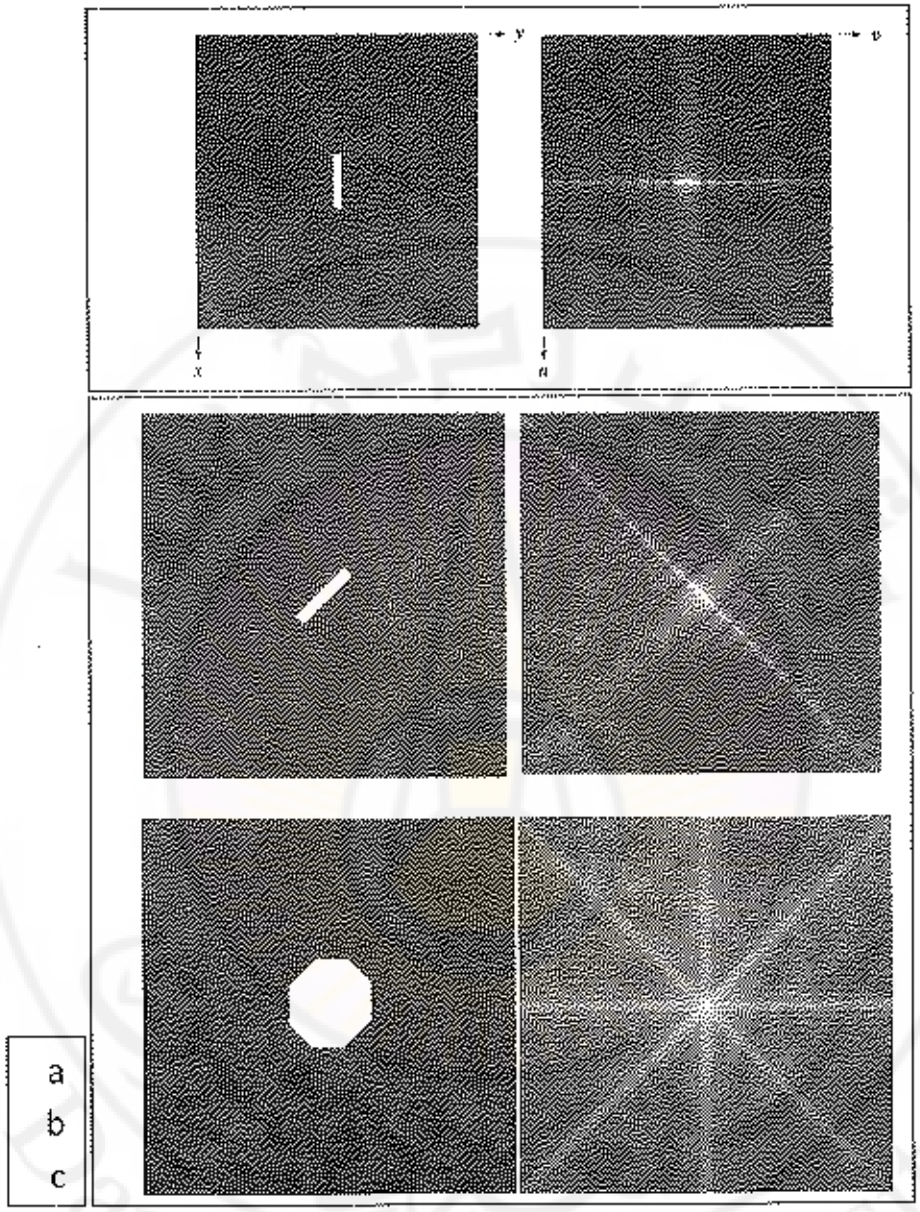
ستظهر جميع تحويلات فوريه للصور المستخدمة في هذا الكتاب بعد تطبيق عملية المركزة والتحويل اللوغاريتمي لإعطاء أكبر وضوح للتحويل بإظهار مركبات التردد العالي ذات القيم الصغيرة جدا مقارنة مع مركبات التردد المنخفض عالية القيمة في الوقت نفسه. يبين الشكل 5-1(a) شكلا مستطيلا مع تحويل فوريه له، ويبين (b) الشكل المستطيل نفسه بعد تدويره 45 درجة باتجاه عقارب الساعة مع تحويل فوريه التابع له، و أخيرا يبين الشكل (c) شكلا ثمانيا أبيض على خلفية سوداء بحجم 512x512 وتحويل فوريه الموافق له. نلاحظ أن قيم التحويل عالية على شكل خطوط منفصلة عن بعضها بزوايا قدرها 45 درجة وتمر جميعها من المركز.

5-2 الترشيح في المجال الترددي

المجال الترددي ليس إلا ذلك الفراغ الذي يتحدد بقيم تحويل فوريه و متحوليه الترددين u و v. سنضيف في هذا القسم ما سيعطي المجال الترددي معنى آخر يتعلق بالمعالجة باستخدامه في ترشيح الصور بغرض التحسين والتشخيص.

5-2-1 بعض خصائص المجال الترددي

نلاحظ من المعادلة (5-1) أن كل حد من حدود F(u, v) يحتوي جميع قيم *f(x, y)* معدلة بقيم الحدود الأسية. لذلك، فباستثناء الحالات البسيطة للغاية، من المستحيل أن نربط بين مركبات محددة في الصورة وبين تحويلاتها بشكل مباشر.

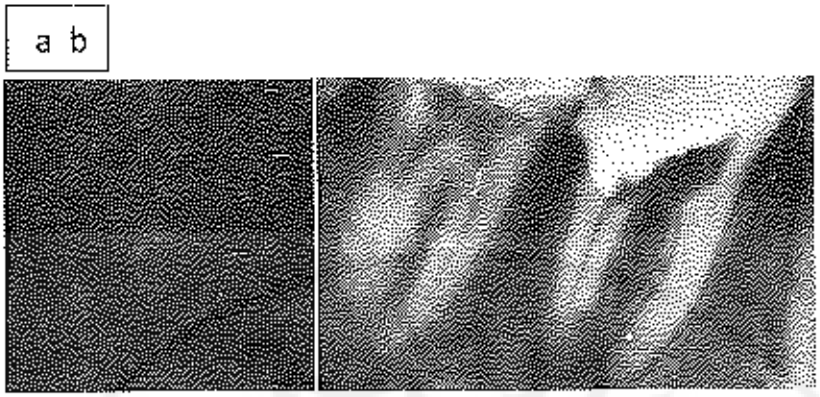


الشكل 5-1 **(a)** شكل مستطيل مع تحويل فوريه التابع له. **(b)** الشكل المستطيل نفسه بعد تدويره **45** درجة باتجاه عقارب الساعة مع تحويله.

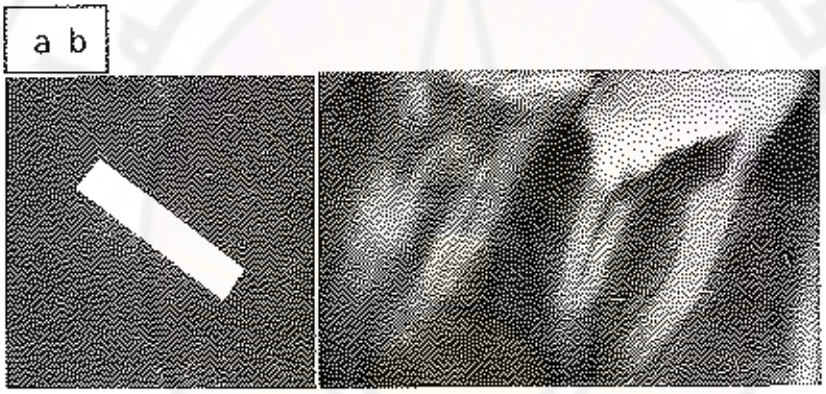
(c) شكل ثماني مع تحويله.

و يمكننا أن نثبت بعض الملاحظات العامة التي تربط بين المركبات الترددية لتحويل فوريه وبين الخصائص الحيزية للصورة. فعلى سبيل المثال، نظرا لأن التردد يتعلق بمعدل التغير، ليس من الصعب الربط بين ترددات تحويل فوريه وبين أنماط تغير السويات الرمادية في الصورة. وكما بينا سابقا فإن أبطأ المركبات الترددية تغيرا (u=0, v=0) توافق القيمة المتوسطة للسويات الرمادية في الصورة. ومع تحركنا مبتعدين عن مركز التحويل، تتبع الترددات المنخفضة إلى مركبات الصورة المتغيرة ببطء. ففي صورة غرفة على سبيل المثال، يمكن أن تتبع للتغيرات الناعمة للحائط أو الأرض. ومع تحركنا مبتعدين أكثر عن المركز، تتبع الترددات الأعلى للتغيرات الأسرع فالأسرع في السويات الرمادية للصورة. وهذه بدورها تتبع لحواف الأجسام ومركبات الصورة الأخرى التي تتميز بتغيرات حادة في السويات الرمادية مثل الضجيج.

وكتوضيح في هذا السياق، سنستخدم صورة أسنان. يبين الشكل 5-2 صورة أسنان (b) وتحويل فوريه لها (a). نلاحظ أن الاتجاه البارز المهيمن للترددات العالية في صورة التحويل هو في اتجاه الزاوية 135 درجة، ونتوقع أن يكون ناجما عن أثر الحواف البارزة لجذور السنين باتجاه 45 درجة تقريبا الأكثر هيمنة على الصورة بصريا، الأمر الذي سنتأكد منه عمليا كما يلي: إن تمرير جزء الطيف في الاتجاه 135 درجة كما في الشكل 5-3(a) وإعادة بناء الصورة من الطيف الذي تم تمريره باستخدام تحويل فوريه العكسي المبينة نتيجته في (b) يبين أن الحواف المذكورة قد استرجعت بشكل شبه كامل من قدرة الطيف التي مررها المستطيل الأبيض.



الشكل 5–2 صورة أسنان وتحويل فوريه التابع لها.

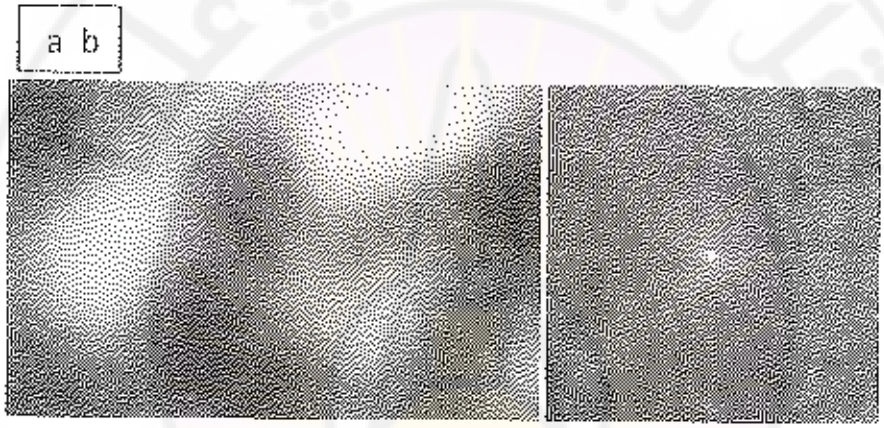


الشكل 5–3 تحويل فوريه مع تمرير الطيف في الاتجاه 135 درجة ضمن مساحة مستطيلة، بشكل تفاعلي، والصورة المسترجعة بوساطة التحويل العكسي من الطيف الذي تم تمريره.

يبين الشكل 5–4(b)مربع التردد لصورة أبعادها 512x512 يحتوي مربعا صغيرا أبيضا أبعاده 10x10، أي أن مساحة المربع الصغير تساوي 0.00038 من أصل مساحة مربع التردد الكلي، وهي مساحة تمرير المرشح التي حددت تفاعليا.نلاحظ في الشكل 5–4(a) الذي يمثل الصورة المسترجعة من الطاقة التي تم تمريرها بوساطة المرشح أن هذا المربع الصغير يحتوي قدرا من طاقة المركبات الترددية يكفي لتشكيل الشكل

التقريبي للمسنين. يبين هذا المثال أن القسم الأكبر من القدرة متركز في المركبات ذات التردد المنخفض، أي قرب المركز.

أما مركبتا الطيف المتناظرتان على المحور العمودي u وتبعدان مسافة 225 مع الهالة الطيفية لكل منهما واللتان تظهران بشكل نجمي، فهما تعودان لضجيج ناتج عن الاعتيان الرديء نسبيا للصورة والذي سنستعرضه لاحقا.



الشكل 5-4 الصورة المسترجعة (a)من قدرة الطيف الترددي في مربع تردد 10x10 (b)من أصل مربع التردد الكلي 512x512.

5--2--2 أساسيات الترشيح في المجال الترددي

الترشيح في المجال الترددي عملية واضحة ومباشرة تتم وفق الخطوات التالية:

1 – ضرب صورة الدخل بالحد $(-1)^{x+y}$ لمركزة التحويل.

2 – حساب التحويل F(u, v) وهو DFT، أي تحويل فوريه المتقطع لصورة الدخل الناتجة عن الخطوة الأولى.

3 – ضرب التحويل F(u, v) بتابع ترشيح H(u, v).

4 – حساب تحويل فوريه العكسي لناتج الخطوة الثالثة.

5 – أخذ الجزء الحقيقي من نتيجة الخطوة الرابعة.

6 – ضرب نتيجة الخطوة الخامسة بالحد $(-1)^{x+y}$.

إن السبب في تسمية H(u, v) "مرشح" (يستخدم أحيانا مصطلح "تابع تحويل transfer function" المرشح) هو أنه يخمد بعض الترددات في التحويل بينما يترك الترددات الأخرى دون تغيير.

وإذا استخدمنا المعادلات في صياغة عملية الترشيح، يمكن أن نقول:

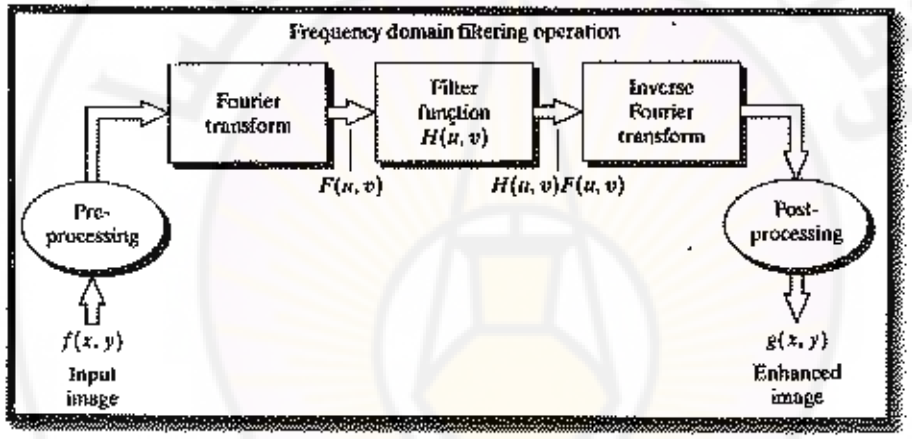
إذا كانت الدالة $f(x, y)$ تمثل صورة الدخل في الخطوة 1، و F(u, v) هو تحويل فوريه التابع لها، يعطى تحويل فوريه لصورة المخرج بالعلاقة التالية:

$$G(u, v) = H(u, v)\, F(u, v) \qquad (5\text{-}7)$$

إن ضرب الدالتين H و F ثنائيتي الأبعاد يتم على أساس العنصر. عناصر F هي عقدية عادة ولكن عناصر H حقيقية، وبالتالي فإن كل قيمة للدالة H تضرب بقيمتي F الحقيقية والتخيلية الموافقتين.

يتم الحصول على الصورة المرشحة ببساطة بأخذ تحويل فوريه العكسي للدالة G(u, v). ويتم الحصول على الصورة النهائية بأخذ القسم الحقيقي من هذه النتيجة وضربه بالحد $(-1)^{x+y}$ لإلغاء أثر الضرب به في الخطوة الأولى. إن إجراء الترشيح الذي شرحناه للتو موضح في الشكل 5-5 ولكن بصيغة أعم حيث تم تضمين مرحلتي معالجة أولية ومعالجة لاحقة. وبالإضافة إلى الضرب بالحد $(-1)^{x+y}$، يمكن أن يتضمن إجراء

التحويل بعض العمليات الأخرى المطلوبة مثل ضبط أبعاد صورة الدخل إلى أقرب أبعاد زوجية لمركزة التحويل و التحويل إلى نمط النقطة العائمة في الدخل والتحويل إلى نمط الثمانية بتات الصحيح 8-bits integer في الخرج. ويمكن أن يتضمن كذلك عمليات ترشيح متتابعة أو عمليات معالجة أولية أو لاحقة إضافية. النقطة الهامة التي يجب أن تبقى في ذهننا هي أن عملية الترشيح تقوم على تعديل تحويل الصورة بطريقة ما باستخدام تابع تحويل المرشح للحصول على صورة الخرج المطلوبة.



الشكل 5–5 الخطوات الأساسية لعملية الترشيح في المجال الترددي.

إن الأمثلة التي ألقينا فيها الضوء على العلاقة العامة بين الصورة الحيزية وطيف تحويل فوريه في الأشكال 5–3 و 5–4، هي في الحقيقة عمليات ترشيح تتبع الإجراء الموصوف أعلاه في الشكل 5–5 وهي من نوع مرشحات التمرير حيث تم تمرير ترددات معينة (المشمولة بالمساحة البيضاء في مربع تحويل فوريه) وباستخدام تحويل فوريه العكسي استرجعت الصورة الموافقة للترددات الممررة. لكن كما يظهر في الأشكال المذكورة، استخدمت أشكال رباعية لمساحات التمرير بينما الشائع هو استخدام

مساحات دائرية بأنصاف أقطار محددة تحصر قدرة من طيف فوريه متناظرة حول المركز. وسنستخدم هذه الطريقة في المثال التفصيلي الذي سنعرضه في إطار مرشحات التنعيم في المجال الترددي في القسم التالي.

5-2-3 مرشحات التنعيم في المجال الترددي

كما سبق وأشرنا فإن الحواف والانتقالات الحادة (مثل الضجيج) في السويات الرمادية تشارك بشكل هام في محتوى الترددات العالية لتحويل فوريه، ولذلك فإن التنعيم (التغبيش) في المجال الترددي يتم بتخميد مجال محدد من الترددات العالية في تحويل الصورة.

إن النموذج الذي سنستخدمه للترشيح في المجال الترددي مبني على المعادلة التالية التي أو (5-8) سم السابق ونعيدها هنا:

$$G(u, v) = H(u, v)\, F(u, v)$$

حيث إن $F(u, v)$ هو تحويل فوريه للصورة المراد ترشيحها، وهدفنا هو إيجاد تابع التحويل للمرشح $H(u, v)$ الذي يعطينا $G(u, v)$ المرغوبة بتخميد الترددات العالية في التحويل.

5-2-3-1 مرشحات التمرير المنخفض المثالية

Ideal Low Pass Filters (ILPF)

إن أبسط نوع من مرشحات التمرير المنخفض التي يمكن أن نتصورها هي تلك التي تقطع cut off الترددات التي تبعد مسافة أكبر من مسافة محددة D_0 من مركز التحويل

الذي تمت مركزته. هذا النوع من المرشحات يدعى "مرشح التمرير المنخفض المثالي ثنائي الأبعادD-2 ILPF"، وله تابع التحويل التالي:

$$H(u,v) = \begin{cases} 1 & \text{if } D(u,v) \leq D_0 \\ 0 & \text{if } D(u,v) > D_0 \end{cases} \qquad (5\text{-}9)$$

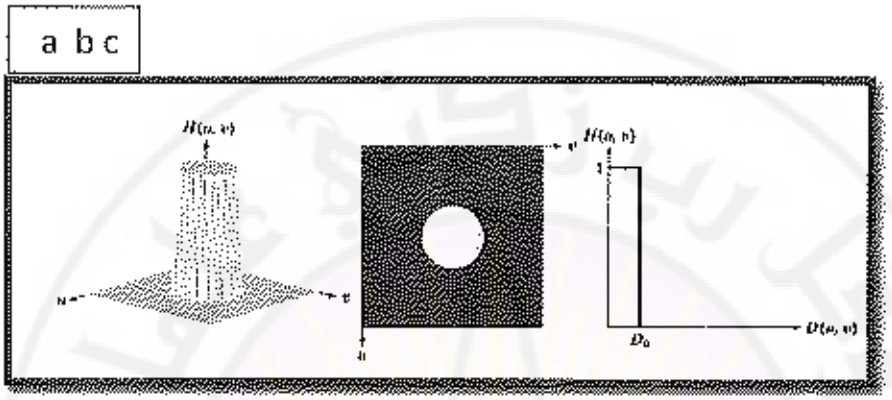
حيث أن D_0 هي كمية محددة غير سالبة، و D(u, v)هي المسافة من النقطة (u, v) إلى مركز مربع التردد. فإذا كان حجم الصورة التي نتعامل معها M x N، نعلم أن تحويلها أيضا بنفس الحجم بحيث يكون مركز مربع التردد عند النقطة (u, v) =(M/2, N/2) لأن مربع التردد قد تمت مركزته. في هذه الحالة، تعطى المسافة من أي نقطة (u, v) إلى مركز تحويل فوريه بالعلاقة:

$$D(u,v) = \left[(u - M/2)^2 + (v - N/2)^2\right]^{1/2}. \qquad (5\text{-}10)$$

يبين الشكل 5--6 (a) رسما منظوريا ثلاثي الأبعاد لتابع التحويل H(u, v) كتابع للمتحولين u و v، ويبين الشكل5--6 (b) التابع كصورة. ويأتي الاسم "مرشح مثالي ideal filter" من حقيقة أن المرشح يمرر جميع الترددات ضمن دائرة نصف قطرها D_0 دون أي تخميد، في حين يخمد جميع الترددات الواقعة خارج هذه الدائرة بشكل كامل. إن المرشحات التي سنتعامل معها في هذا القسم متناظرة نصف قطري حول المركز، وبالتالي فإن المقطع العرضي كتابع للمسافة من المركز وعلى طول نصف القطر يكفي لتحديد المرشح كما في الشكل 5--6(c). ويمكن إظهار تابع تحويل المرشح منظوريا بتدوير المقطع العرضي 360 درجة حول المركز.

تسمى نقطة الانتقال بين القيمتين H(u, v)=1 و H(u, v) = 0 لمرشح التمرير المنخفض المثالي "تردد القطع cutoff frequency". ففي الشكل 5--6(c) على

سبيل المثال، تردد القطع هو D_0. وتردد القطع الحاد من هذا النوع لا يمكن تحقيقه باستخدام العناصر الألكترونية ولكنه ممكن باستخدام الحاسوب، وسنتطرق لأثر استخدام هذا النوع من المرشحات لاحقا.



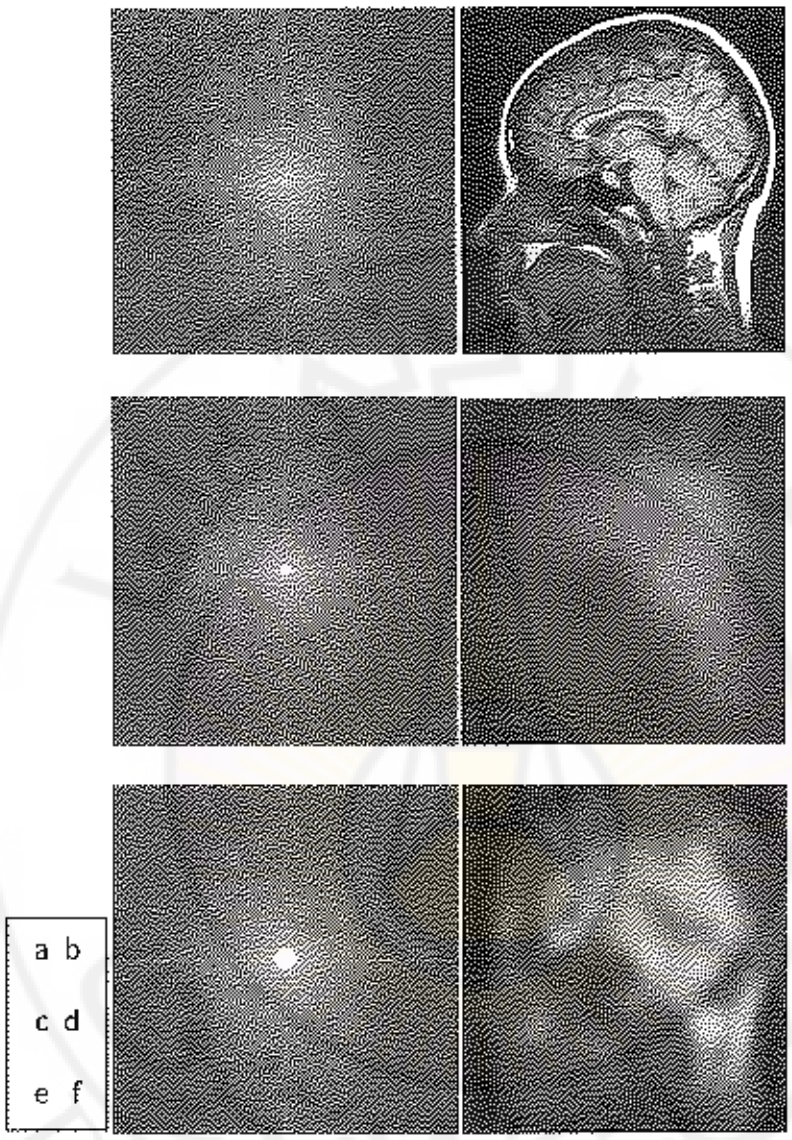
الشكل 5-6 **(a)** رسم منظوري لتابع تحويل مرشح تمرير منخفض مثالي.
(b) المرشح على شكل صورة. **(c)** المقطع العرضي نصف القطري للمرشح.

5-2-3-2 أثر الترددات المنخفضة والعالية على المظهر العام للصورة

سبق وأشرنا في القسم 5-1 أن المركبة F(0,0) من تحويل فوريه تمثل متوسط السويات الرمادية في الصورة وبالتالي فهي تحدد الانطباع العام عن مستوى إضاءة الصورة (فاتحة، عاتمة، ...). وأن الترددات المنخفضة ترتبط بمركبات الصورة الحيزية المتغيرة ببطء وأن الترددات العالية تتبع للحواف والانتقالات الحادة في السويات الرمادية سواء أكانت تابعة للتفاصيل الدقيقة في الصورة أم للضجيج. سنلقي الضوء في هذا القسم على هذه المفاهيم باستخدام مبدأ التنعيم بالترشيح المنخفض المثالي الذي قدمناه في القسم السابق، وباستخدام صورة طبية لدماغ بشري.

يبين الشكل 5-7(a) مربع التردد لتحويل فوريه لصورة مقطع رأسي لدماغ بشري حجمها 256x256 مبينة في الشكل 5-7(b) أخذت بالمرنان. ويبين الشكل 5-7(c) صورة تحويل فوريه بعد تطبيق مرشح تمرير منخفض مثالي تردد قطعه $D_0=3$ (الدائرة الصغيرة البيضاء)، أي تمرير مركبات التردد المحصورة في دائرة نصف قطرها 3 ومنع باقي الترددات. يبين الشكل 5-7 (d) الصورة التي تم استرجاعها باستخدام تحويل فوريه العكسي للترددات التي سمح لها بالتأثير (تم تمريرها) وهي المحتواة في الدائرة البيضاء. نلاحظ أنه وعلى الرغم من أن تردد القطع لهذا المرشح أقل من 0.024 فإن هذه الصورة تمثل الشكل العام للصورة الأصلية مع تغيرات طفيفة في السويات الرمادية و تغبيش blurring كثيف. هذه النتيجة جاءت من حقيقة أن قدرة المركبات في دائرة المرشح الصغير هذه تتجاوز 80% من مجموع القدرة الكلية المتضمنة في مربع التردد (الصورة بكاملها).

الآن سنسمح لقدر أكبر من المركبات الترددية بالمرور بمضاعفة نصف قطر دائرة المرشح ($D_0=6$) كما في الشكل 5-7(e) واسترجاع الصورة باستخدام تحول فوريه العكسي لتنتج الصورة المبينة في الشكل 5-7(f). نلاحظ أن الحدود العريضة بين مناطق الصورة بدأت في الظهور.

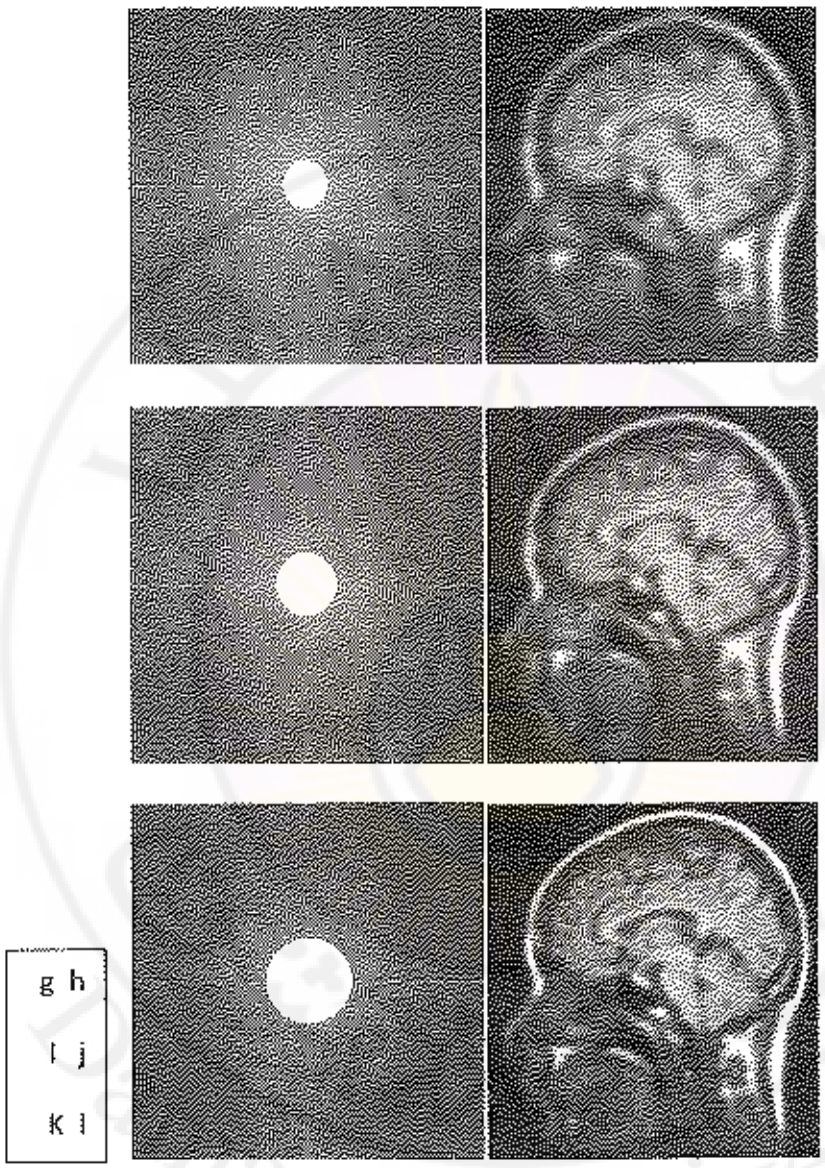


الشكل 5–7(a) تحويل فوريه للصورة الأصلية المبينة في (b). الدوائر البيضاء في الصور (c), (e), (g), (i), (K), (m), (o), (q) هي دوائر مرشح التمرير المنخفض المثالي التي أنتجت القدرة الممررة منها الصور (d),(f),(h)(j),(l),(n),(p),(r)،على التوالي.

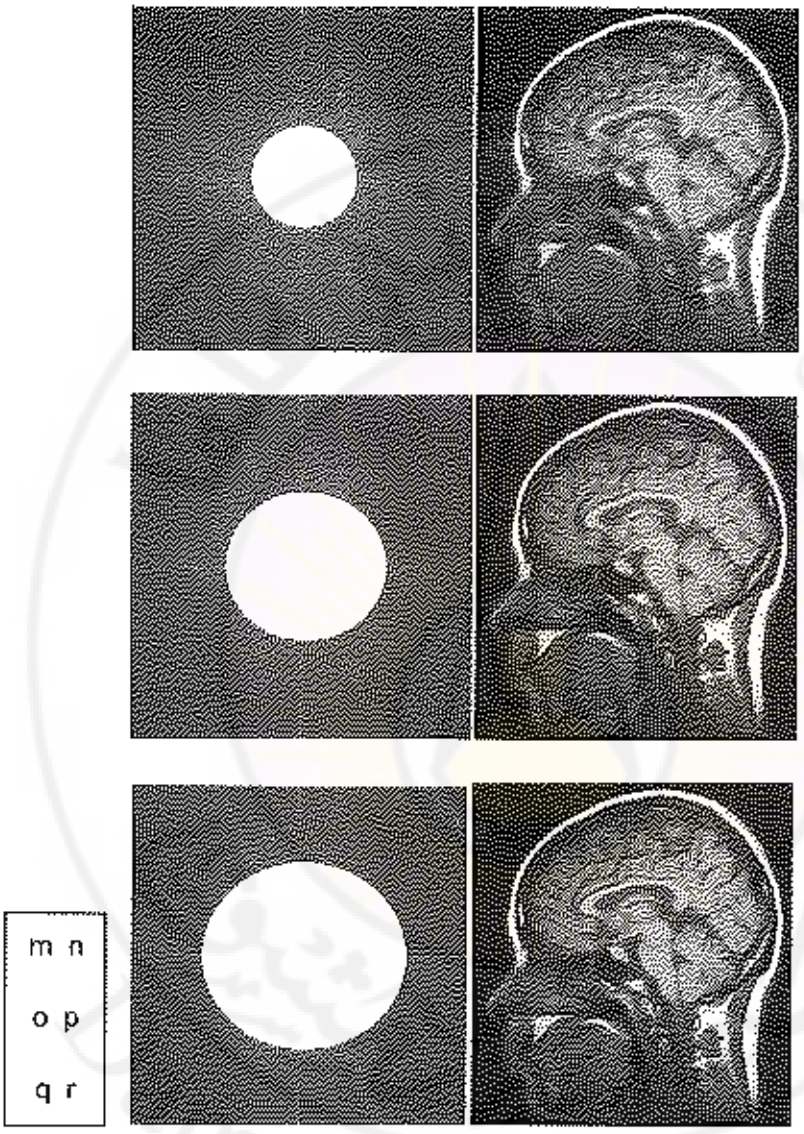
بمضاعفة نصف قطر دائرة المرشح تقريبا مرة أخرى (D_0=12.8) ليصبح 10% من نصف القطر الكلي للمرشح، وبالتالي السماح لقدر أكبر من الترددات الأعلى بالمرور كما في الشكل5--7(g). نلاحظ في الصورة الناتجة (h) أن حدود المجمعة والمناطق الأخرى أصبحت واضحة تقريبا.

بزيادة تردد القطع أكثر فأكثر نلاحظ أن الصور المسترجعة (*j*) و (*l*) و (*n*) أصبحت تحتوي مناطق الصورة الأساسية بوضوح أكثر فأكثر، إلى أن نصل إلى الصورة (*r*) التي نجد بالتدقيق فيها أنها تحتوي كامل التفاصيل الموجودة في الصورة الأصلية. وبمعرفة أن تردد القطع الذي أنتج هذه الصورة هو (D_0=64) أي 50% من نصف القطر الكلي للمرشح نستنتج أن الترددات الأعلى من هذه القيمة في مربع التردد هي ترددات ذات قدرة مهملة ولا تؤثر في تفاصيل الصورة منظورا إليها بالعين المجردة. لاحظ الصورة الأصلية والصورة المسترجعة في الشكل 5--8.

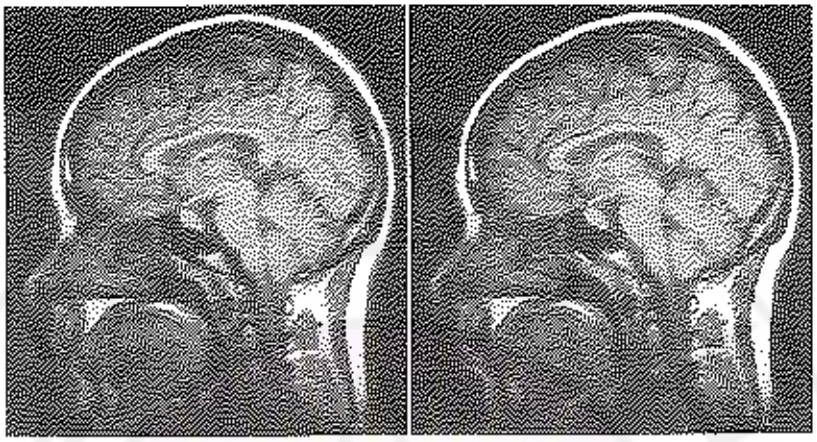
لتفسير هذه النتيجة بمفهوم طيف القدرة، لنتأمل الشكل 5--9 الذي يبين الذي يبين دائرة مرشح التمرير المنخفض المثالي الذي انتج الصورة (r) مع صورة طيف القدرة power spectrum للصورة الأصلية. نجد بالتدقيق أن الترددات ذات القدرة الفعالة بعد إظهارها باستخدام التحويل اللوغاريتمي تشغل مساحة أصغر من دائرة التمرير التي أنتجت الصورة (r) وبالتالي فإن كل قدرة المركبات الطيفية المؤثرة قد مرت.



الشكل 5-7 (g, h, I, j, k, l).

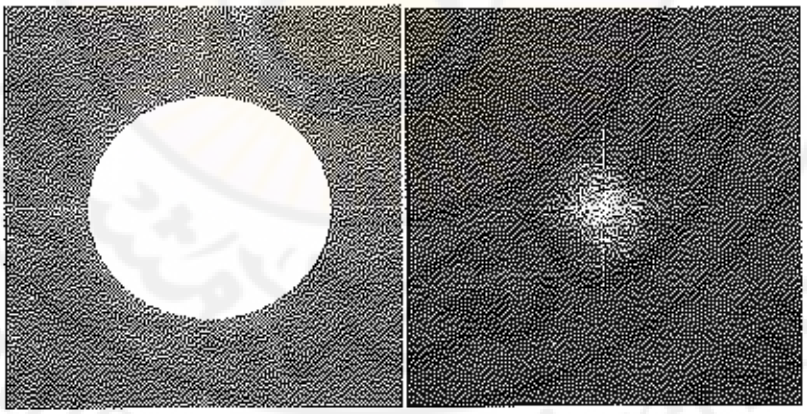


الشكل 5–7 (m, n, o, p, q, r).



الصورة الأصلية　　الصورة المسترجعة من ILPF
تردد قطعه D0=64

الشكل 5–8



طيف القدرة للصورة الأصلية　　دائرة تمرير الترددات التي أنتجت الصورة (r)

الشكل 5–9

إن مرشحات التمرير المنخفض بطبيعتها تؤدي إلى تغبيش الصورة بدرجة معينة، ولكن المرشحات المثالية ذات تردد القطع الحاد تؤدي إلى ظهور حلقات حول الأشياء الموجودة في الصورة ringing(Gonzalez 2005)، وهذا يبدو واضحا في جميع الصور المسترجعة حتى الصورة(p) وبخاصة حول الإطار الخارجي للحمجمة، ويظهر بشكل بسيط جدا في الصورة (r).

نتيجة لظاهرة ظهور الحلقات، فإن المرشحات المثالية غير مرغوبة في التطبيقات العملية وتستخدم المرشحات ذات الانتقال التدريجي بين التمرير والقطع بدلا منها لتلافي هذه الظاهرة. ومن المرشحات التي تستخدم لهذا الغرض مرشحات بتروورث Butterworth والمرشحات الغوصية Gaussian التي سنلقي الضوء عليهما في القسم التالي.

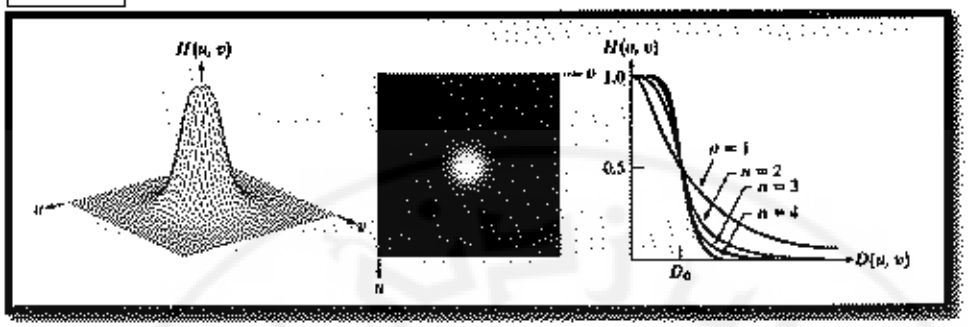
5-2-3-3 مرشح بتروورث للتمرير المنخفض

يعرف تابع التحويل لمرشح بتروورث للتمرير المنخفض Butterworth Low Pass Filter (BLPF) من الدرجة n، وبتردد قطع D_0 من المبدأ بالعلاقة التالية:

$$H(u,v) = \frac{1}{1 + \left[D(u,v)/D_0\right]^{2n}} \qquad (5\text{-}11)$$

حيث تعطى D(u, v) بالعلاقة (5-10) . يبين الشكل5-10 رسما منظوريا وآخر على شكل صورة، إضافة إلى المقطع العرضي نصف القطري لهذا المرشح.

a b c



الشكل 5–10 (a) رسم منظوري لتابع التحويل لمرشح بتروورث للتمرير المنخفض. (b) تابع التحويل على شكل صورة. (c) المقطع العرضي لنصف القطري.

وكما نلاحظ، خلافا للمرشح المثالي لا يوجد انتقال حاد بين ترددات القطع والتمرير بل إن الانتقال تدريجي.

وفي المرشحات ذات الانتقال التدريجي لتابع التحويل بين التمرير الكلي والقطع الكلي يحدد تردد القطع عادة عند القيمة التي تنخفض فيها قيم تابع التحويل إلى 50% من القيمة العظمى. ففي الشكل 5–10 يكون تردد القطع عند D_0=D(u, v) التي يصبح عندها H(u, v) = 50% من القيمة العظمى.

لا يسبب مرشح بتروورث من الدرجة الأولى أية حلقات، كما أنها لا تكون ملحوظة في مرشح الدرجة الثانية، بينما تصبح ملحوظة بشكل واضح في الدرجات الأعلى.

5-2-3-4 مرشح التمرير المنخفض الغوصي

Gaussian Low Pass Filter

يعطى هذا النوع من المرشحات ثنائية الأبعاد بالعلاقة التالية:

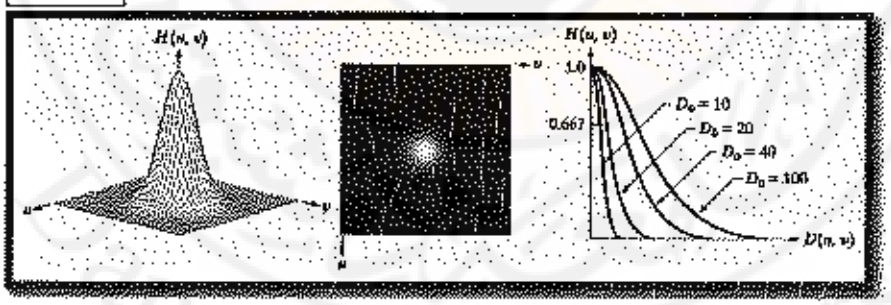
$$H(u,v) = e^{-D^2(u,v)/2\sigma^2} \qquad (5\text{-}12)$$

حيث إن D(u, v) هي المسافة من مركز تحويل فوريه الذي أزيح إلى مركز مربع التردد، و σ هي انتشار spread المحور الغوصي. بجعل $\sigma = D_0$ تصبح معادلة المرشح:

$$H(u,v) = e^{-D^2(u,v)/2D_0^2} \qquad (5\text{-}13)$$

إن معكوس تحويل فوريه لمرشح غوصي هو مرشح غوصي أيضا وهو لا يعطي أثر الحلقات. يبين الشكل 5-11 هذا المرشح كرسم منظوري وكصورة وكمقطع عرضي.

a b c



الشكل 5-11 (a) رسم منظوري لتابع تحويل المرشح GLPF. (b) المرشح كصورة. (c)المقطع العرضي نصف القطري للمرشح من أجل $D_0=\sigma$.

إن النتائج التي يعطيها هذا المرشح مشابهة لسابقه BLPF باستثناء أن انتقال هذا الأخير بين التمرير والقطع أقل حدة، وبالتالي فلنفس تردد القطع يكون تنعيم BLPF أفضل ولكن مع احتمال ظهور أثر الحلقات.

5-3-2-5 مرشحات زيادة حدة التفاصيل في المجال الترددي

بينا في القسم السابق أن الصورة يمكن أن تغبش بتخميد مركبات التردد العالي في تحويل فورييه لها. ونظرا لأن الحواف والتغيرات الحادة في السويات الرمادية ترتبط بالترددات العالية، يمكن أن نزيد حدة تفاصيل الصورة في المجال الترددي بتمرير الترددات العالية في تحويل فورييه دون أي تخميد، و تخميد الترددات المنخفضة. هذه العملية تسمى ترشيح التمرير العالي high pass filtering. سنتطرق هنا كما فعلنا في ترشيح التمرير المنخفض للمرشحات المتناظرة وعديمة انزياح الطور.

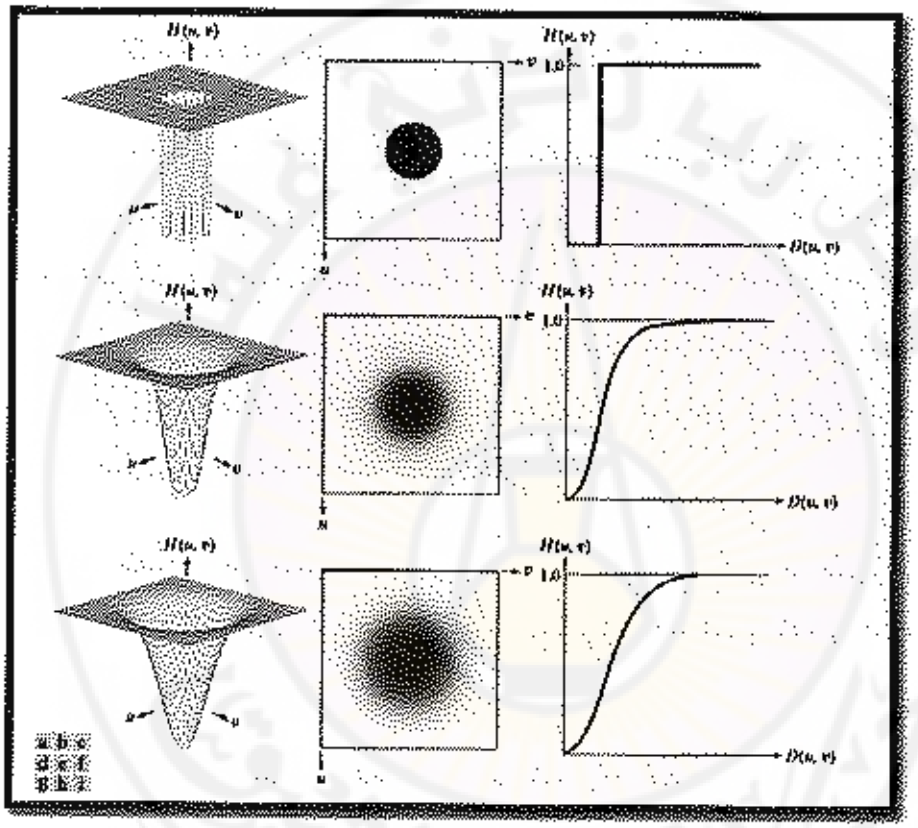
ونظرا لأن المطلوب من مرشحات التمرير العالي هو بالضبط عكس ما طلب من مرشحات التمرير المنخفض، يمكن الحصول على تابع تحويل مرشح التمرير العالي بالعلاقة التالية:

$$H_{hp}(u,v) = 1 - H_{lp}(u,v) \qquad (5\text{-}14)$$

حيث إن $H_{hp}(u, v)$ هو تابع التحويل لمرشح التمرير المرتفع. وهذا يعني أن مرشح التمرير العالي يمرر الترددات عندما يخمدها مرشح التمرير المنخفض؛ والعكس صحيح.

سنتطرق فيما يلي إلى المرشح المثالي و مرشح بتروورث والمرشح الغوصي، كما فعلنا في حال التمرير المنخفض. يبين الشكل 5-12 رسما منظوريا ثلاثي الأبعاد وصورة ومقطعا

عرضيا لهذه المرشحات. وكما في حال التمرير المنخفض يمثل مرشح بتروورث هنا الحالة الانتقالية بين الحدية الكاملة في المثالي والنعومة الزائدة في الغوصي.



الشكل 5-12 الصف الأول: رسم منظوري و إظهار كصورة ومقطع عرضي لمرشح تمرير عال مثالي. الصف الثاني والثالث: الشيء نفسه ولكن لمرشح بتروورث والمرشح الغوصي النموذجيين، على التوالي.

5-2-3-6 مرشح التمرير العالي المثالي

Ideal High Pass Filter (IHPF)

يعرف مرشح التمرير العالي ثنائي الأبعاد المثالي بالمعادلة التالية:

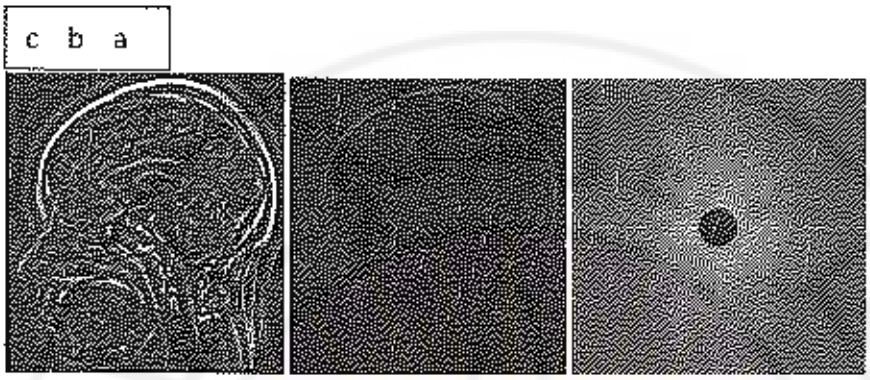
$$H(u,v) = \begin{cases} 0 & \text{if } D(u,v) \le D_0 \\ 1 & \text{if } D(u,v) > D_0 \end{cases} \qquad (5\text{-}15)$$

حيث إن D_0 هي مسافة القطع محسوبة من مركز مربع التردد و $D(u, v)$ هي المسافة إلى مركز التحويل. وكما تبين المعادلة (5-15) فهذا المرشح يعطي قيمة الصفر لجميع الترددات المحصورة في دائرة نصف قطرها D_0، بينما يمرر جميع الترددات الباقية دون تخميد.

وكما ذكرنا في حال التمرير المنخفض، لا يمكن تنفيذ مرشح التمرير العالي المثالي فيزيائيا، ولكننا نستعمله وسيلة إيضاح لأنه قابل للتنفيذ بالحاسوب (برمجيا). يبين الشكل 5-13(a) مرشح تمرير عال تردد قطعه D_0=18 عنصر صورة (نصف قطر الدائرة السوداء)، وقد طبق على الصورة 5-7(b)، ويبين الشكل 5-13 (b) الصورة المرشحة حيث يظهر اختفاء المركبات الكبيرة ذات التردد المنخفض وبرزت التفاصيل الدقيقة.

ونتيجة لحذف مركبات التردد المنخفض، أصبح السواد غالبا على الصورة. يبين الشكل 5-13 (c) الصورة المرشحة بعد تسوية هيستوغرامها. يبين الشكلان 5-14 و 5-15 نتيجة تطبيق المرشح نفسه، ولكن بنصف قطر 40 و 80. ونلاحظ أنه مع ارتفاع تردد القطع تزداد الصورة سوادا وتصبح التفاصيل البارزة أدق.

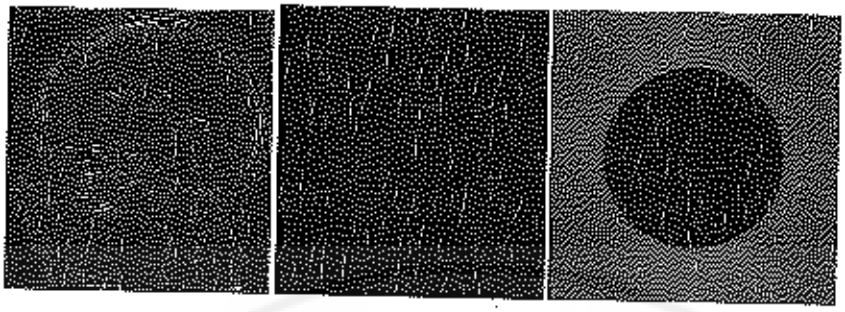
وفيما يتعلق بظاهرة الحلقات ringing نلاحظ أنها حادة في جميع الأشكال مما يجعل هذا النوع من المرشحات غير عملي، ولكنه يصلح وسيلة إيضاح.



الشكل 5–13 (a) مرشح تمرير مرتفع مثالي تردد قطعه 18 pixels. (b) الصورة المرشحة. (c) الصورة المرشحة بعد تسوية الهيستوغرام.



الشكل 5–14 المرشح السابق نفسه ولكن من أجل تردد قطع 40 pixels.



الشكل 5-15 المرشح السابق نفسه ولكن من أجل تردد قطع 80 pixels.

5-2-3-7 مرشح تمرير النطاق Band Pass Filter(BPF)

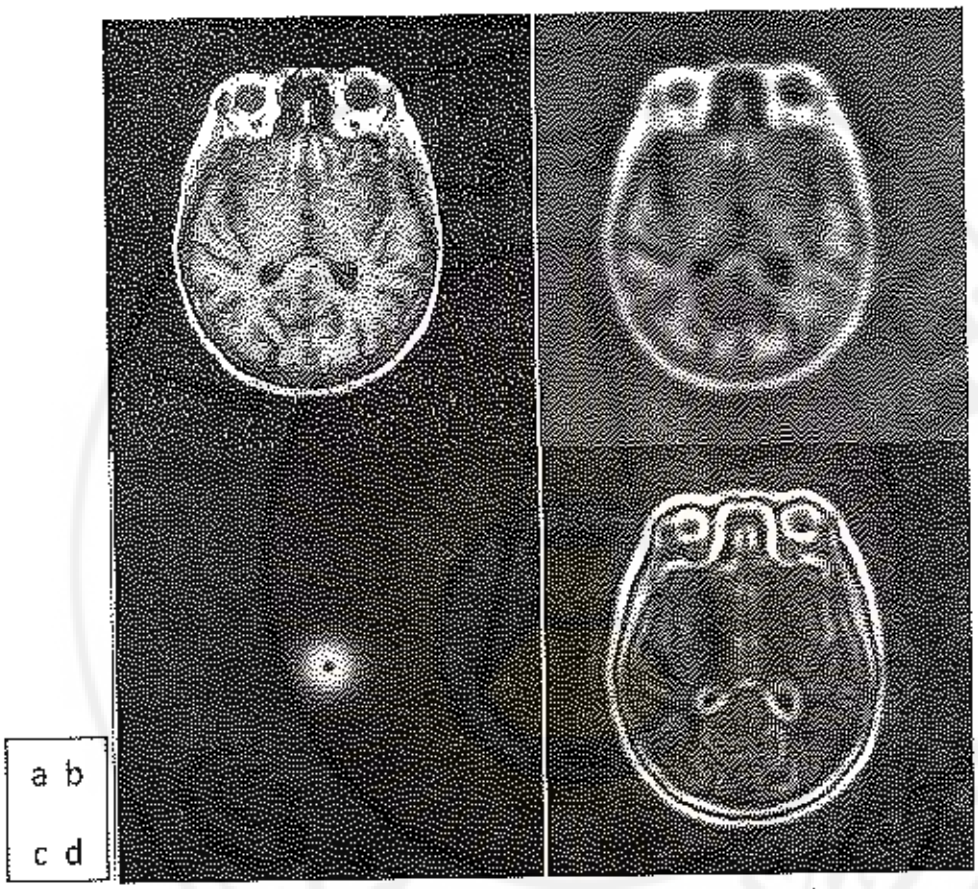
يمكن تشكيل مرشح تمرير النطاق من مرشح تمرير منخفض ومرشح تمرير مرتفع بحيث يكون تردد القطع للمنخفض أقل منه للمرتفع، ويحدد نطاق تمرير المرشح في هذه الحال بالعلاقة:

$$BW_{bp}=D_{hp} - D_{lp} \qquad (5\text{-}16)$$

حيث إن BW_{bp} هو عرض نطاق التمرير، و D_{hp} هو تردد القطع لمرشح التمرير المرتفعو D_{lp} هو تردد القطع لمرشح التمرير المنخفض.

يبين الشكل 5-16 (a) صورة مقطعية لدماغ بشري وقد أضيف إليها (أفسدت) ضجيج يسمى "الملح والفلفل salt and peper" لأنه يشبهه، ويبين الشكل 5-16 (b) نتيجة تطبيق مرشح تمرير نطاق على هذه الصورة ترددي قطعه 6 و40 والمبين تابع تحويله في (c). نلاحظ في هذه النتيجة أن الثقوب الكبيرة نسبيا في أعلى الصورة قد تقلصت مساحتها، وأن نقاط الضجيج المعزولة قد تغبشت وخفت شدتها (سويتها الرمادية). كما نلاحظ أن الحدود تحت عظم الجمجمة قد أصبحت أقل

تُخانة نتيجة التخميد ومتصلة نتيجة ما يكافئ التوسيط في المجال الحيزي. ويبين الشكل 5-16 (d) نتيجة تطبيق كشف الحواف على الصورة (b) التي تعطينا وضوحا أكبر لحدود المناطق المكونة للصورة.



الشكل 5-16(a)صورة مقطعية لدماغ بشري. (b) نتيجة الترشيح بمرشح تمرير نطاق (6, 40). (c) تابع تحويل المرشح. (d) نتيجة كشف الحواف للصورة المرشحة.

Damascus University

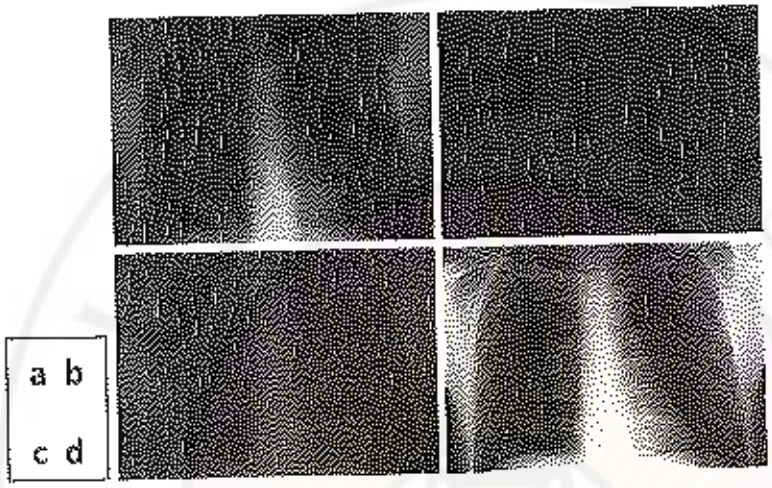
5-3 دمج التقنيات الحيزية والترددية لتحسين الصورة

يعطي دمج تقنيات التحسين الحيزية مع الترددية أحيانا نتائج أفضل من تلك التي يمكن الحصول عليها من استخدام تقنيات أحد الصنفين لوحدها. يبين الشكل 5-17(a) صورة بالأشعة السينية لصدر. يلاحظ أن هذه الصورة تتميز بمجال رمادي ضيق كما هي العادة في هذا النوع من الصور. نرغب في إبراز أكبر قدر من التفاصيل. إن أول ما نفكر به هنا في سياق التقنيات الترددية هو استخدام مرشح تمرير عال نوع بتروورث. يبين الشكل 5-17(b) نتيجة تطبيق مرشح تمرير عال نوع بتروورث من الدرجة الثانية بتردد قطع $D_0=5\%$ من ارتفاع الصورة. نلاحظ أن هذه الصورة باهتة ولا تصلح لاستخلاص الخصائص لكن معلومات الحواف موجودة فيها. يبين الشكل 5-17(c) نتيجة التأكيد على التردد العالي باستخدام a=0.5 و b=2.0. على الرغم من أن الصورة لا تزال عاتمة فإن التفاصيل واضحة نوعا ما. الآن، وحسب خبرتنا في التعامل مع هذا النوع من الصور، فإن تقنية تسوية الهيستوغرام مثالية. الشكل 5-17(d) يبين نتيجة تسوية الهيستوغرام. هذه النتيجة التي حصلنا عليها أفضل من نتيجة استخدام أي من التقنيات الحيزية أو الترددية لوحدها.

5-4 استخدام تحويل فورييه لإصلاح الصور تفاعليا

إن التداخل الجيبي على الصورة عبر قناة نقل أو الآثار الزائفة نتيجة اعتيان رديء للصورة وما شابههما من الضجيج يظهران بطبيعة دورية في الصور الحيزية، وعلى شكل نقاط لامعة في المجال الترددي في الحالة الأولى، وتجمع طيفي يتمركز حول مركبة أساسية في

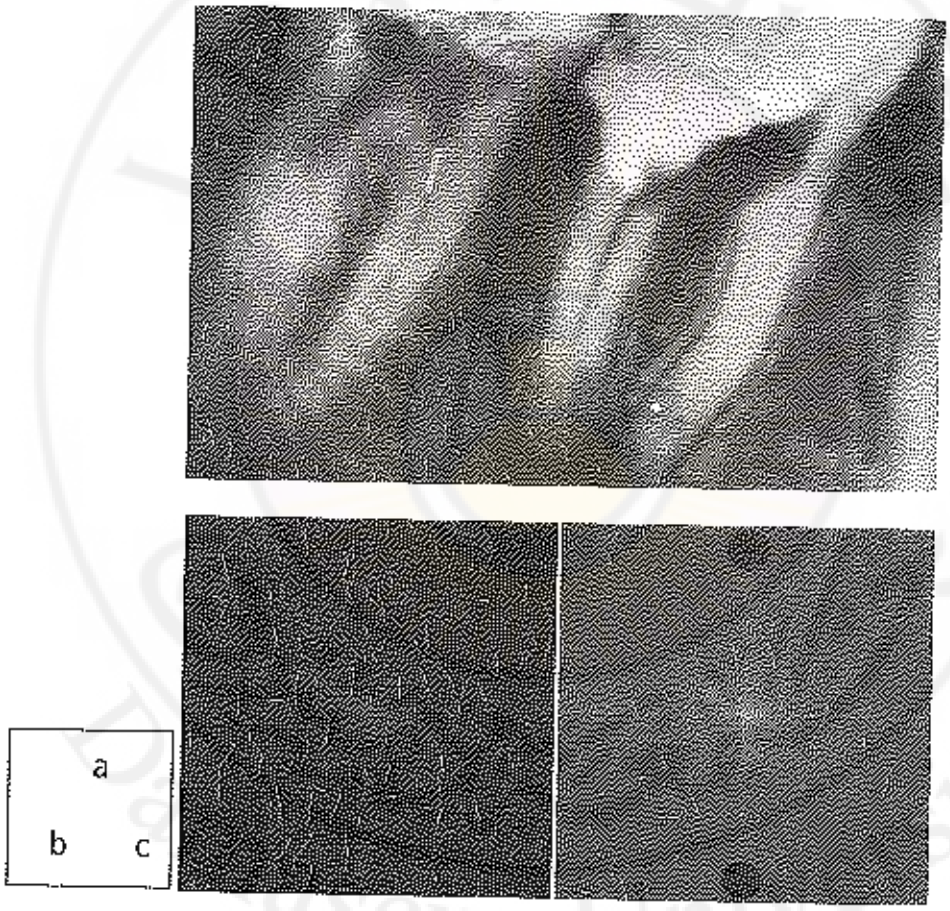
الحالة الثانية. إن إزالة الضجيج بشكل فعال من الصورة الحيزية أمر في غاية الصعوبة إن لم يكن مستحيلا في هذه الحالات. أما في المجال الترددي، فباستخدام المعالجة التفاعلية يمكن التخلص من هذا النوع من الضجيج بفعالية عالية.



الشكل 5-17 (a) صورة صدر بالأشعة السينية. **(b)** نتيجة تطبيق مرشح تمرير عالي بتروورث. **(c)** نتيجة التأكيد على التردد العالي. **(d)** نتيجة تسوية الهيستوغرام.

يبين الشكل 5-18(a) صورة أسنان مع تحويل فورييه التابع لها **(b)** ومرشح رفض نطاق سيطبق عليها(c).إذا دققنا النظر في هذه الصورة نجد أنها تحتوي خطوطا أفقية نتيجة اعتيان رديء ونرغب في إزالة هذه الخطوط دون التأثير سلبا في محتوى الصورة الطبي. إذا أمعنا النظر في تحويل فورييه لهذه الصورة نجد أنه يحتوي بنيتين طيفيتين في أعلى الصورة وأسفلها ومتناظرتين حول المركز وكل بنية تتمركز حول نقطة لامعة. هذا النوع من الطيوف ذو طبيعة دورية في المجال الحيزي، وفي حالنا هذه يحدد الدور تكرار الخطوط في الصورة. ونظرا لأن هاتين الكتلتين الطيفيتين بعيدتان عن المركز ومنفصلتان تماما عن

طيف صورة الأسنان، نتوقع أنه يمكن حذفهما بمرشحي رفض نطاق band rejection filter. فإذا أعدنا تحويل فوريه العكسي بعد حذف الكتلتين الطيفيتين، يجب أن تزول مسبباتهما الحيزية والمسبب هنا هو الضجيج الناتج عن الاعتيان الرديء على شكل خطوط أفقية. يبين الشكل 5-19 النتيجة المسترجعة بوساطة تحويل فوريه العكسي (الصورة المرشحة) وقد زالت منها الخطوط تماما دون التأثير على محتوى الصورة.



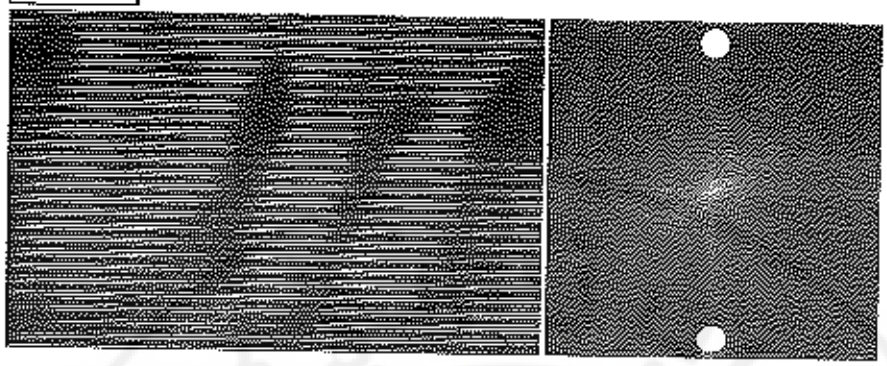
الشكل 5-18(a) صورة اسنان مع خطوط أفقية. (b) تحويل فوريه.
(c) استخدام مرشح رفض نطاق.



الشكل 5–19 صورة الأسنان بعد أخذ تحويل فورييه العكسي بعد مرشح رفض النطاق وقد زالت الخطوط الأفقية تماما.

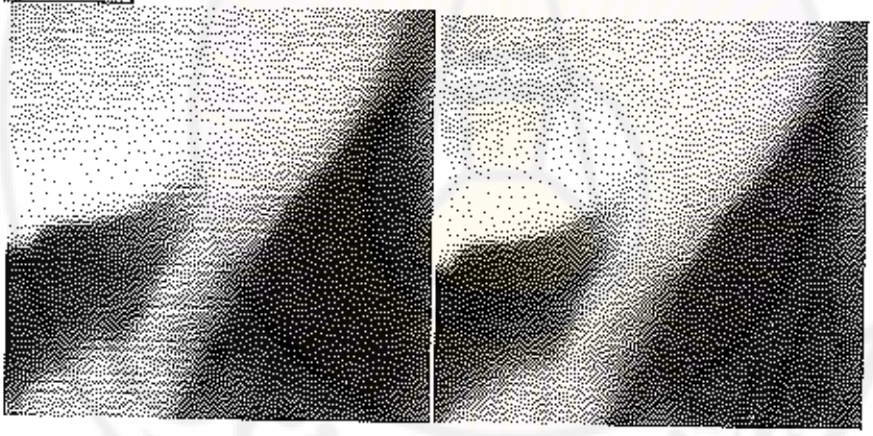
لكي ندرك بدقة من الناحية البصرية كيف استطعنا إزالة هذا النوع من الضجيج بكفاءة عالية، طبقنا مرشح النطاق نفسه ولكن نوع "تمرير" هذه المرة كما هو مبين في الشكل 5–20(b) حيث الدائرتان بيضاويتان، وبعد ذلك أخذنا تحويل فورييه العكسي المبينة نتيجته في الشكل 5–20(a). قيم هذه الصورة تكافئ القيم التي كانت ستطرح من الصورة الأصلية لو كانت المعالجة حيزية. ولتوضيح فعالية أداء هذا النوع من المرشحات لهذا النوع من الضجيج، يبين الشكل 5–21 جزأين مكبرين من الصورة قبل الترشيح وبعده.

a b



الشكل 5-20 (a)تحويل فوريه العكسي بعد مرشح تمرير النطاق. (b) مرشح تمرير النطاق.

a b



الشكل 5-21 جزآن مكبران من الصورة. (a) قبل ترشيح النطاق. (b) بعد الترشيح. نلاحظ كفاءة إزالة الخطوط.

5-5 ملخص لأهم المعادلات الموصّفة لتحويل فوريه

نبين في الشكل 5-22 أدناه أهم المعادلات الموصفة لتحويل فوريية المتقطع ثنائي الأبعاد والتي استخدمناها في العرض السابق للتحويل.

1) Discrete Fourier transform (DFT) of $f(x, y)$	$F(u, v) = \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{-j2\pi(ux/M + vy/N)}$
2) Inverse discrete Fourier transform (IDFT) of $F(u, v)$	$f(x, y) = \frac{1}{MN} \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u, v) e^{j2\pi(ux/M + vy/N)}$
3) Polar representation	$F(u, v) = \lvert F(u, v) \rvert e^{j\phi(u,v)}$
4) Spectrum	$\lvert F(u, v) \rvert = \left[R^2(u, v) + I^2(u, v) \right]^{1/2}$ $R = \text{Real}(F); \quad I = \text{Imag}(F)$
5) Phase angle	$\phi(u, v) = \tan^{-1}\left[\frac{I(u, v)}{R(u, v)} \right]$
6) Power spectrum	$P(u, v) = \lvert F(u, v) \rvert^2$
7) Average value	$\bar{f}(x, y) = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) = \frac{1}{MN} F(0, 0)$

الشكل 5-22 أهم المعادلات الموصفة لتحويل فوريه.

5-6 أهم خصائص تحويل فوريه المستخدمة في معالجة الصور

تكمن أهمية تحويل فوريه في معالجة الصور بالنسبة إلى المهندس الطبي في الإمكانات التي يتيحها لمعالجة الصور والتي لا تتوفر في تقنيات المجال الحيزي. وقد أوردنا مثالين لاستخداماته المميزة في دمج التقنيات الحيزية والترددية و إصلاح الصور تفاعليا.

توجد إمكانات لإجراء بعض العمليات على الصور أثناء إجراء التحويل كالتقييس والتدوير والنقل والمركزة (جعل مركز تحويل فوريه في مركز الصورة). يبين الشكل 5-23 أدناه المعادلات الرياضية التي تحكم هذه العمليات. فعلى سبيل المثال، لنقل الصورة بمقدار x_0- في المستوي الحيزي يكفي أن نضرب المتحول u في الحد الأسي بهذه القيمة أثناء إجراء التحويل العكسي، ولتدوير الصورة في المجال الحيزي بزاوية $\theta +$ 0بعد التحويل العكسي يكفي أن نجمع إلى الزاوية φ المقدار θ_0 أثناء إجراء التحويل، وهكذا.

Linearity	$af_1(x, y) + bf_2(x, y) \Leftrightarrow aF_1(u, v) + bF_2(u, v)$
Translation (general)	$f(x, y)e^{j2\pi(u_0x/M + v_0y/N)} \Leftrightarrow F(u - u_0, v - v_0)$ $f(x - x_0, y - y_0) \Leftrightarrow F(u, v)e^{-j2\pi(ux_0/M + vy_0/N)}$
Translation to center of the frequency rectangle, $(M/2, N/2)$	$f(x, y)(-1)^{x+y} \Leftrightarrow F(u - M/2, v - N/2)$ $f(x - M/2, y - N/2) \Leftrightarrow F(u, v)(-1)^{u+v}$
Rotation	$f(r, \theta + \theta_0) \Leftrightarrow F(\omega, \varphi + \theta_0)$ $x = r\cos\theta \quad y = r\sin\theta \quad u = \omega\cos\varphi \quad v = \omega\sin\varphi$
Convolution theorem†	$f(x, y) \star h(x, y) \Leftrightarrow F(u, v)H(u, v)$ $f(x, y)h(x, y) \Leftrightarrow F(u, v) \star H(u, v)$

الشكل 5-23 المعادلات الرياضية التي تحكم العلاقة بين تحويلي فوريه المباشر والعكسي.

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

الفصل السادس

المعالجة اللونية للصور الطبية

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

إن الغالبية العظمى للصور الطبية كصور الأشعة السينية والصور المقطعية المحوسبة CT وصور المرنان هي صور رمادية، وهي صور ذات وضوح كاف نظرا لتطور التجهيزات التي تنتجها. وفي حال كانت تلك الصور غير واضحة لسبب ما، وكان من الصعب إعادة إنتاجها (تصويرها ثانية)، يمكن استخدام تقنيات تحسين الصور التي قدمناها في الفصلين السابقين. كان هذا لناحية وضوح الصورة الرمادية بحد ذاتها، أما إذا كانت المسألة هي إمكانية إظهار الصورة الرمادية بطريقة تعطي معلومات عن بنية الجسم أو العضو المصور لا يمكن رؤيتها أو إدراكها في الصورة الرمادية مباشرة، فإن ذلك يقودنا إلى معالجة الصور بالألوان الصنعية pseudo color التي تنسب لمناطق الصورة على أساس سوياتها الرمادية بحيث تظهر بنيتها بشكل أوضح للعين البشرية، أو بإجراء تحويلات معينة للسويات الرمادية إلى ألوان، كما سنرى في القسمين التاليين.

6-1 معالجة الصور بالألوان الصنعية

pseudo color image processing

إن استعمال الألوان لإظهار الصور وتحسينها طريقة فعالة لتحسين الصور الطبية وتوضيح محتواها. وإذا تذكرنا خصائص إبصار العين للصور التي استعرضناها في الفصل الثالث، نستنتج ببساطة أن تحويل السويات الرمادية إلى ألوان بطريقة مناسبة تعطي صورا أكثر وضوحا لأن العين لا تستطيع تمييز أكثر من نحو 30 سوية مادية في بقعة محددة من الصورة في حين تستطيع تمييز آلاف الألوان في البقعة نفسها. انطلاقا من هذه الحقيقة، يمكن تحسين وضوح الصور الطبية الرمادية التي تحتوي عادة مناطق متمايزة من حيث قيمة السويات الرمادية ولكن لا يمكن تمييز الفروق بينها بالعين المجردة. يتم هذا التحسين

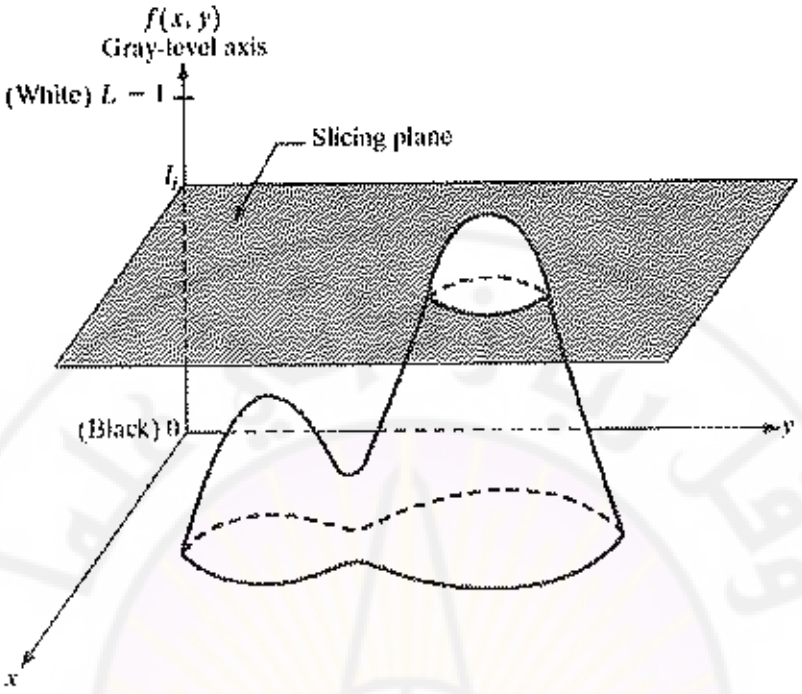
بإعطاء لون محدد لكل منطقة فيصبح بالإمكان تمييزها بالعين المجردة بوضوح مهما كانت السويات متقاربة. وتوجد طريقتان أساسيتان لنسب الألوان إلى السويات الرمادية نشرحهما في هذا الفصل.

6-2 تقسيم الكثافة إلى شرائح density slicing

إن تقنية تقسيم الكثافة (شدة الإضاءة أو السويات الرمادية) إلى شرائح وترميزها بالألوان واحد من أبسط الأمثلة على معالجة الصورة بالتلوين. إذا نظرنا إلى الصورة كدالة كثافة ثنائية الأبعاد يمكن أن نفسر هذه الطريقة بأنها طريقة توضع فيها مستويات موازية لمستوي إحداثيات الصورة، وبهذه الطريقة يقطع كل مستو دالة الصورة في منطقة التقاطع. يبين الشكل 6-1 مثالا لهذه الطريقة حيث إن مستويا عند $f(x, y) = i$ استعمل لقطع دالة الصورة إلى مستويين. يأتي مصطلح تقسيم الكثافة إلى شرائح من تسمية السويات الرمادية "كثافات"، وهو المصطلح الشائع في هذه الحالة الخاصة.

إذا خصص لون مختلف لكل جهة من المستوي المبين في الشكل 6-1 فإن أي عنصر سويته الرمادية فوق المستوي سيرمز بأحد اللونين وأي عنصر تحت المستوي سيرمز باللون الآخر. أما العناصر الواقعة على المستوي نفسه فيمكن أن تعطى أيا من اللونين بشكل اختياري. إن نتيجة هذه الطريقة ستنتج صورة بلونين يمكن التحكم بمظهرها النسبي بتحريك المستوي القاطع إلى الأعلى وإلى الأسفل على محور السويات الرمادية.

وبشكل عام، يمكن أن نلخص التقنية كما يلي:



الشكل 6–1 رسم توضيحي للمبدأ العام لتقسيم الكثافة إلى شرائح.

إذا افترضنا أن لدينا M مستويا حددت عند المستويات $l_1, l_2, \ldots, l_m$، وأن l_0 تمثل الأسود $[f(x, y) = 0]$ و l_L تمثل الأبيض $[f(x, y) = L]$. عندئذ، وبافتراض أن $L>M>0$ ، تجزأ هذه المستويات والسلم الرمادي إلى M+1 منطقة، ويتم نسب الألوان طبقا للعلاقة:

$f(x, y) = c_k$ إذا كان $f(x,y) \in R_k$، حيث إن c_k هو اللون المرافق للمنطقة R_k المحددة بمستويات التجزيء.

وكمثال على استخدام هذه التقنية في مجال الصور الطبية، يبين الشكل 6–2 (a) صورة طبية رمادية، و (b) هو نتيجة تقسيم كثافة هذه الصورة إلى ثماني شرائح بألوان مختلفة،

وقد أظهرت الصورة الملونة كصورة رمادية. يلاحظ أن المناطق التي تبدو ذات كثافة ثابتة في الصورة الرمادية (الأصلية) هي في الحقيقة متغيرة تماماكما يظهر في الألوان المتنوعة في الصورة المقطعة إلى شرائح (المعالجة). فالفص اليساري على سبيل المثال، هو رمادي باهت في الصورة الرمادية، ومن الصعب التعرف على اختلافات في الكثافة فيه. على النقيض من ذلك، فإن الصورة الملونة تظهر بوضوح ثماني مناطق مختلفة ذات كثافة ثابتة، منطقة لكل لون من الألوان المستعملة. ويلاحظ هنا أن المناطق الملونة أظهرت رمادية.



الشكل 6–2 (a) صورة طبية. (b) الصورة نفسها بعد تلوينها بطريقة تقسيم الكثافة إلى ثماني شرائح. الصورة الملونة أظهرت رمادية هنا.

6–3 التحويلات من سويات رمادية إلى ألوان

تتشكل الألوان التي نراها في الطبيعة من مزيج ثلاثة ألوان أساسية هي الأحمر Red و الأخضر Green و الأزرق Blue. ولذلك تدعى الصورة الملونة أحيانا RGB image. وكما أوضحنا في الفصل الثالث، فإن السويات الرمادية في الصورة تخزن عموما

في بايت واحد (8 bits) أي ثمانية بتات، وبالتالي فهي 256 سوية رمادية. أما في الصور الملونة فإن قيمة كل عنصر تتحدد بمركبات ثلاثة هي الأحمر و الأخضر و الأزرق كما ذكرنا، وبالتالي فإن الألوان الممكن أن نجدها في صورة رقمية هي حاصل ضرب قيم المركبات الثلاثة، أي أن عدد الألوان Number Of Colors (NOC) يساوي:

$$NOC = R \times G \times B = 256 \times 256 \times 256 = 16,777,216 .$$

أي نحو ستة عشر مليون لون.

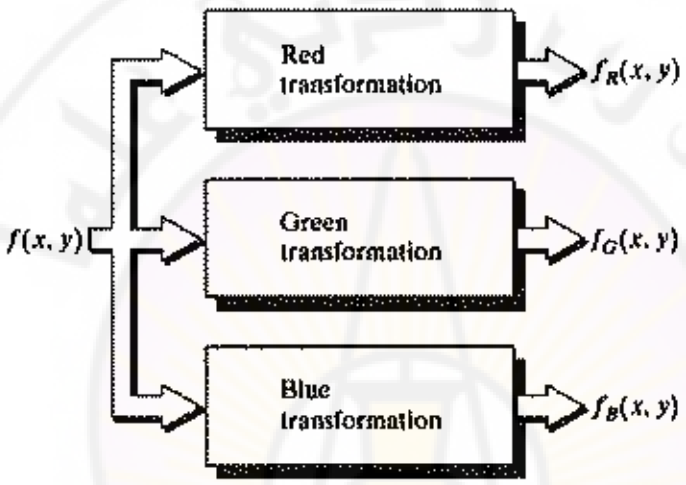
ومن الناحية العملية، نجد صيغا متعددة لتخزين ألوان الصورة المرقمنة (تمثيلها اللوني) والذي يتحدد عموما بإمكانات التجهيزات المستخدمة فنجد 256 لونا و 65536 لونا وهما الأكثر شيوعا، أما إذا قرأنا عبارة "ألوان كاملة full color" فهذا يعني ستة عشر مليون لون.

مع الاحتفاظ بذهننا بهذه الخلفية عن الألوان في الصورة الرقمية، يمكن أن نفهم التقنية التالية التي تستخدم التحويلات من سويات رمادية إلى ألوان.

6-4 استخدام تحويلات السويات الرمادية إلى ألوان في تحسين الصورة

بالمقارنة مع تقنية تقسيم الكثافة إلى شرائح،يمكن أن نعرّف أنواعا أخرى من التحويلات الأكثر عمومية وبالتالي الأكثر قدرة على إنجاز مدى أوسع من نتائج التحسين. يبين الشكل 6-3 طريقة لإنتاج صورةملونة من صورة رمادية. تعتمد هذه الطريقة على إجراء ثلاث تحويلات مستقلة على السويات الرمادية لكل عنصر دخل. بعد ذلك، تغذى النتائج الثلاث بشكل منفصل إلى مدافع شاشة التلفزيون الملون: الأحمر والأخضر والأزرق. ينتج من هذه العملية صورة مركبة يعدل محتواها اللوني بطبيعة دالة التحويل.

ويجب أن نتذكر دائما أن هذه التحويلات تجرى على السويات الرمادية وهي مستقلة عن الموضع (الإحداثيات الحيزية). ويمكن أن تكون دوال التحويل المستخدمة خطية أو غير خطية، تبعا للمجال الديناميكي المرغوب.



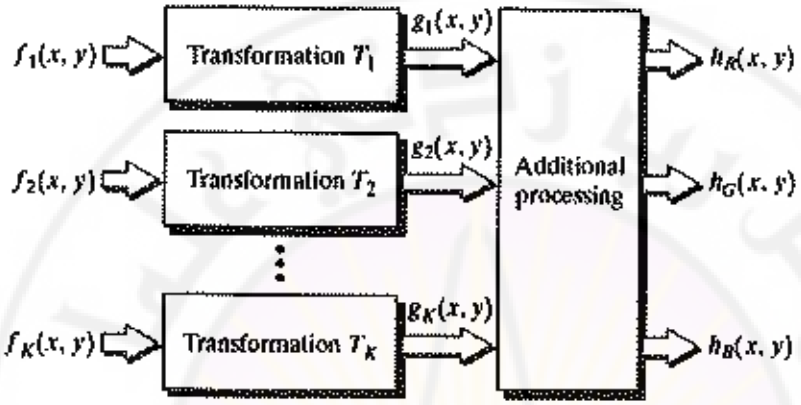
الشكل 6-3 تحويل السويات الرمادية لصورة دخل إلى ألوان.

وإذا استخدمنا هذه التقنية في حال وجود أكثر من صورة رمادية في الدخل نرغب في إظهارها في آن معا على الشاشة، يصبح المخطط الذي أوردناه في الشكل 6-3 كما في الشكل 6-4.

6-5 معالجة الهيستوغرام اللوني والضجيج في الصور الملونة

كنا قد استعرضنا في الفصل الرابع عدة تقنيات لمعالجة الهيستوغرام، وكان أهمها تسوية الهيستوغرام. يمكن استخدام المبدأ نفسه في معالجة الصور الملونة ولكن يجب أن نأخذ

بالحسبان أن الهيستوغرام له ثلاث مركبات: الأحمر و الأخضر و الأزرق، وليس من الممكن أن نجري تسوية الهيستوغرام على مركبة واحدة أو اثنتين لأن ذلك سينتج ألوانا زائفة. ولذلك يجب أن تطبق العملية على الشدة اللونية مع ترك توزع الألوان النسبي ثابتا.



الشكل 6–4 التحويلات من سويات رمادية إلى ألوان لأكثر من صورة دخل رمادية.

أما في حال وجود ضجيج في الصورة الملونة، وهو غالبا ضجيج نبضي كما رأينا في الصورة الرمادية، يمكن استخدام المبدأ نفسه هنا مع ملاحظة أننا يمكن أن نتعامل في هذه الحال مع كل مركبة على حدة، لأنه من الناحية العملية،يمكن أن يحدث الضجيج لقناة لونية معينة دون غيرها.

ونلاحظ أننا لم نعط الصور الملونة القدر نفسه من الاهتمام الذي أعطيناه للصور الرمادية، لأن الأخيرة، وكما أشرنا في بداية هذا الفصل،تشكل الغالبية العظمى للصور الطبية. ومن يرغب بالتوسع في مجال الصور الملونة ومعالجتها يمكن أن يرجع إلى (Gonzalez 2002) و (عمار 1992و 1991).

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

الفصل السابع

المعالجة المورفولوجية

للصور الطبية

Damascus University

وقل رب زدني علما
Damascus University

مقدمة

سنستعرض في هذا الفصل أسس المعالجة المورفولوجية، التي ظهرت في الثمانينيات، وبعض تطبيقاتها، ونبين فعاليتها في معالجة الصور الطبية من خلال تطبيق مكثف في معالجة صور الكبد المقطعية وكشف المناطق المريبة فيها آليا.

تشير كلمة "مورفولوجيا morphology" بشكل شائع إلى ذلك الفرع من البيولوجيا (علم الأحياء) الذي يتعامل مع شكل الحيوانات والنباتات وبنيتها. نستخدم هنا الكلمة نفسها في سياق المورفولوجيا الرياضية كأداة لاستخلاص مركبات الصورة المفيدة في تمثيل و وصف أشكال المناطق regions كالحدود boundaries و الهيكل skeleton و القشرة المحدبة (أي المحيط الخارجي للمنطقة) convex hull. كما تهمنا التقنيات المورفولوجية في عمليات المعالجة الأولية أو اللاحقة وبخاصة التمديد والتعرية و الفتح والإغلاق وتشكيلات تطبيقها المفيدة جدا في معالجة الصورة الطبية بخاصة كونها تحتوي قدرا من الضجيج بطبيعتها.

إن لغة المورفولوجيا الرياضية هي نظرية المجموعات set theory. وبهذا الشكل، توفر المورفولوجيا الرياضية أسلوبا موحدا وقويا للعديد من مسائل معالجة الصورة.تمثل المجموعات في المورفولوجيا الرياضية الأشياء والمناطق في الصورة.فعلى سبيل المثال تشكل مجموعة عناصر الصورة السوداء في صورة ثنائية وصفا مورفولوجيا كاملا للصورة. المجموعات موضع الاهتمام في الصورة الثنائية هي أعضاء members في الفراغ الصحيح ثنائي الأبعاد Z^2، حيث إن كل عنصر في المجموعة هو حقل tuple (متجه ثنائي الأبعاد 2-D vector) إحداثياه هما الإحداثيان (x, y) لعنصر أسود (أو أبيض، تبعا للاصطلاح المعتمد) في الصورة.ويمكن أن تمثل الصور الرقمية الرمادية مجموعات إحداثياتها في فراغ ثلاثي الأبعاد Z^3. تشير في هذه الحال مركبتان لكل عنصر

إلى إحداثييه، وتشير المركبة الثالثة إلى قيمة سويته الرمادية المتقطعة. ويمكن أن تتضمن الواصفات attributes في فراغات ذات أبعاد أعلى حقولا كاللون والمركبات المتغيرة زمنيا.

7- 1 أساسيات

سنستعرض في هذا القسم بعض المفاهيم الأساسية من نظرية المجموعات التي سنحتاج إليها في بقية أقسام هذا الفصل.

7- 1 - 1 بعض المفاهيم الأساسية من نظرية المجموعات

لتكن A مجموعة في Z^2. فإذا كانت $a = (a_1, a_2)$ عنصرا في A، يمكن أن نكتب عندئذ

$$a \in A.$$

و بشكل مشابه، إذا لم تكن a عنصرا في A نكتب

$$a \notin A.$$

وتدعى المجموعة التي لا تحتوي عناصر "المجموعة الخالية empty set" ويشار إليها بالرمز $\emptyset$.

تتحدد المجموعة بمحتوى قوسين كبيرين {.}. إن عناصر المجموعات التي نهتم بها هي إحداثيات عناصر الصورة التي تمثل أجساما في الصورة أو خصائص features أخرى موضع اهتمام فيها. فعلى سبيل المثال، عندما نكتب العبارة التالية:

$$C = \{ w | w = -d, \text{ for } d \in D \}.$$

نعني أن C هي مجموعة العناصر، w، حيث إن w تتشكل من ضرب كل إحداثي من إحداثيي جميع العناصر المشكلة للمجموعة D بالمقدار 1-.

إذا كان كل عنصر من عناصر المجموعة A عنصرا من عناصر المجموعة B، يقال عندئذ عن Aإنها مجموعة جزئية من B، ويرمز لها كما يلي:

$$A \subseteq B.$$

ويرمز إلى اجتماع مجموعتين A و B كما يلي:

$$A \cup B،$$

وهو مجموع العناصر في أي من A أو B أو في كليهما. وبشكل مشابه يشار إلى تقاطع مجموعتين A و B كما يلي:

$$A \cap B،$$

و هو مجموعة العناصر التي تنتمي إلى كلا المجموعتين.

ويقال عن مجموعتين A و B إنهما منفصلتان إذا لم يكن هناك أي عناصر مشتركة بينهما. وفي هذه الحال نكتب:

$$A \cap B = \emptyset.$$

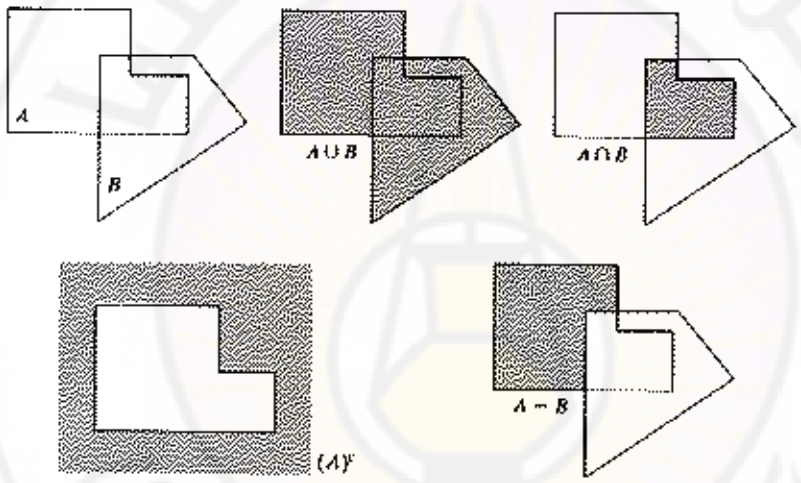
إن متمم complement المجموعة A هو العناصر غير الموجودة فيها:

$$A^c = \{ w | w \notin A \}.$$

و يعرف الفرق بين مجموعتين A و B كما يلي:

$$A - B = \{ w | w \in A, w \notin B \} = A \cap B^c.$$

وكما نرى فهذه هي العناصر الموجودة في A وليست موجودة في B. يوضح الشكل 7-1 المفاهيم السابقة حيث أشير إلى نتيجة عملية المجموعات باللون الرمادي.



الشكل 7-1 بعض المفاهيم الأساسية من نظرية المجموعات.

نحتاج الآن إلى تعريفين إضافيين يستعملان بشكل واسع في العمليات المورفولوجية ولكنهما غير موجودين في كتب نظرية المجموعات هما:

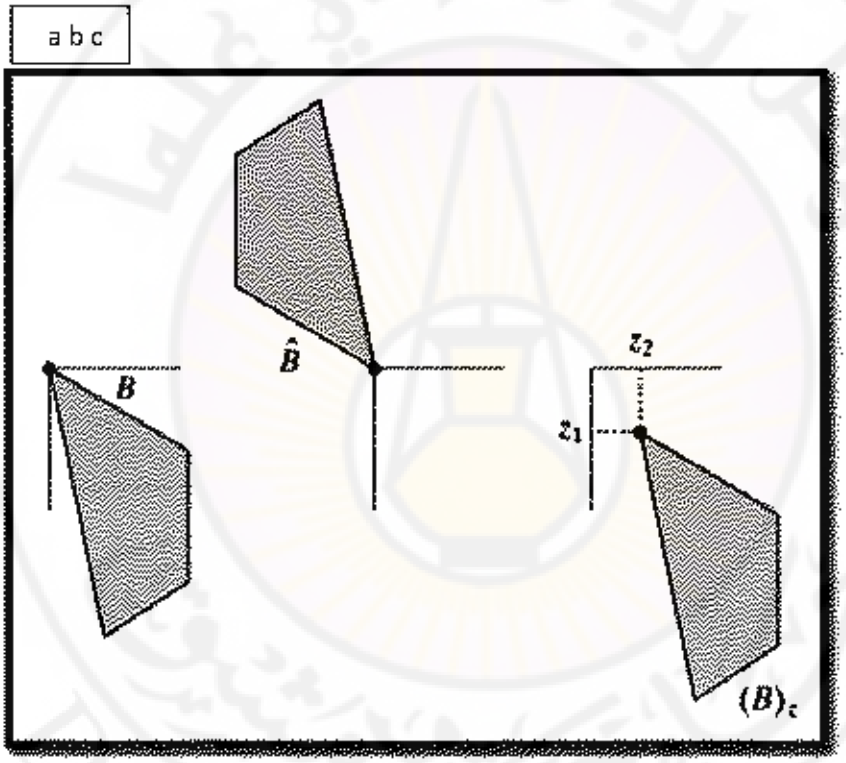
1 - انعكاس reflection مجموعة B ، ويشار إليه بالرمز

$$\hat{B} \qquad = \{w | w = -b \text{ , for } b \in B\}.$$

2 – منقول مجموعة A إلى نقطة z إحداثياها (z_1, z_2) ويشار إليها بالرمز $(A)_z$الذي يعرّف كما يلي:

$$(A)_z = \{c \mid c = a + z, \text{ for } a \in A\}.$$

يبين الشكل 7–2 هذين التعريفين باستخدام مجموعات من الشكل 7–1.



الشكل 7–2 النقل والانعكاس في العمليات المورفولوجية.
(a)مجموعة. **(b)** انعكاسها. **(c)**نقلها.

7-1-2 العمليات المنطقية على الصور الثنائية

إن غالبية التطبيقات التي تعتمد على المفاهيم المورفولوجية التي سنتناولها تطبق على الصور الثنائية. وعلى الرغم من أن العمليات المنطقية بسيطة في طبيعتها، فإنها تؤمن متمما فعالا لتنفيذ خوارزميات معالجة الصورة المبنية على المفاهيم المورفولوجية. ويتركز اهتمامنا الآن على العمليات المنطقية التي تتعامل مع العناصر والصور الثنائية.

إن العمليات المنطقية الأساسية التي تستخدم في معالجة الصورة هي AND و OR و NOT(Complement) التي تلخص خصائصها في الجدول 7-1.

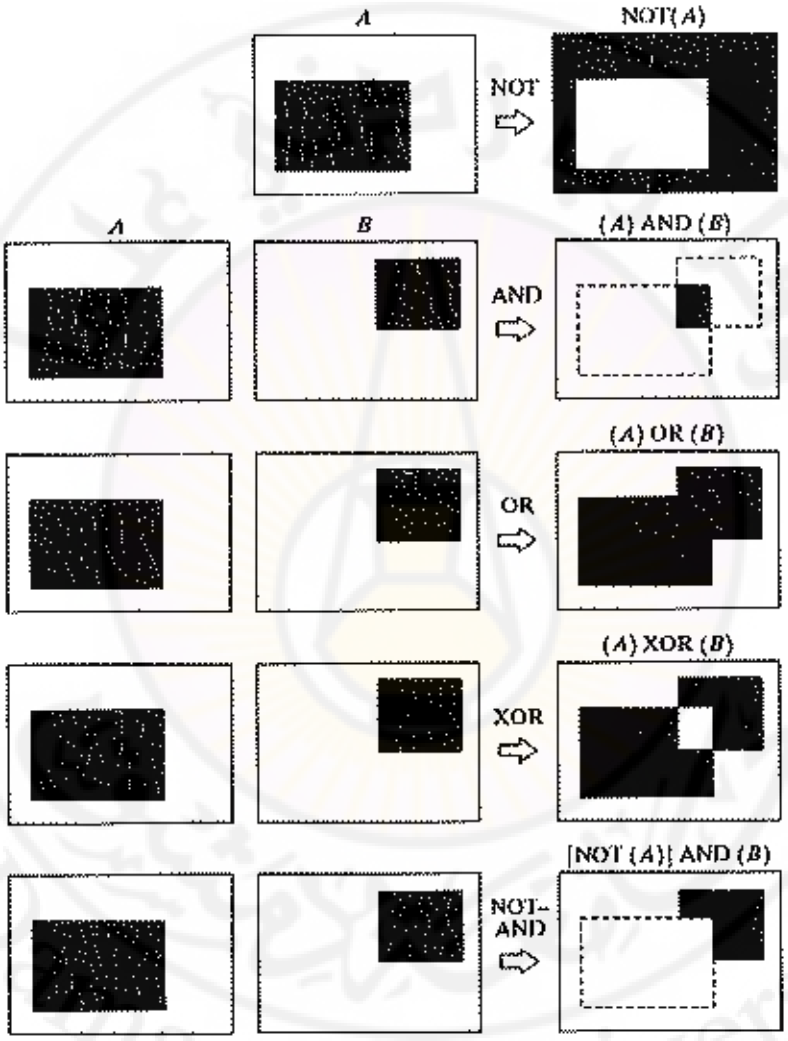
الجدول 7-1 العمليات المنطقية الأساسية على الصور الثنائية.

p	q	p AND q (also $p \cdot q$)	p OR q (also $p + q$)	NOT (p) (also $\bar{p}$)
0	0	0	0	1
0	1	0	1	1
1	0	0	1	0
1	1	1	1	0

وهذه العمليات تامة وظيفيا functionally complete بمعنى أنها يمكن أن تدمج لتشكيل أية عملية منطقية أخرى.

تطبق العمليات المنطقية على أساس العنصر بين العناصر المتقابلة في صورتين أو أكثر، باستثناء عملية "النفي NOT" التي تطبق على صورة واحدة. يبين الشكل 7-3 أمثلة متنوعة للعمليات المنطقية على الصور حيث أظهرت العناصر ذات القيمة "1" باللون الأسود والعناصر ذات القيمة "0" باللون الأبيض. ويمكن بناء العمليات المنطقية الأخرى ببساطة باستعمال التعريفات الواردة في الجدول 7-1، فعلى سبيل المثال، تعطي عملية

"عدم التكافؤ exclusive OR (XOR) قيمة الواحد "1" إذا اختلف الدخلان وتعطي الصفر خلاف ذلك، كما يمكن تشكيل عملية NOT-AND(NAND) بعكس نتائج عملية AND، وهكذا.



الشكل 7-3 بعض العمليات المنطقية بين الصور الثنائية. العناصر السوداء قيمتها "1" والبيضاءقيمتها "0".

7-1-3 التمديد والتعرية dilation and erosion

سنعرض الآن عمليتين مورفولوجيتين هما التمديد والتعرية ببعض التفصيل، وهما عمليتان أساسيتان تعتمد عليهما العديد من خوارزميات معالجة الصورة التي سنتناولها في هذا القسم.

7-1-3-1 التمديد dilation

إذا كان لدينا مجموعتان A و B في مجال ثنائي الأبعاد Z^2فإن تمديد A باستخدام B يعرف كما يلي:

$$A \oplus B = \{z | (\hat{B})_z \cap A \neq \varnothing\}.$$

تبنى هذه المعادلة على الحصول على انعكاس B حول مبدئها وإزاحة هذا الانعكاس بمقدار z. ويكون تمديد A بوساطة B عندئذ هو مجموعة جميع الإزاحات displacements ، z، بحيث إن A و B تتراكبان بعنصر واحد على الأقل. وبناء على هذا التفسير يمكن أن تكتب المعادلة السابقة كما يلي:

$$A \oplus B = \{z | [(\hat{B})_z \cap A] \subset A\}.$$

تسمى المجموعة B "عنصر التشكيل structuring element" . يبين الشكل 7-4 (a) مجموعة بسيطة، ويبين الشكل 7-4(b) عنصر تشكيل مع انعكاسه حيث تدل النقطة السوداء على مركز العنصر. في هذه الحالة، عنصر التشكيل وانعكاسه متطابقان لأنه متناظر بالنسبة إلى المركز. يمثل الخط المنقط في الشكل 7-4 (c) الحد الخارجي للمجموعة الأساسية ويبين الخط العادي الحد الذي تعطي بعده أية إزاحات

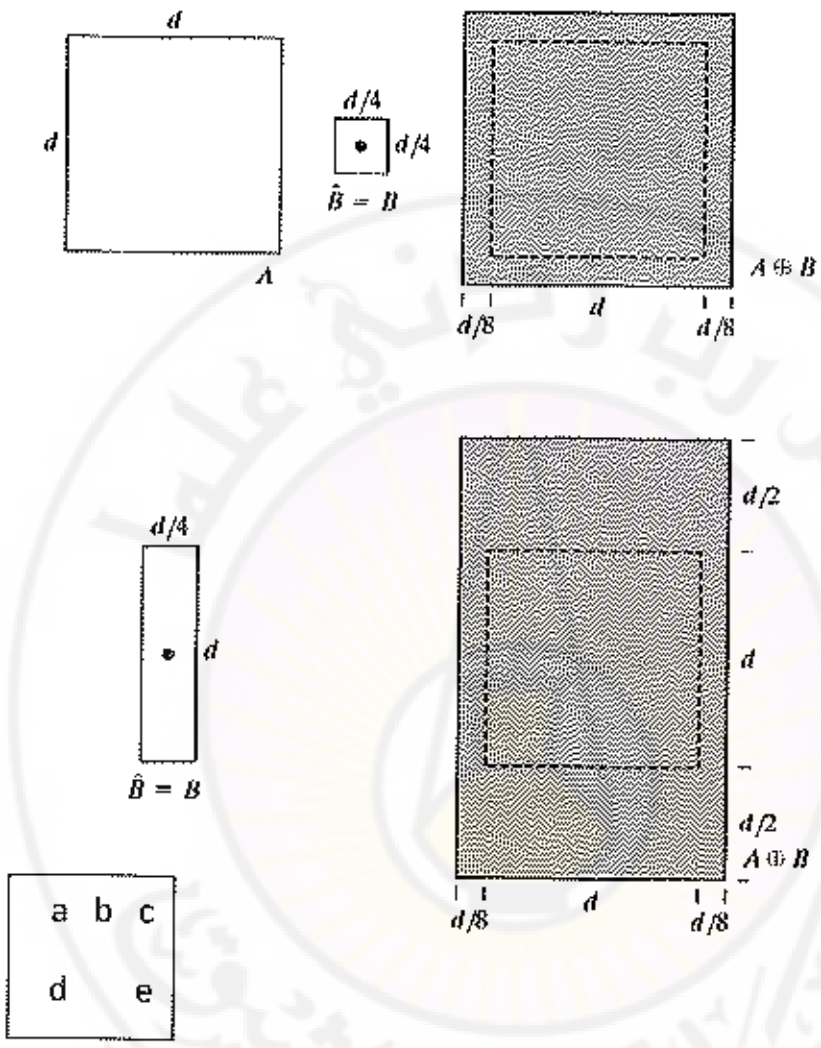
لمركز عنصر التشكيل تقاطعا صفريا (empty) بين انعكاس العنصر والمجموعة A. ولذلك فإن النقاط داخل هذه الحدود تعطي تمديد المجموعة Aبوساطة عنصر التشكيل B. يبين الشكل 7-4(d) عنصر تشكيل صمم ليعطي تمديدا في الاتجاه العمودي أكثر منه في الاتجاه الأفقي. ويبين الشكل 7-4 (e) التمديد الذي حصلنا عليه بوساطة هذا العنصر.

سنوضح الآن مفهوم التمديد بشكل عملي باستخدام صورة رقمية واضحة المعالم، بمعنى أن نتيجة معالجة كل عنصر منها يمكن معاينته بالعين المجردة.

7-1-3-2 آلية حساب التمديد

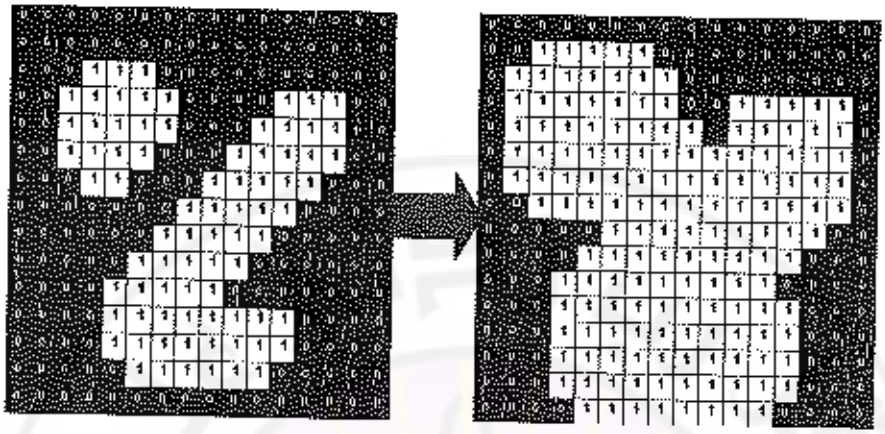
ينفذ التمديد من الناحية العملية بتحريك مركز عنصر التشكيل على كامل الصورة ابتداءً من الزاوية العليا اليسرى،(0,0)، وعند كل عنصر من الصورة، إذا تقاطع عنصر التشكيل مع أي عنصر صورة (قيمته الواحد)، نجعل عنصر الصورة الواقع تحت مركز عنصر التشكيل عنصرا في الصورة التي تحتوي نتيجة التمديد(نعطيه القيمة 1). يبين الشكل 7-5 صورة ثنائية مع تمديدها بعنصر تشكيل 3×3.

وبالنتيجة، فإن عملية التمديد تؤدي إلى توسيع الأجسام في الصورة (جعل مساحتها أكبر) و إطالة أطرافها وتضييق ثقوبها.



الشكل 7–4(a) مجموعة A. (b) عنصر تشكيل على شكل مربع مركزه النقطة. (c) تمديد Aبوساطة B. (d) عنصر تشكيل على شكل مستطيل. (e) تمديد A باستعمال هذا العنصر المستطيل.

a b



الشكل 7–5 (a) صورة اختيارية. (b) نتيجة التمديد بعنصر تشكيل مربع 3x3.

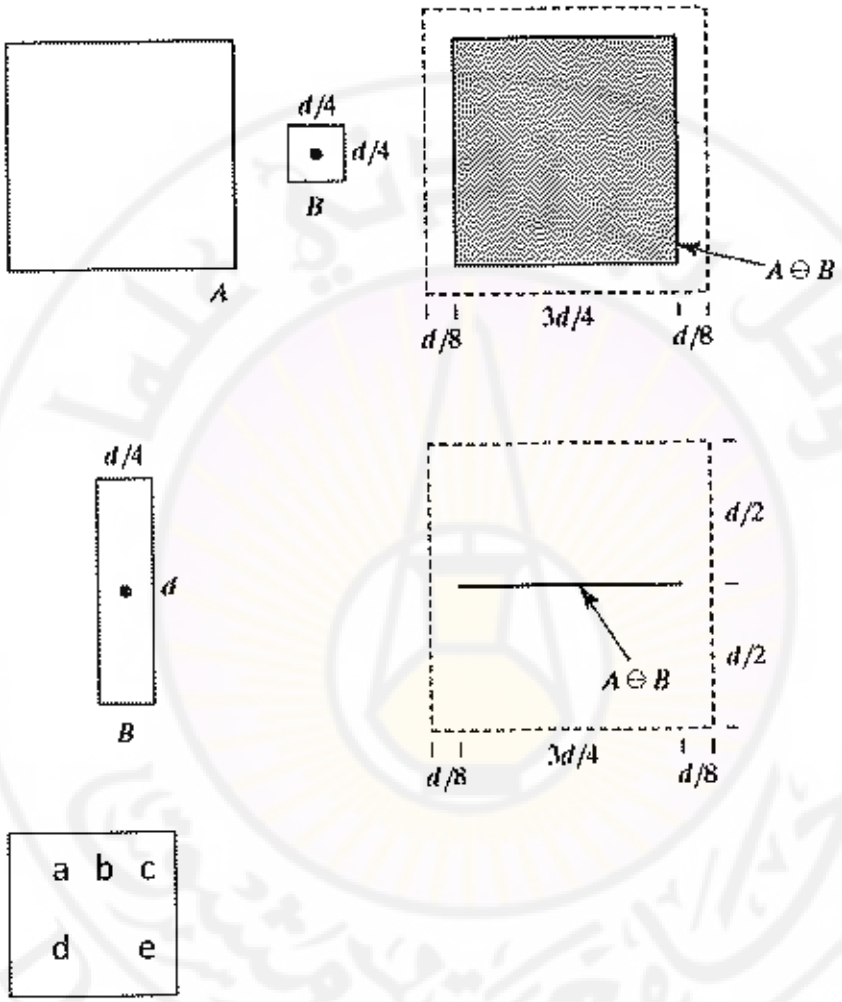
7–1–3–3 التعرية erosion

من أجل مجموعتين A و B في Z^2 تعرف التعرية بالمعادلة التالية:

$$A \ominus B = \{z | (B)_z \subset A\}.$$

وبكلمات، تقول هذه المعادلة إن تعرية A باستخدام B هي مجموعة جميع النقاط z بحيث إن B،المنقولة بمقدار z، محتواة في A. وبكلمات أخرى نقول: من أجل جميع انتقالات B الممكنة في الصورة Z^2، يأخذ العنصر في صورة التعرية الناتجة الموافق لمركز عنصر التشكيل في الصورة Z^2 قيمة الواحد "1"إذا كانت قيمة جميع عناصر الصورة الواقعة تحت عنصر التشكيل تساوي "1". يبين الشكل 7–6 نتيجة تعرية مجموعة A باستخدام عنصر تشكيل مربع B ونتيجة تعرية المجموعة نفسها باستخدام عنصر تشكيل على شكل مستطيل طوله مساو لطول المجموعة A، ويلاحظ أن نتيجة التعرية في هذه

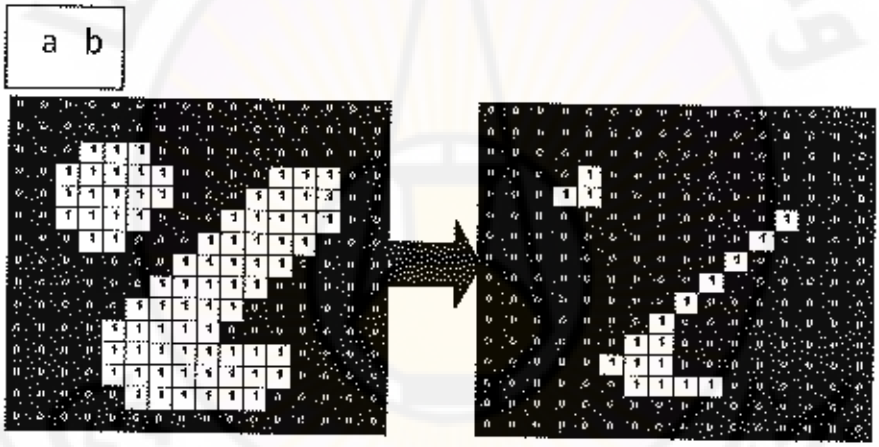
الحال خط أفقي مستقيم. من هنا يتبين أن اختيار شكل عنصر التشكيل وأبعاده له دور حاسم في النتيجة التي نتوصل إليها.



الشكل 7–6 تعرية المجموعة A باستخدام عنصر تشكيل B بشكل مربع و مستطيل.

7-1-3-4 آلية حساب التعرية

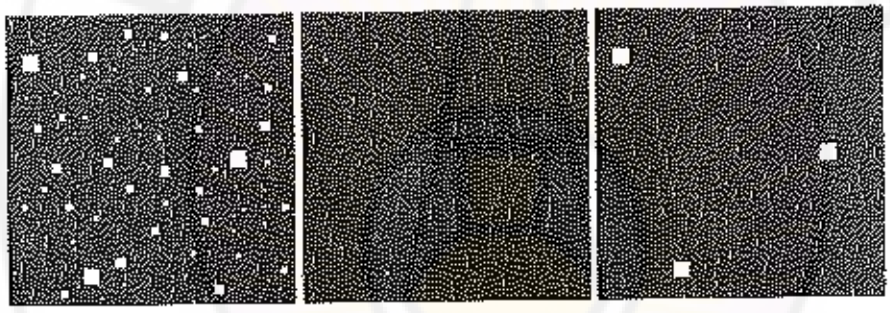
تنفذ عملية التعرية من الناحية العملية بشكل مشابه لعملية التمديد بتحريك مركز عنصر التشكيل على كامل الصورة ابتداءً من الزاوية العليا اليسرى، (0,0)، وعند كل عنصر من الصورة Z^2، إذا كانت جميع العناصر الواقعة تحت عنصر التشكيل تساوي "1" تأخذ قيمة عنصر صورة نتيجة التعرية المُوافق لمركز عنصر التشكيل في الصورة الأصلية، قيمة الواحد. يبين الشكل 7-6 صورة ثنائية مع تعريتها باستخدام عنصر تشكيل مربع 3x3. وبالنتيجة، فإن التعرية عملية تقلص الأجسام في الصورة وتقصر أطرافها وتوسع ثقوبها.



الشكل 7-6(a) صورة اختيارية. (b) نتيجة التعرية باستخدام عنصر تشكيل مربع 3x3.

وكمثال عملي على استخدام التعرية والتمديد في حذف أجسام غير مرغوبة في الصورة والحفاظ على أجسام أخرى مرغوبة، يبين الشكل 7-7 (a) صورة تحوي أجساما مربعة طول ضلعها 1 و 3 و 5، و 7 و 9 و 15 عنصرا . نرغب في الحفاظ على

الأجسام التي لا تقل أضلاعها عن 15. ولتحقيق هذا الغرض، نجري عملية التعرية باستخدام عنصر تشكيل مربع ضلعه 13 عنصرا. يبين الشكل7-7(b) نتيجة التعرية هذه حيث نلاحظ أن جميع المربعات قد حذفت باستثناء المربعات ذات الضلع 15. الآن، نستطيع استرجاع المربعات المتبقية إلى حجمها الأصلي بإجراء تمديد بعنصر التشكيل نفسه أي مربع ضلعه 13. يبين الشكل 7-7(c) نتيجة هذه العملية. وكما نلاحظ، فإن هذا المثال يبين بشكل عملي أن عمليتي التعرية والتمديد غير قابلتين للعكس، أي لا تعطيان النتيجة نفسها إذا عكسنا ترتيب تطبيقهما، بل بدلا من ذلك تؤمنان الأساس للترشيح المورفولوجي الذي يتم باستخدام "الفتح opening" و"الإغلاق closing" اللذين سنشرحهما في القسم التالي.



الشكل 7-7 (a) صورة. (b) نتيجة التعرية بعنصر تشكيل مربع 13x13. (c) نتيجة تمديد (b) بعنصر التشكيل نفسه.

7-1-4 الفتح والإغلاق

كما رأينا في القسم السابق فإن التمديد والتعرية عمليتان مورفولوجيتان. تمدد الأولى الأجسام في الصورة وتقلص الثانية حجمها. إن إجراء هاتين العمليتين بتسلسل معين

على صورة ما ينتج عمليتين مورفولوجيتين جديدتين هما "الفتح" و "الإغلاق" اللتان تعرفان كما يلي:

الفتح: هو إجراء التعرية متبوعةبالتمديد ويعبر عنه بالمعادلة التالية:

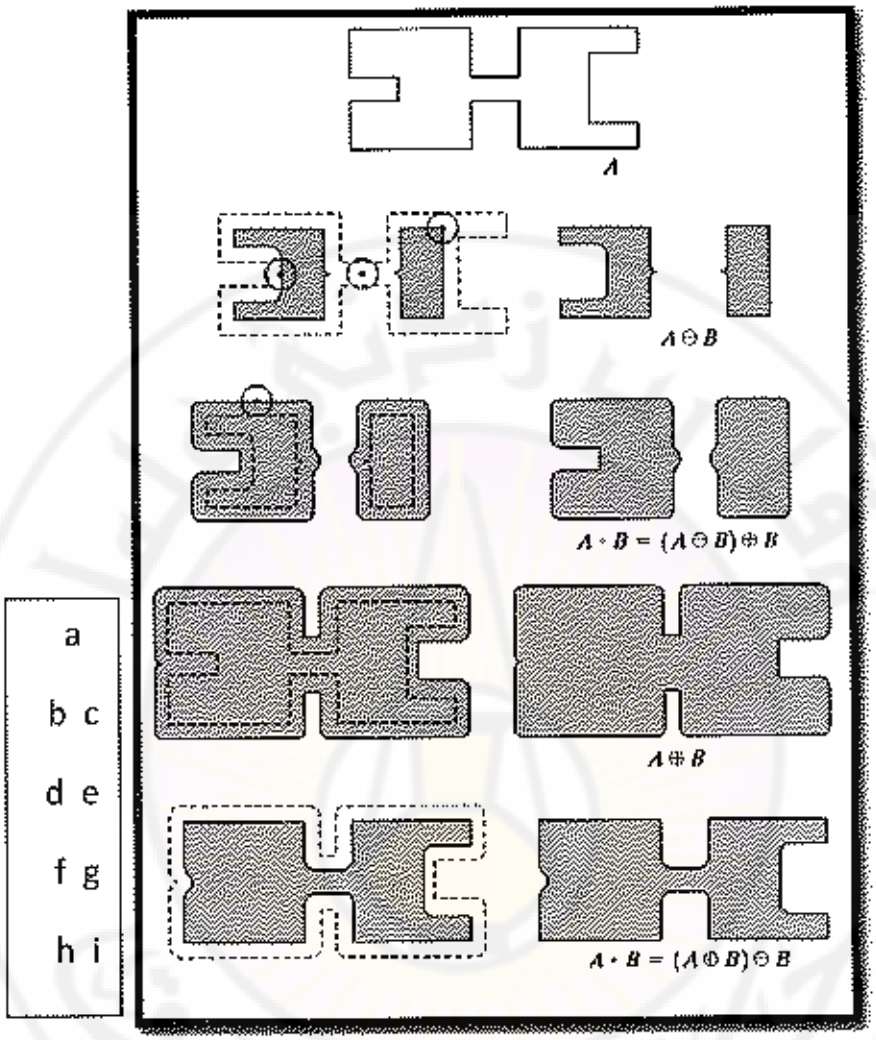
$$A \circ B \quad (A \ominus B) \oplus B.$$

الإغلاق: هو إجراء التمديد متبوعابالتعرية، ويعبر عنه بالمعادلة التالية:

$$A \bullet B \quad (A \oplus B) \ominus B,$$

و يمكن أن تلخص تأثيرات هاتين العمليتين كما يلي:

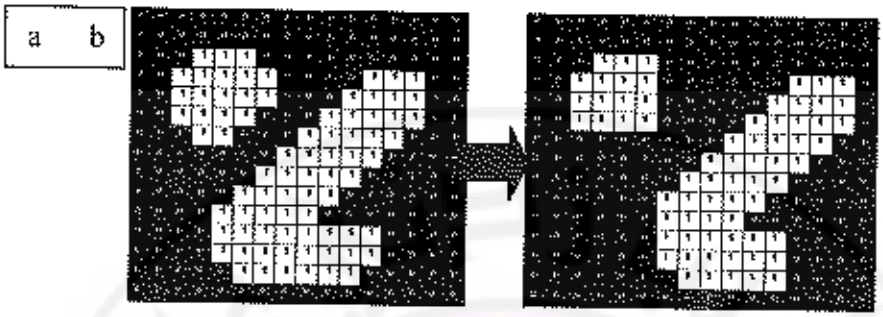
ينعم الفتح بشكل عام كفافات الأجسام ويقطع الممرات الضيقة بين مناطقها، ويحد النتوءات، أما الإغلاق فينعم أجزاء من كفافات الأجسام ولكن بشكل معاكس للفتح، يدمج الانقطاعات الضيقة والخلجان الطويلة الضيقة، ويحذف الثقوب الصغيرة، ويملأ الفجوات في الكفافات. يبين الشكل 7-8 بشكل تخطيطي توضيحي عمليتي الفتح والإغلاق حيث إن (a) هو شكل اختياري يحوي نتوءات وتجاويف، و (c) هي نتيجة تعرية(a) بعنصر تشكيل دائري، و (e) هي نتيجة فتح (a) و (g) هي نتيجة تمديد (a) و (i) هي نتيجة إغلاق (a). أما الأشكال b و d و f و h فهي توضح آلية تأثير العملية التي أنتجت الشكل الذي يلي كلا منها.



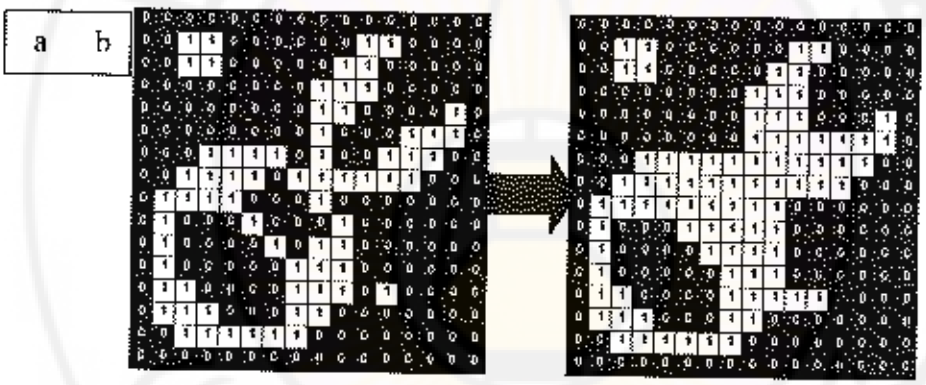
الشكل 7–8 الفتح والإغلاق المورفولوجيين باستخدام عنصر تشكيل دائري مبين في الشكلين b و d.

ونبين الآن باستخدام صورة رقمية قابلة للمعاينة على مستوى العنصر آثار عمليتي الفتح والإغلاق. يبين الشكل 7–9 نتيجة تطبيق عملية الفتح على صورة رقمية اختيارية باستخدام عنصر تشكيل مربع 3x3 حيث يظهر أثر التنعيم و زيادة الفصل بين

الجسمين في الصورة، ويبين الشكل 7-10 أثر تطبيق الإغلاق على صورة أخرى باستخدام عنصر التشكيل نفسه، ويظهر أثر ملء الثقوب ووصل الانقطاع.



الشكل 7-9 نتيجة عملية الفتح على صورة رقمية اختيارية.



الشكل 7-10 نتيجة عملية الإغلاق على صورة رقمية اختيارية.

7-1-4-1 التطبيق العملي على صورة طبية

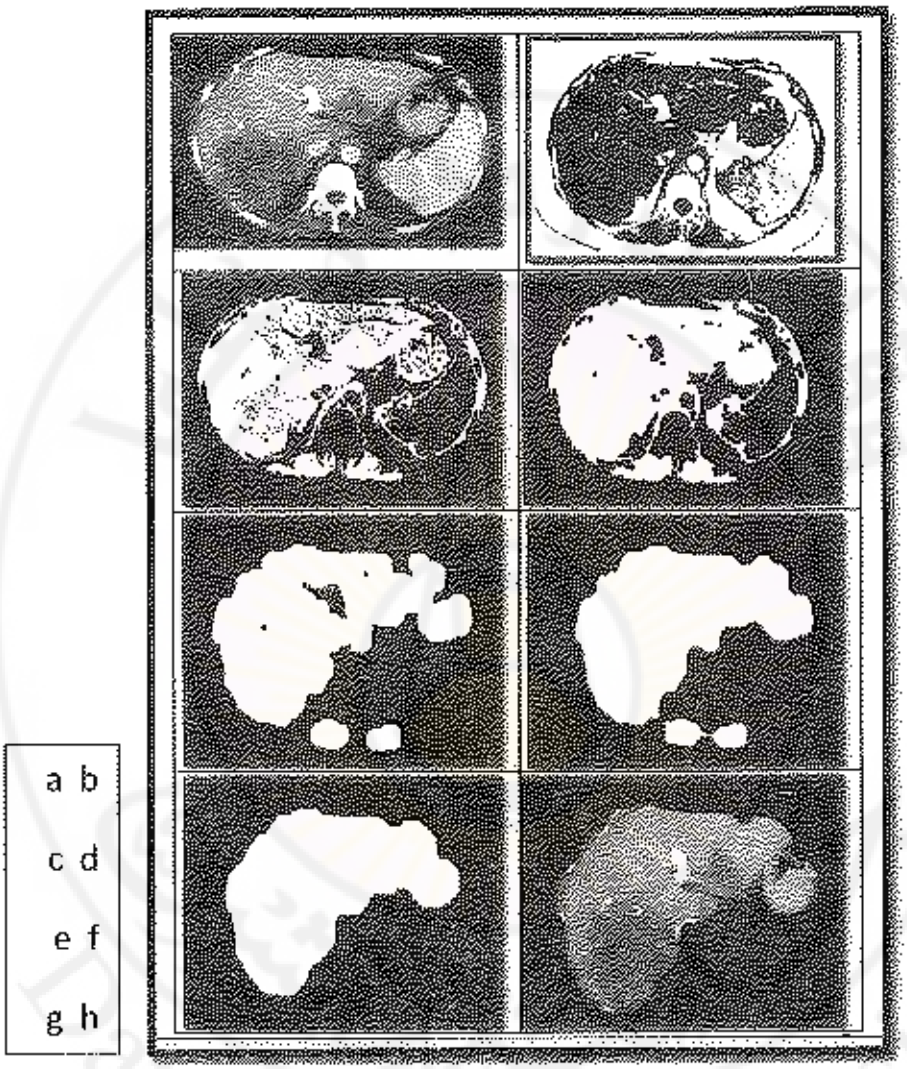
نبين في المثال التالي كيفية استخدام الفتح والإغلاق مع صورة مقطعية لبطن تحتوي الكبد بغرض استخلاص الكبد من الصورة. يبين الشكل 7-11 (a) الصورة المقطعية للبطن التي تحتوي الكبد في الجهة اليسرى العليا، والمطلوب فصل الكبد عن باقي الصورة.

الصورة (b) هي نتيجة التعتيب بشكل مناسب بحيث أصبح الكبد أسود عموما كما هي الحال بالنسبة إلى بعض أجزاء الصورة الأخرى. الصورة (c) هي نتيجة ترقيم المركبات المتصلة وحذف المركبات الصغيرة بحيث بقيت المركبة الأكبر التي تمثل الكبد مع أجزاء أخرى في الصورة، وقد أعطيت المركبات الكبيرة اللون الأبيض. المطلوب الآن هو فصل مركبة الكبد التي سوية عناصرها "1" ، أي بيضاء، عن باقي أجزاء الصورة. من هذه النقطة نبدأ باستخدام الفتح والإغلاق كما يلي: الصورة (d) تبين نتيجة عملية إغلاق على الصورة (c) باستخدام عنصر تشكيل دائري قطره 3 عناصر لملء الفراغات الصغيرة. وتبين الصورة (e) نتيجة تطبيق عملية "فتح" باستخدام عنصر تشكيل دائري قطره 13 عنصرا لفصل أجزاء الصورة عن بعضها. أما الصورة (f) فهي نتيجة عملية "إغلاق" باستخدام عنصر التشكل نفسه لملء الفراغات في الكبد، وتبين الصورة (g) نتيجة تطبيق عملية "فتح" باستخدام عنصر تشكيل دائري بقطر 25 عنصرا لحذف الأجسام التي لا تتبع للكبد، بحيث نحصل على منطقة الكبد فقط وبدقة جيدة. نلاحظ أننا احتجنا إلى أربع عمليات مورفولوجية من الفتح والإغلاق بترتيب مناسب وعناصر تشكيل مناسبة لفصل الكبد عن باقي أجزاء الصورة التي تتشارك معه في السوية الرمادية. الصورة (h) هي عملية أخيرة ليست مورفولوجية وإنما هي عملية استرجاع السويات الرمادية الأساسية لعناصر الكبد المحتوية على البقعتين الورميتين لاستخلاصهما في عمليات لاحقة.

7-1-4-2 استخلاص الحواف edge extraction

تعد عملية استخلاص الحواف من العمليات الهامة من أجل تمثيل الصورة ووصفها، كما أنها ترسمها للحدود الخارجية للأجسام الموجودة في الصورة تمكننا من حساب قياساتها

الهندسية كالقطر والمحيط والمساحة. ويمكن استخلاصها بتقنيات تجزيء الصورة الحسابية، إضافة إلى الطريقة المورفولوجية التي نشرحها أدناه.



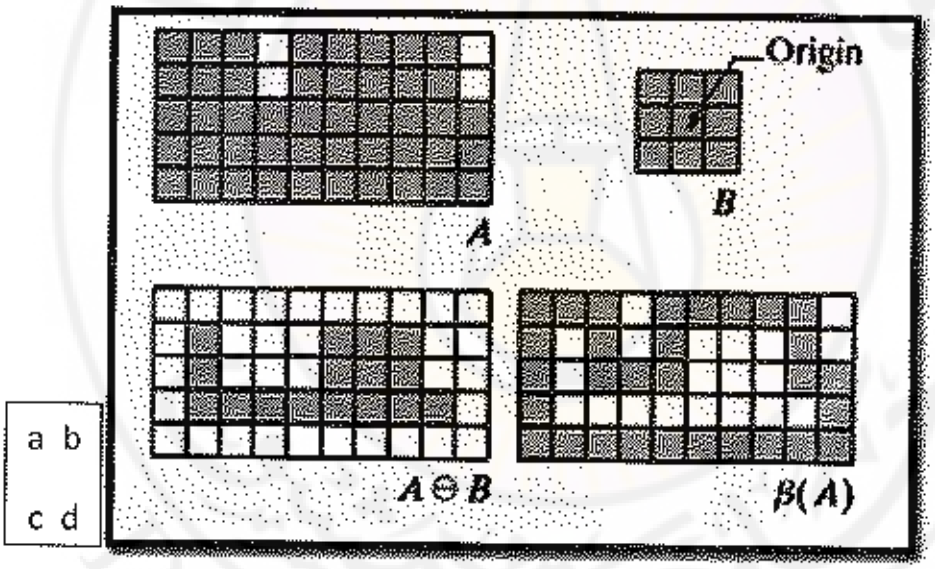
الشكل 7–11 استخدام الفتح والإغلاق لفصل منطقة الكبد عن باقيأجزاء صورة البطن المقطعية.

يمكن الحصول على حدود مجموعة A بتعريتها باستخدام عنصر تشكيل مناسب B ثم إجراء عملية الفرق بين المجموعة وتعريتها وفقا للمعادلة التالية:

$$\beta(A) = A - (A \ominus B)$$

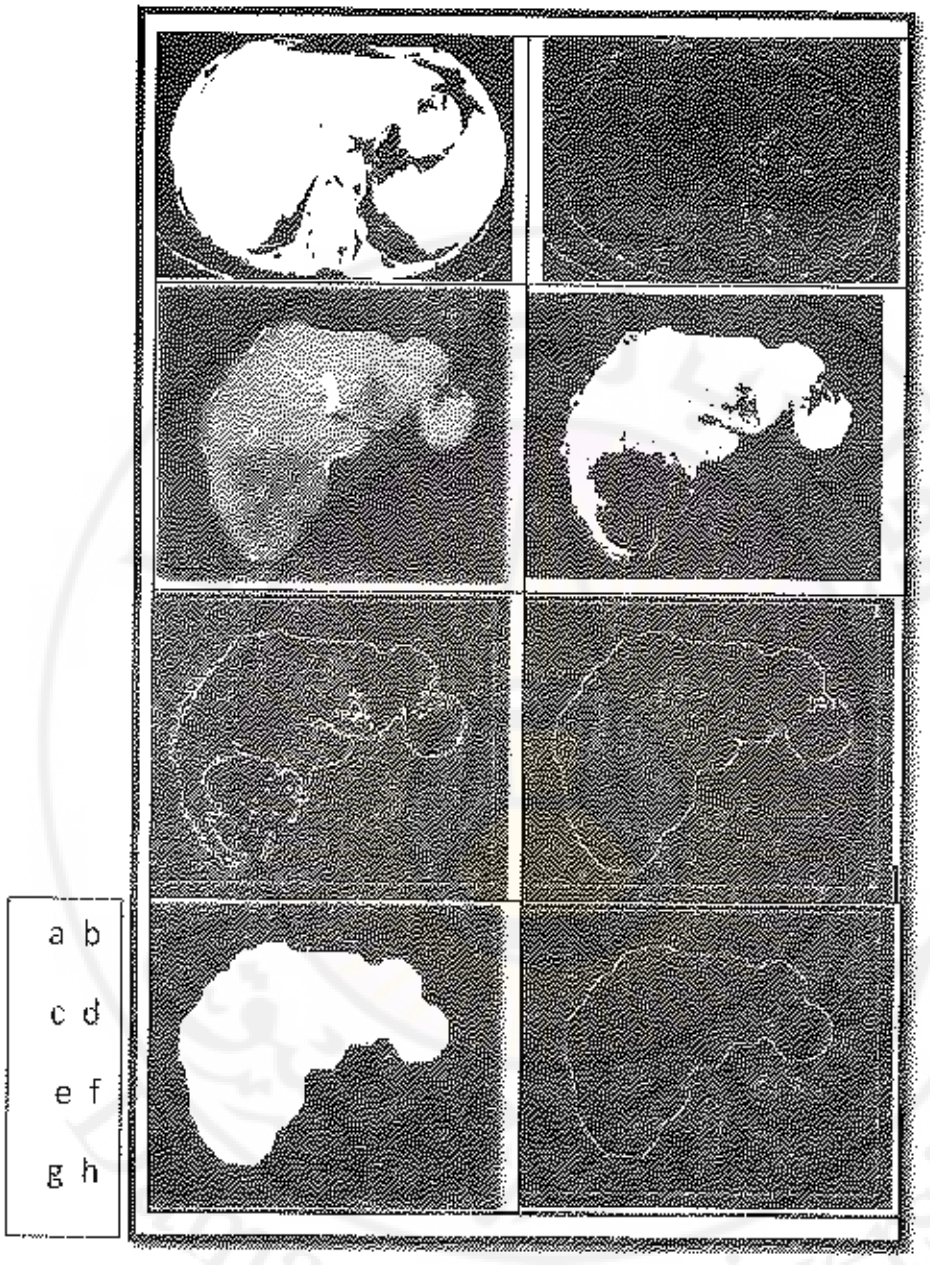
حيث إن $\beta(A)$ هي صورة الحدود.

يبين الشكل التوضيحي 7-12(a) و (b) و (c) و (d) مجموعة A و عنصر تشكيل مربع B مساحته 3x3 ونتيجة عملية التعرية و نتيجة استخلاص الحدود، على التوالي.



الشكل 7-12 مجموعة A و عنصر تشكيل مربع B ونتيجة التعرية ثم نتيجة استخلاص الحدود.

تطبيقا لهذه التقنية، يبين الشكل7-13(a)الصورة المقطعية للبطن التي استخدمت في الشكل 7-11(a) بعد تعتيبها بشكل إجمالي، ويبين الشكل (b) نتيجة استخلاص الحواف بالطريقة المورفولوجية المشروحة أعلاه. نلاحظ أن الحدود الفاصلة بين المناطق السوداء (الخلفية) والبيضاء (الأجسام) قد استخلصت بدقة إلا أنه إذا كان الغرض من استخلاص الحواف هو تحليل صورة البطن المقطعية فإن هذه الصورة غير مناسبة لأن مكوناتها من كبد وكولون وطحال متداخلة. وإذا كان الغرض هو حساب قياسات على الكبد كالمساحة والمحيط والقطرين الرئيسين، فلابد من فصله عن بقية أجزاء الصورة أولا، كما فعلنا في الشكل 7-11. الصورة (c) هي صورة الكبد التي استخلصت مورفولوجيا واسترجعت قيم سوياتها الرمادية الأصلية بما فيها البقعتان الورميتان. (d) هي نتيجة تعتيب صورة الكبد بحيث أصبحت مناطق الورم سوداء ومناطق الكبد الأخرى بيضاء. (e) هي نتيجة كشف الحواف للصورة المعتبة حيث أصبحت مناطق الورم محاطة بحدود. (f) هي نتيجة تعتيب صورة الكبد بعتبة أخفض بحيث أصبح الكبد كتلة واحدة وأصبحت حدوده أكثر انتظاما. (g) هي نتيجة الاستخلاص المورفولوجي و (h) نتيجة استخلاص حوافها. نلاحظ أن كل صورة من هذه الصور يمكن أن تصلح للاستخدام لغرض معين بشكل أفضل من غيرها، ويمكن استخدام أكثر من صورة من هذه المجموعة بتسلسل معين للوصول إلى غرض محدد. عرضت هذه النتائج بهذا الشكل لتحريض ذهن الطالب على التفكير في استخدامات متنوعة للتقنيات المدروسة حسب الغرض المحتمل.



الشكل 7-13 الصورة المقطعية للكبد وصورة الكبد
المستخلصة مع عدة خيارات معالجة.

الفصل الثامن

تحليل الصور الطبية
وتعرّف محتواها

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

مقدمة

ذكرنا في الفصل الثاني أن الصور الطبية تعالج عادة من أجل واحد من هدفين اثنين: الأول هو تحسين مظهرها لغرض محدد كالتشخيص البصري من قبل الإنسان، والثاني هو التعرف المحوسب على محتواها وتفسيره.

تمت تغطية تقنيات معالجة الصور المتعلقة بالهدف الأول في الفصول السابقة وسنعرض في هذا الفصل استخدام الحاسوب من أجل الهدف الثاني مع أهم التقنيات المستخدمة لهذا الغرض.

يمكن أن يعرف "تحليل الصورة الطبية" كما يلي: "استخلاص المعلومات منها لاستخدامها لأغراض التشخيص أو المعالجة أو البحث أو لهذه الأغراض الثلاثة معا". واستخلاص المعلومات يمكن أن يكون كمّيا كمعرفة عدد الأجسام المنفصلة الموجودة فيها (عدد الكريات الحمر والبيض والصفيحات في لطخة دم، على سبيل المثال)، ويمكن أن يكون "نوعيا" أي معرفة نوع هذه الأجسام المنفصلة (عدد الكريات الحمر وعدد الكريات البيض وعدد الصفيحات في لطخة الدم، على سبيل المثال)، وهذا الأخير نسميه التعرف recognition. وإذا ارتفعت سوية التعرف يمكن أن يتعامل الحاسوب مع بنية هذه المكونات و العلاقات الحيزية والشكلية بينها وصولا إلى مدلولاتها المرضية أو البنيوية.

وكإطار عام، كي يستطيع الحاسوب تعرّف محتوى الصورة لا بد من تجزئتها إلى الأجسام والمناطق الأساسية المكونة لها. وهذا التجزيء سيكون مقدمة لتمثيل الأجسام بشكل مناسب للتعامل معها بالحاسوب ووصفها بشكل ملائم بغية استخدامها من قبل تقنيات وصف التشابه التي ستحدد ماهية هذه الأجسام. وبعد إنجاز التجزيء والوصف، يمكن

من حيث المبدأ أن يتعرف الحاسوب طبيعة هذه الأجسام والمناطق باستخدام ما يعرف بتقنيات قياس التشابه بينها وبين أجسام معيارية كالفيروسات والبقع المرضيه الموجودة في قاعدة بيانات أو قاعدة معرفة مناسبتين. وفي مستوى أعلى من التعرف، يمكن أن يقوم الحاسوب، من حيث المبدأ أيضا، بتفسير محتوى الصورة كاملا آخذا العلاقات الشكلية والحيزية بين الأجسام المكونة للصورة.

في هذا السياق الذي ذكر أعلاه، سنتطرق لمفهوم تجزيء الصورة أولا، ثم نتناول بعده تمثيل الصور ووصفها وننهي الفصل باستخدام تقنيات قياس التشابه لتعرّف ماهية الأجسام المجزأة، ونلقي الضوء على مفهوم تفسير محتوى الصورة.

1-8 تجزيء الصور image segmentation

التجزيء هو العملية التي تقسم صورة ما إلى الأجزاء أو الأشياء المكونة لها، وهو أكثر المراحل أهمية في التحليل الآلي للصورة، لأن الأجسام و المكونات الأخرى موضع الاهتمام تستخلص من الصورة في هذه المرحلة، من أجل المعالجات اللاحقة كالتمثيل والوصف لاستخدامها في التحليل والتعرف.

تبنى خوارزميات تجزيء الصورة عادة على إحدى خاصتين أساسيتين لقيم السويات الرمادية هما الانقطاع discontinuity والتشابه similarity. تجزأ الصورة في الفئة الأولى من هذه الخوارزميات بناء على تغيرات حادة في السويات الرمادية، ويتم ذلك بكشف النقاط المعزولة والخطوط والحواف. أما الفئة الثانية من هذه الخوارزميات فتبنى على التعتيب، و توسيع المناطق، و شطر المناطق ودمجها. ويمكن تطبيق مفهومي التجزيء بناء على الانقطاع والتشابه على كل من الصور الساكنة static والمتحركة

dynamic. و كثير ما تستعمل الحركة كمشعر قوي لتحسين أداء خوارزميات التجزيء.

8-1-1 تجزيء الصور اعتمادا على كشف الانقطاعات

يتم كشف الانقطاعات بكشف النقاط المعزولة والشاذة و الخطوط و الحواف في صورة ما باستخدام تقنيات المعالجة بالنوافذ التي استعرضناها في الفصل الرابع، وسنستعرض فيما يلي أهم التقنيات المستخدمة لهذا الغرض، مستحضرين في ذهننا آلية تطبيق النوافذ التي شرحناها في الفصل الرابع.

8-1-1-1 كشف النقاط المعزولة والشاذة

النقاط المعزولة والشاذة هي عادة نقاط ضجيج، ويتم كشفها من أجل حذفها من الصورة. يبين الشكل 8-1 النافذتين اللتين تستخدمان لهذا الغرض وتعرفان باللابلاسيان الرباعي والثماني. وعند تطبيق أي من هاتين النافذتين على صورة ما، تكون استجابتهما أعلى ما يمكن عند النقاط المعزولة والشاذة، وتكون صفرا في المناطق ذات السوية الثابتة، وتزداد القيمة كلما ازداد الفرق بين عنصر المركز والعناصر المجاورة. وباستخدام عتبة مناسبة يتم كشف هذه النقاط التي تكون قيمتها أعلى من قيم بقية النقاط. أما الفرق الجوهري بين النافذتين فهو أن اللابلاسيان الثماني يأخذ بالحسبان الاختلافات في الاتجاهات القطرية، بينما يتحسس الرباعي للاتجاهات العمودية والأفقية فقط.

0	-1	0	-1	-1	-1
-1	4	-1	-1	8	-1
0	-1	0	-1	-1	-1

الشكل 8–1 نافذتا اللابلاسيان الرباعي والثماني.

8–1–1–2 كشف الخطوط

يتم كشف الخطوط من حيث المبدأ بطريقة مشابهة لتلك التي استخدمناها في كشف النقاط المعزولة حيث تكون الاستجابة أكبر ما يمكن عند النقطة التابعة لخط (أفقي أو عمودي أو مائل بزاوية 45 درجة أو مائل بزاوية –45 درجة) وتكون صفرا في المناطق الثابتة السوية الرمادية. يبين الشكل 8–2 النوافذ المستخدمة لكشف الخطوط المذكورة. ومن الجدير ذكره هنا أنه لو أردنا أن نعرف لأي خط تتبع نقطة ما في الصورة من حيث الميل، نطبق النوافذ الأربعة على النقطة وتتحدد تبعية النقطة بعد ذلك بالنافذة التي تعطي أكبر استجابة (أعلى قيمة).

-1	-1	-1	-1	-1	2	-1	2	-1	2	-1	-1
2	2	2	-1	2	-1	-1	2	-1	-1	2	-1
-1	-1	-1	2	-1	-1	-1	2	-1	-1	-1	2
Horizontal			+45°			Vertical			–45°		

الشكل 8–2 النوافذ المستخدمة لكشف الخطوط.

8-1-1-3 كشف الحواف

الحواف edges هي الحدود الفاصلة بين الأجسام في الصورة والخلفية، و بتعبير آخر هي النقاط المميزة عن الخلفية التي تشكل الخطوط التي ترسم شكل الجسم المعين في الصورة، كالكرية الحمراء في الدم أو الفيروس في سائل حيوي. يتم كشف الحواف باستخدام المشتقات من الدرجة الأولى، وأشهر طريقة هي استخدام التدرج الذي شرحناه في الفصل الرابع. و كما رأينا، فطريقة النوافذ هي التي تستخدم لهذا الغرض باختيار الأوزان المناسبة للنافذة. يبين الشكل 8-3 أشهر النوافذ المستخدمة لهذا الغرض وهي:

1 – نافذتا معاملي روبرت اللتان تكشفان الحواف القطرية.

2 – نافذتا بريويت Prewitt اللتان تكشفان الحواف العمودية والأفقية باستخدام أوزان متساوية للعناصر المجاورة أفقيا وعموديا.

3 – نافذتا عاملي صوبل Sobel المؤثرين اللتان تعطيان وزنا مضاعفا للعناصر المجاورة للعنصر المركزي أفقيا وعموديا مما يعطي نتيجة أكثر نعومة وانسجاما.

وتستخدم بعض النوافذ لكشف الحواف القطرية كنافذتي بريويت ونافذتي صوبل المبينة في الشكل 8-4. ويعتمد اختيار أوزان النوافذ هذه دائما وفق المبدأ العام لكشف الحواف، وهو إعطاء الاستجابة "صفر" في المناطق ذات السوية الرمادية الثابتة وإعطاء الاستجابة الأقوى عندما يقع العنصر المركزي للنافذة على نقطة الحافة المطلوب كشفها (أفقية أوعمودية أو قطرية).

ويمكن كشف الحواف باستخدام المشتق من الدرجة الثانية (اللابلاسيان) الذي استخدمناه لكشف النقاط المعزولة، ولكن سيئته أنه حساس جدا للضجيج ونتيجته غير مقبولة لكشف الحواف، لذلك يلجأ للتنعيم لحل هذه المشكلة. وكحل متكامل يستخدم ما يسمىLaplacian of a Gaussian أي لابلاسيان التابع الغوصي الذي يؤمن عملية التنعيم لتخفيف أثر الضجيج وأثر التقاطع الصفري الذي يعطينا كشف الحواف المقبول.

ويمكن كشف الحواف باستخدام المشتق من الدرجة الثانية (اللابلاسيان) الذي استخدمناه لكشف النقاط المعزولة، ولكن سيئته أنه حساس جدا للضجيج ونتيجته غير مقبولة لكشف الحواف، لذلك يلجأ للتنعيم لحل هذه المشكلة. وكحل متكامل يستخدم ما يسمىLaplacian of a Gaussian أي لابلاسيان التابع الغوصي الذي يؤمن عملية التنعيم لتخفيف أثر الضجيج وأثر التقاطع الصفري الذي يعطينا كشف الحواف المقبول.

وكمثال توضيحي، يبين الشكل 8-5 (a) رسما ثلاثي الأبعاد للابلاسيان التابع الغوصي، ويبين (b) شكل هذا التابع كصورة حيث يشير الأسود إلى القيم السالبة، ويشير الرمادي إلى المستوي الصفري، بينما يشير الأبيض إلى القيم الموجبة. ويبين (c) مقطعا عرضيا للتقاطعات الصفرية، ويبين (d) نافذة حيزية تقرّب هذا التابع.

−1	0	0	−1
0	1	1	0

Roberts

−1	−1	−1	−1	0	1
0	0	0	−1	0	1
1	1	1	−1	0	1

Prewitt

−1	−2	−1	−1	0	1
0	0	0	−2	0	2
1	2	1	−1	0	1

Sobel

الشكل 8–3 أشهر النوافذ المستخدمة لكشف الحواف.

0	1	1
−1	0	1
−1	−1	0

−1	−1	0
−1	0	1
0	1	1

Prewitt

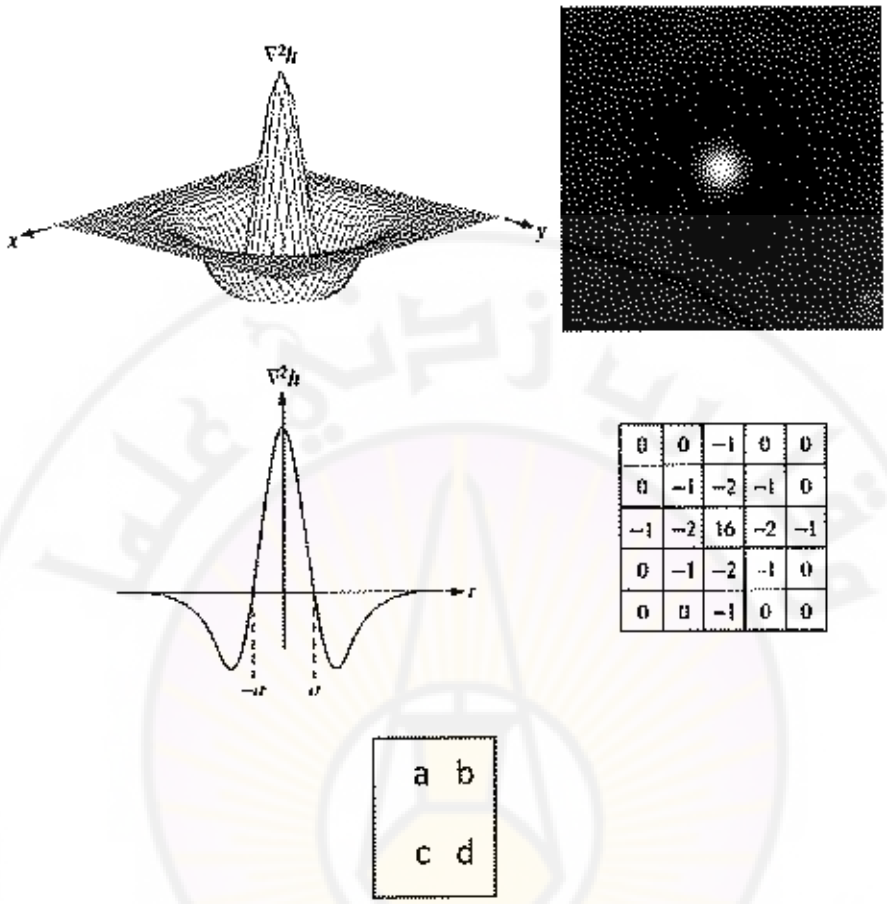
0	1	2
−1	0	1
−2	−1	0

−2	−1	0
−1	0	1
0	1	2

Sobel

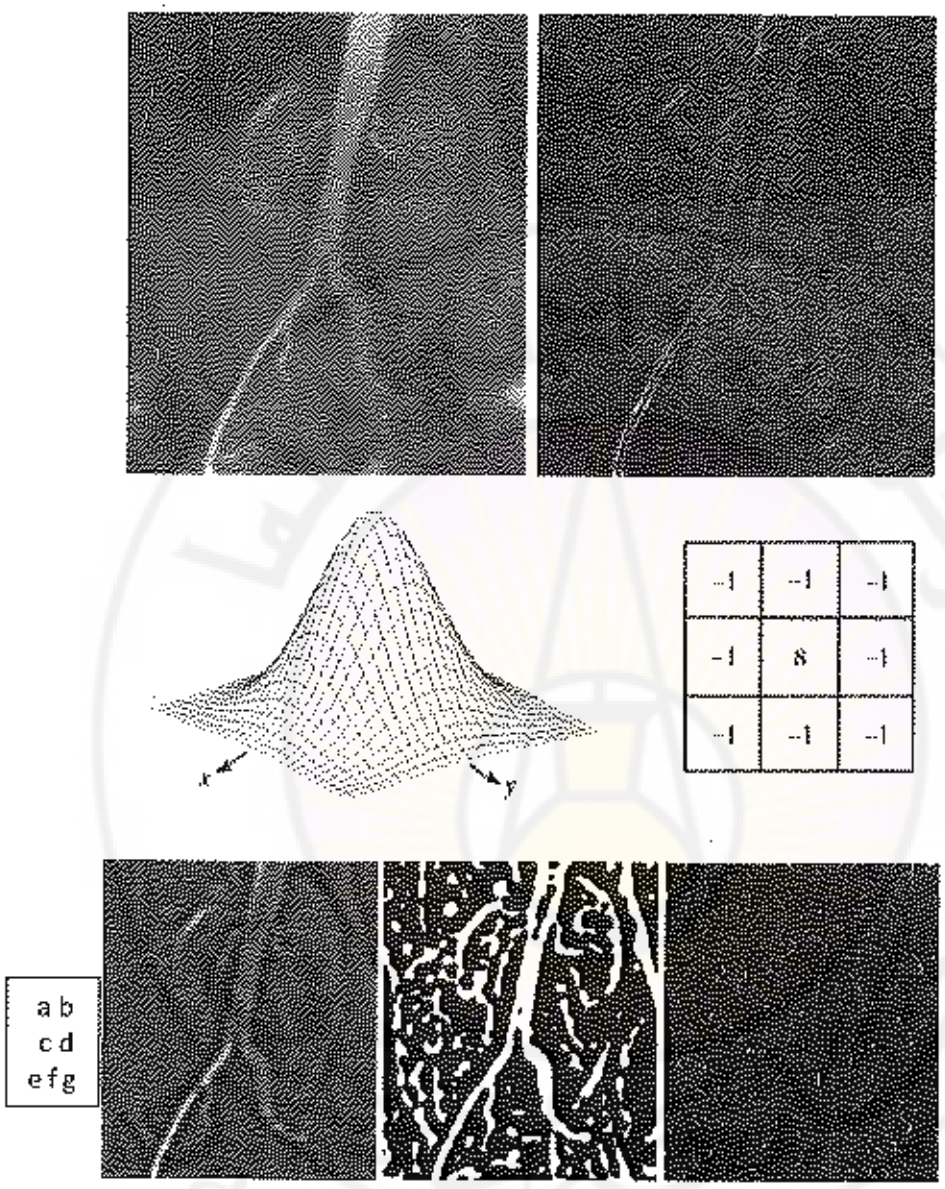
الشكل 8–4 نافذتا بريويت ونافذتا صوبل لكشف الحواف القطرية.

وكمثال عملي، يبين الشكل 8–6 (a)صورة وعائية ويبين (b) تدرج صوبل لهذه الصورة للمقارنة. ويبين (c) مرشح تنعيم غوصي حيزي. ويبين (d) نافذة لابلاسيان حيزية. أما (e) فيبين نتيجة تطبيق لابلاسيان التابع الغوصي و (f) يبين نتيجة تعتيبه، في حين يبين (g) نتيجة التقاطعات الصفرية.



الشكل 8–5 (a) رسم ثلاثي الأبعاد للابلاسيان التابع الغوصي. (b) التابع كصورة.

(c) مقطع عرضي للتقاطع الصفري. (d) نافذة حيزية تقرّب هذا التابع.



الشكل 8-6 (a)صورة وعائية. (b) نتيجة تدرج صوبل.(c) مرشح تنعيم غوصي حيزي. (d) نافذة لابلاسيان حيزية. (e) لابلاسيان التابع الغوصي. (f) نتيجة تعتيبه. (g) التقاطعات الصفرية.

8-1-1-4 ربط الحواف وكشف الحدود

تكشف التقنيات التي نوقشت للتو الانقطاعات في الشدة (السويات الرمادية)، وتبرز العناصر الواقعة على الحدود بين الأجسام والخلفية دون إعطاء أية معلومة عن الهوية الحيزية لعنصر الحافة، أي، بأي عنصر يتصل؟ ولأي جسم في الصورة يتبع؟ ونتيجة لآثار الإنارة غير المنتظمة والضجيج لا تستخدم هذه التقنيات بمفردها وإنما تتبع عادة بإجراءات لربط نقاط الحواف لتشكيل مجموعة من النقاط المفيدة التي تشكل حدود (محيط) جسم ما في الصورة.

تربط نقاط الحواف ببعضها اعتمادا على خاصتين موضعيتين للتدرج تحسبان في جوار صغير 3×3 أو 5×5 وهاتان الخاصتان هما:

1 – مطال التدريج مقاسا بالقيمة المطلقة.

2 – اتجاه التدرج مقاسا بزاوية طوره.

وبعد حساب هاتين الخاصتين في الجوار المحدد كما شرحنا في الفصل الرابع، نربط نقطتي حافة متجاورتين إذا كان فرق مطال تدرجهما أقل عتبة محددة T=10% ، على سبيل المثال، و كان فرق زاوية طور تدرجهما أقل من عتبة زاوية محددة (10 درجات، على سبيل المثال). وبطبيعة الحال تتغير قيم هاتين العتبتين تبعا لنوع الصورة وطريقة رقمنتها.

تشكل سلسلة نقاط الحواف التي تربط مع بعضها وفق المعيارين المذكورين أعلاه حدود الجسم الذي كشفت حوافه. ويتم عادة استخدامأول نقطة نصل إليها بمبدأ الراستر (يسار، يمين، أعلى ، أسفل) كنقطة بداية.

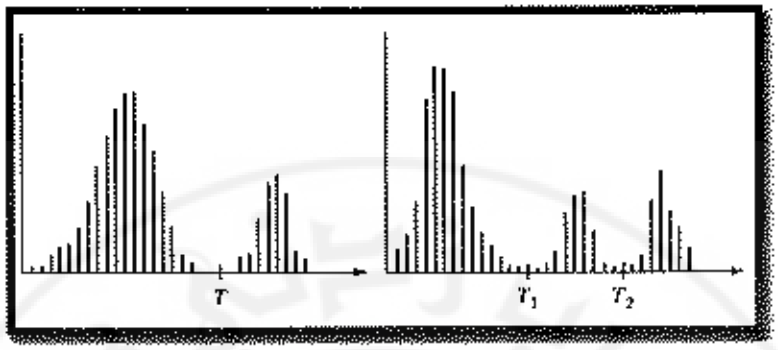
8-1-2 تجزيء الصورة اعتمادا على التشابه

استعرضنا في الجزء السابق من هذا الفصل أهم التقنيات التي تستخدم لتجزيء الصورة اعتمادا على كشف الانقطاع في السويات الرمادية. سنعرض في هذا الجزء تقنيات تجزيء الصورة التي تعتمد على مبدأ التشابه، أي تشابه مجموعة من عناصر الصورة وفق معيار محدد مشكلة تجمعا من العناصر متجانس المظهر. هذا التجمع المتجانس المظهر والمتباين مع خلفية الصورة يشكل أحد الأجسام الموجودة فيها، ومجموعة التجمعات الممكن إيجادها في الصورة تشكل الأجسام المحتواة فيها. بالنتيجة، تجزيء الصور وفق هذا المبدأ الجديد يؤدي إلى فصل الأجسام الموجودة في الصورة عن الخلفية المحيطة بها والتي تحتويها عادة.

8-1-2-1 تجزيء الصور بالتعتيب Thresholding

يبين الشكل 8-7 نموذجين عامين لهيستوغرامات الصور الرمادية. يمكن تجزيء صور النموذج الأول باستخدام عتبة واحدة T، وتجزيء صور النموذج الثاني بعتبتين T_1 و T_2. يمثل هذان الهيستوغرامان الحالة العامة التي تحتوي فيها الصورة أجساما فاتحة على خلفية داكنة. يتم التعتيب في الحالة الأولى بإعطاء كل عنصر في الصورة قيمته أكبر من T القيمة "1" ويسمى نقطة من جسم object، ويعطى القيمة "0" خلاف ذلك و يسمى عندئذ نقطة خلفية background.

الحالة الثانية التي تمثل نوعين من الأجسام الفاتحة على خلفية داكنة كحالة كرية الدم البيضاء التي تحتوي النواة والغشاء السيتوبلاسمي والخلفية، يمكن تجزيء الصورة فيها باستخدام عتبتين مناسبتين T1 و T2 تختاران من الهيستوغرام. هذا النوع من التعتيب يسمى "التعتيب باستخدام عتبات متعددة multi thresholding".



الشكل 8–7 نموذجان لهيستوغرامي سويات رمادية. يمكن تجزيء صور النموذج الأول بعتبة واحدة، وتحتاج صور النموذج الثاني لعتبتين.

استنادا لما سبق، يمكن أن ننظر إلى التعتيب كعملية متعلقة بتابع العتبة 'T' الذي يأخذ الشكل التالي:

$$T = T[x, y, p(x, y), f(x, y)] \quad (8\text{-}1)$$

حيث إن $f(x, y)$ هي السوية الرمادية عند النقطة (x, y) و $p(x, y)$ هي خاصة موضعية عند النقطة (x, y)، كمتوسط السوية الرمادية في جوار محدد حول النقطة (x, y)، على سبيل المثال. وتعرف الصورة المعتبة كما يلي:

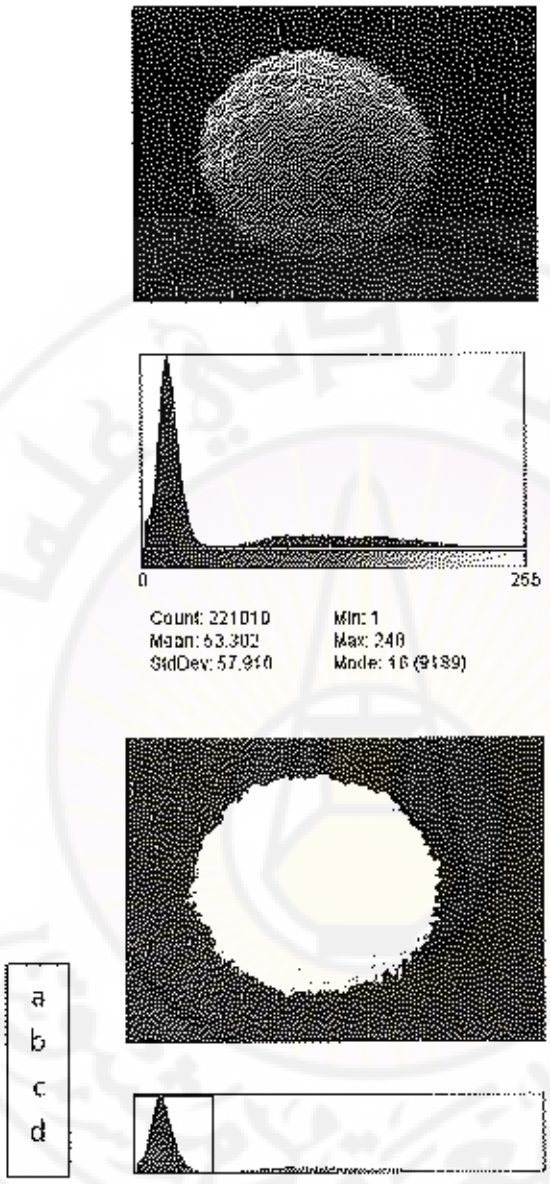
$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & if\ f(x, y) > T \\ 0 & otherwise \end{cases} \quad (8\text{-}2)$$

عندما تعتمد T على $f(x, y)$ فقط تسمى عتبة إجمالية. أما إذا اعتمدت على $p(x, y)$ إضافة إلى $f(x, y)$ فتسمى عندئذ عتبة موضعية. و إذا اعتمدت إضافة لذلك على الإحداثيين الحيزيين x و y فتسمى عندئذ عتبة ديناميكية أو متكيفة.

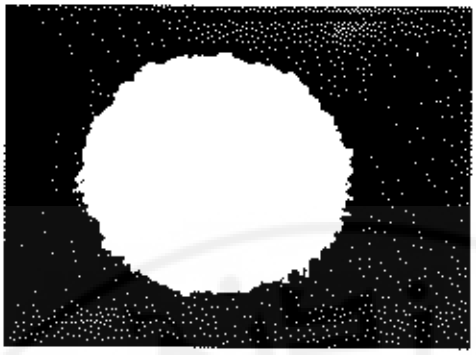
تستعمل العتبة الإجمالية عندما تكون نوعية الصور عالية ويوجد تباين كاف بين الأجسام والخلفية، ويمكن أن نختار العتبة بالتجريب بصريا على الهيستوغرام أو في منتصف السلم الرمادي كحالة النصوص المطبوعة. أما إذا كانت النقطة الفاصلة بين المنطقتين في الهيستوغرام غير واضحة بشكل كاف، فتستخدم تقنية تعميق الوادي في الهيستوغرام، أو تستخدم العتبة الديناميكية.

يبين الشكل 8-8 صورة لكرية دم بيضاء أخذت بمجهر ألكتروني يعمل بطريقة المسح SEM، مع هيستوغرامها الذي يتبع للنموذج الأول مع نتيجة تعتيبها آليا حيث اختيرت العتبة عند القيمة 49. ونلاحظ أن العتبة اختيرت بشكل جيد، لكن تظهر بعض النقاط السوداء القليلة في الجانب السفلي من الخلية.

يمكن التخلص من هذه النقاط السوداء المصنفة خطأً كنقاط خلفية بضبط العتبة يدويا لتأخذ القيمة 54 كما بين الشكل 8-9.



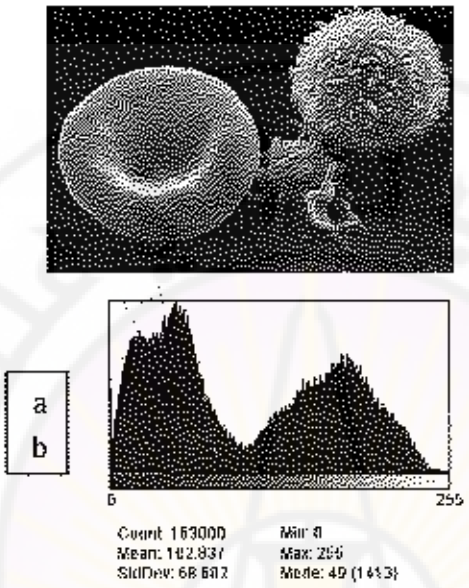
الشكل 8–8 (a) صورة كرية بيضاء مأخوذة بمجهر الكتروني نوع SEM.
(b)هيستوغرامها. (c) نتيجة التعتيب الآلي عند العتبة 49.
(d) موقع العتبة على الهيستوغرام.



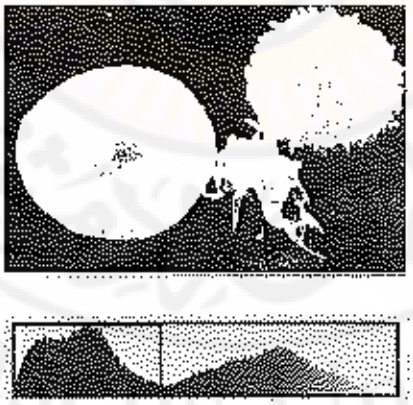
الشكل 8–9 النتيجة بعد الضبط اليدوي للعتبة عند القيمة 54 حيث اختفت النقاط السوداء من الخلية المعتمة.

وكمثال على صور طبية أكثر تعقيدا، يبين الشكل 8–10 صورة كرية دم حمراء (إلى اليسار) وكرية بيضاء (إلى اليمين) و صفيحة (في المنتصف). يلي الصورة هيستوغرامها وهو يتبع للنموذج الأول. يبين الشكل 8–11 نتيجة التعتيب الآلي حث اختيرت العتبة عند القيمة 100. نلاحظ أن الأجسام قد فصلت عن الخلفية بشكل جيد لكن عددا قليلا نسبيا من نقاط الأجسام والخلفية قد صنفت بشكل خاطئ. إذا دققنا في الشكل نجد أن الجزء المركزي في الكرية الحمراء مقعر ويأخذ سويات رمادية تتداخل مع الخلفية. وكتحليل منطقي يمكن أن نعدّ النقاط الداكنة في مركز الكرية الحمراء شاذة بالنسبة إلى باقي نقاط الكرية، ولأن هذا الشذوذ لا يأخذ شكل ضجيج نبضي يمكن أن يكون التوسيط الخيار المقبول لمعالجة هذه الحالة. يبين الشكل 8–12 نتيجة تعتيب الصورة آليا بعد التنعيم بمرشح توسيط 5×5 حيث اختيرت العتبة عند القيمة 106. نلاحظ أن النتيجة قد تحسنت ولكن الجزء المقعر من الكرية الحمراء لا يزال يتداخل مع الخلفية وبعض نقاطة تصنف سوداء (خلفية). يبين الشكل 8–13 أن الضبط اليدوي للعتبة يعطي نتيجة ممتازة حيث فصلت الأجسام جميعها بشكل صحيح عند العتبة 92. جدير

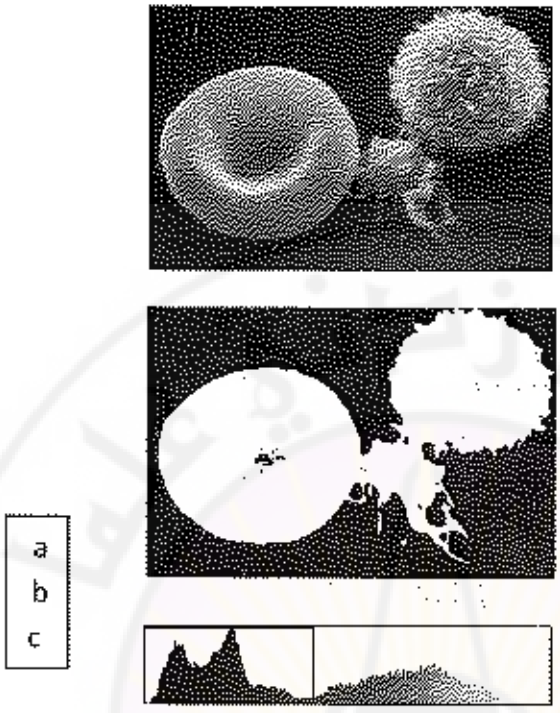
بالذكر أن نقاط الخلفية القليلة التي صنفت آليا بشكل خاطئ يمكن إزالتها بعملية الفتح المورفولوجية.



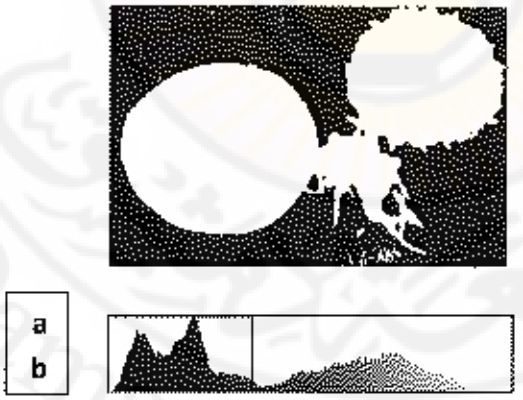
الشكل 8–10 (a) كرية بيضاء إلى اليمين وكرية حمراء إلى اليسار وصفيحة في المنتصف. (b) الهيستوغرام.



الشكل 8–11 نتيجة التعتيب الآلي عند القيمة 100.



الشكل 8–12 (a) الصورة بعد التوسيط بمرشح 5×5. (b) نتيجة التعتيب آليا عند العتبة 106. (c) العتبة مع الهيستوغرام.



الشكل 8–13 (a) نتيجة الضبط اليدوي للعتبة عند القيمة 92.(b) الهيستوغرام والعتبة.

8-1-2-1-1 الاختيار الآلي للعتبة

Automatic selection of the threshold

يمكن اختيار العتبة آليا بأكثر من طريقة:

1 – طريقة الوادي: يبين الشكل 8-7 أن الشكل العام للهيستوغرام هو تلّتين بينهما واد، للنموذج الأول، وثلاث تلال بينها واديان للنموذج الثاني. يتم اختيار العتبة في النموذج الأول في منطقة الوادي، أي القيمة الدنيا بين التلّتين. في الحالة العملية يحتوي الهيستوغرام الكثير من التعرجات بحيث يصعب إيجاد القيمة الدنيا، ولذلك يتم تنعيم الهيستوغرام بالتوسيط بشكل مناسب بحيث يصبح الوادي أكثر وضوحا.

2 – إذا تعذر إيجاد العتبة بطريقة الوادي، يمكن استخدام الطريقة الثانية التي تعتمد على اختيار عتبة بقيمة بدائية ثم اعتمادا على متوسط السويات الرمادية فوق العتبة وتحتها يتم تعديل هذه العتبة آليا على خطوات إلى أن نصل إلى القيمة الأفضل وفقا لطريقة التقريب اعتمادا على المتوسطات كما يلي:

يتم اختيار العتبة الإجماليةبهذه الطريقة آليا وفق الخطوات التالية:

1 – اختر التقدير الأولي للعتبة.

2 – جزّئ الصورة مستعملا T مقسما الهيستوغرام إلى مجموعتين: المجموعة الأولى G1، وتتضمن جميع العناصر ذات القيمة الأكبر من T، و G2 التي تضم العناصر التي قيمتها أصغر أو تساوي T.

3 – احسب متوسط السوية الرمادية $\mu 1$ و $\mu 2$ في المنطقتين G1 و G2، على التوالي.

4 – احسب قيمة جديدة للعتبة:

$$T = 1/2\ (\mu 1 + \mu 2)$$

5 – أعد الخطوات 2–4 حتى يصبح الفرق بين قيمتين متتاليتين للعتبة أصغر من قيم محددة T_0.

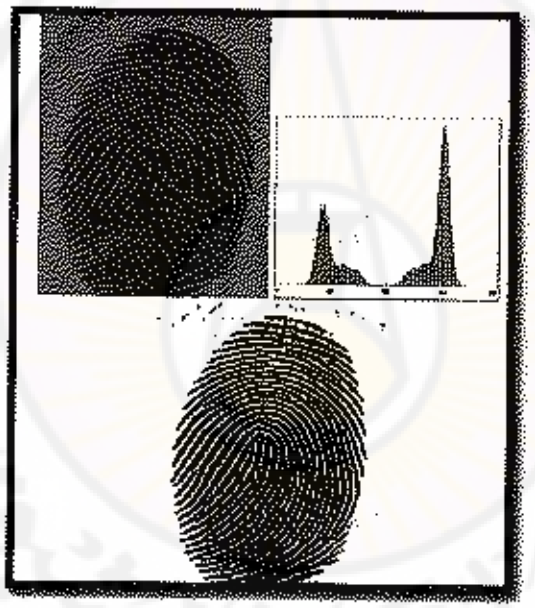
إذا كان حجم الأجسام والخلفية متقاربين، يمكن اختيار متوسط السويات الرمادية كقيمة أولية للعتبة. أما إذا كانت الخلفية أكبر بكثير من الأجسام أو العكس، فعندئذ يفضل اختيار القيمة الأولية للعتبة في منتصف المجال الديناميكي بين القيمة العظمى والصغرى للسويات الرمادية.

8–1–2–1–2 أثر طبيعة الصورة في صحة الاختيار الآلي للعتبة

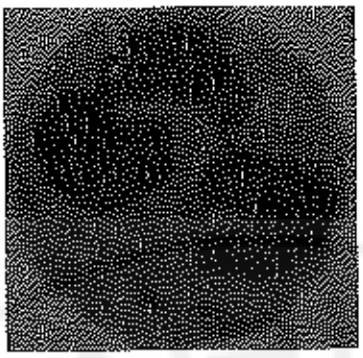
لاحظنا في الأمثلة السابقة أن الاختيار الآلي للعتبة يقترب أداؤه من الشكل الأمثل ولكن احتجنا لقليل من الضبط اليدوي للحصول على أفضل تعتيب. وكما ذكرنا فإن السبب في ذلك كان تداخل السويات الرمادية في مناطق موضعية في الأجسام مع الخلفية. أما إذا لم يكن هناك تداخل مع الخلفية فيمكن أن تعطي طريقة الاختيار الآلي المشروحة أعلاه أفضل النتائج، كما في الشكل 8–14 الذي يبين نتيجة تعتيب آلي لبصمة إبهام مع الهيستوغرام التابع لها، والذي نورده للمقارنة فقط.

8-1-2-1-3 التعتيب باستخدام عدة عتبات Multi-thresholding

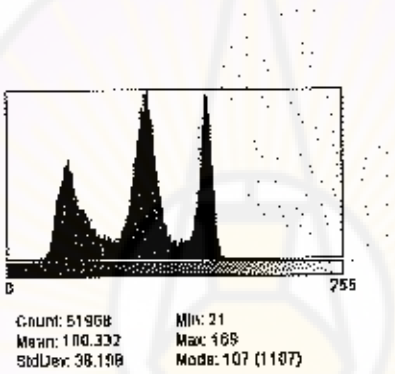
يستخدم هذا النوع من التعتيب من أجل الصور التي تتبع للنموذج الثاني الموضح في الشكل 8-7. إن صورة كرية الدم البيضاء هي أفضل مثال في مجال التطبيقات الطبية لتوضيح هذا النوع من التعتيب. تتكون كرية الدم البيضاء من النواة والغشاء السيتوبلاسمي وخلفية الصورة، وبالتالي لدينا ثلاث مناطق متمايزة السويات الرمادية، مما ينتج هيستوغراما شبيها بذاك المبين في الشكل 8-7. يبين الشكل 8-15(a) صورة كرية بيضاء،ويبين الشكل 8-15(b) هيستوغرامها ذا التلال الثلاث.



الشكل 8-14 صورة بصمة مع هيستوغرامها والصورة بعد التعتيب باختيار العتبة الإجمالية آليا.



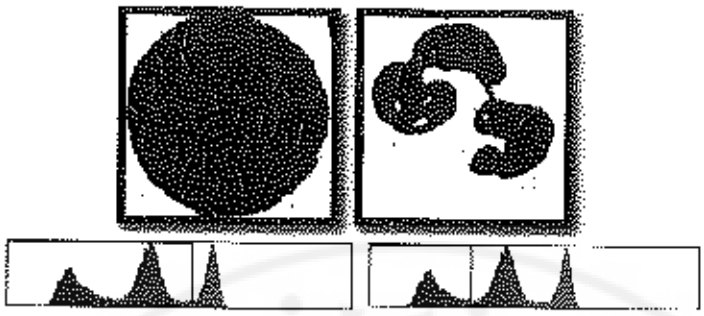
الشكل 8–15(a) صورة كرية بيضاء



الشكل 8–15(b) هيستوغرامخلية دم بيضاء ذو التلال الثلاث. التلّة اليمنى للنواة، والتلّة المنخفضة اليسرى للخلفية، والمتوسطة للغشاء السيتوبلاسمي.

استخدام العتبتين بشكل إفرادي

يبين الشكل 8–16 استخدام العتبة T1 لفصل النواة التي تشكل الجسم الأعتم في الصورة حيث فصلت النواة عند العتبة 79، والغشاء عند العتبة 137.



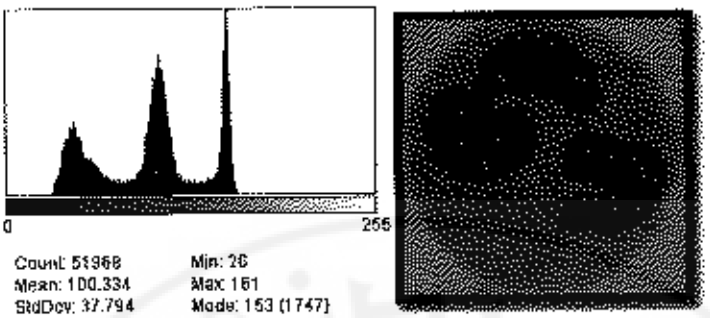
137 79

الشكل 8–16 فصل النواة عند العتبة T1=79، وجسم الخلية عند العتبةT2=137.

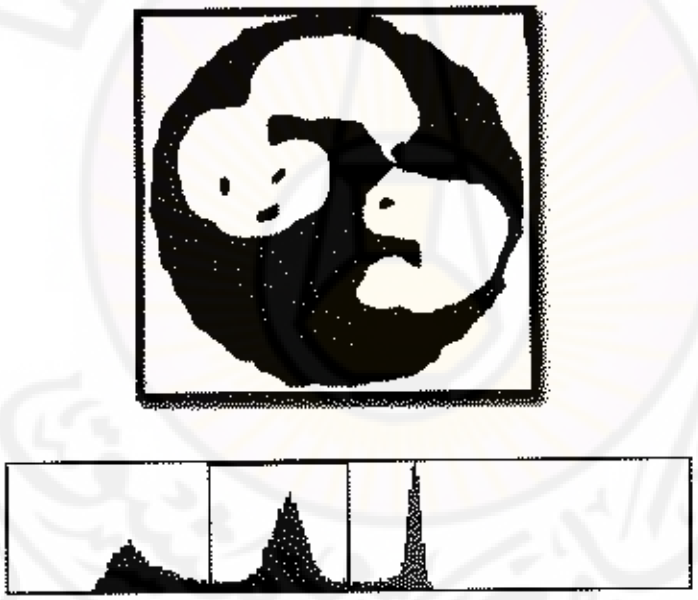
8–1–2–1–4 التعتيب المتعدد للنواة والغشاء بعد توسيط الصورة

إذا أردنا أن نحصل على مكونات الصورة معتبة في صورة واضحة بأفضل ما يمكن، نتذكر في المثال السابق أن التوسيط أعطى نتيجة تعتيب أفضل، لأن قيم عناصر الصورة تصبح أكثر تجانسا. يبين الشكل 8–17 صورة الخلية بعد التوسيط بمرشح أبعاده 5×5 مع الهيستوغرام الناتج. وللحصول على كل من النواة والغشاء السيتوبلاسمي، نعطي العناصر الموافقة للتلة الوسطى التابعة للغشاء اللون الأسود، والعناصر التابعة للنواة والخلفية (التلتان اليسرى واليمنى نعطيهما اللون الأبيض، وبذلك نحصل على الصورة المبينة في الشكل 8–18.

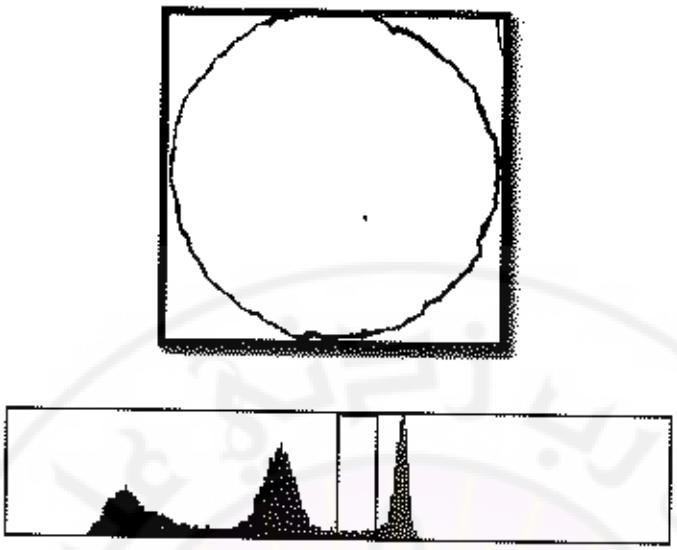
في الحقيقة، يعطينا التعتيب المتعدد خيارات عديدة، فعلى سبيل المثال، يمكن أن نستخلص الحدود الخارجية للخلية بعتبتين متقاربتين عند الحدود الفاصلة بين الخلفية والغشاء السيتوبلاسمي، كما هو مبين في الشكل 8-19. ونترك وضع شروط التعتيب كتمرين للطالب. وبشكل مماثل، يمكن استخلاص حدود النواة كما في الشكل 8–20.



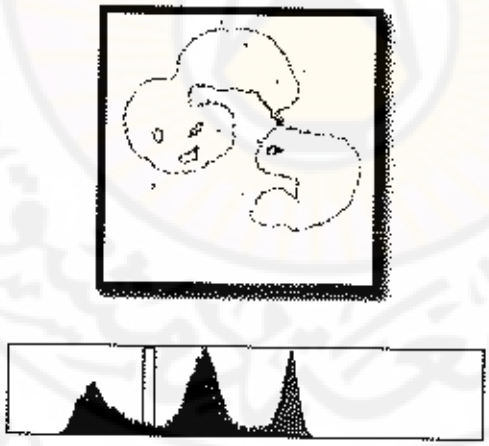
الشكل 8–17 صورة الخلية بعد التوسيط بمرشح أبعاده 5×5 مع هيستوغرامها.



الشكل 8–18 نتيجة التعتيب باستخدام العتبتين T1=76 و T2=128 وإعطاء عناصر الغشاء الواقعة بينهما اللون الأسود وباقي العناصر اللون الأبيض.



الشكل 8–19 نتيجة التعتيب باستخدام عتبتين متقاربتين لاستخلاص حدود الغشاء السيتوبلاسمي (قيمتا العتبتين هما 127 و 134).

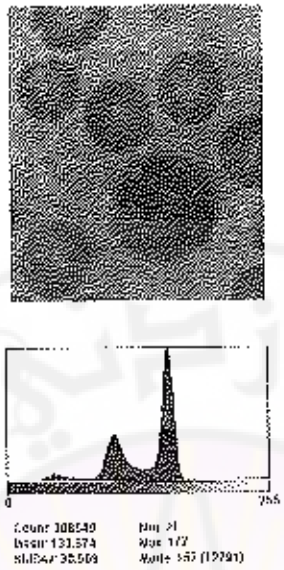


الشكل 8–20 نتيجة التعتيب باستخدام عتبتين متقاربتين لاستخلاص حدود النواة (قيمتا العتبتين هما 73 و 79).

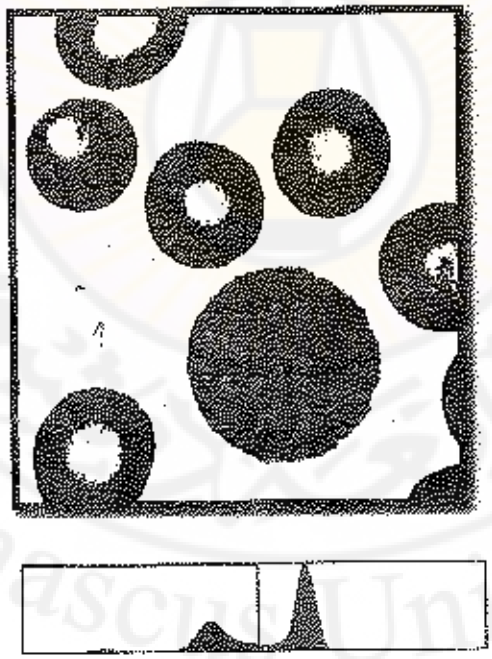
8-1-2-1-5 التعتيب متعدد العتبات لحالة معقدة

استعرضنا في المقطع السابق التعتيب متعدد العتبات بالنسبة إلى صورة بسيطة تحتوي جسما واحدا يتبع للنموذج الثاني للهيستوغرام. في الحالة العامة يمكن أن تكون الصورة تحتوي عدة أجسام بعضها يتبع هيستوغرامه للنمط الثاني، وبعضها للنمط الأول ويكون الهيستوغرام الإجمالي هو مجموع الهيستوغرامين. سنستعرض نموذجا لهذه الحالة وهو صورة لطخة دم تحتوي كريات حمراء و بيضاء. يبين الشكل 8-21 صورة لطخة دم من هذا النوع. تحتوي هذه اللطخة كرية بيضاء هي تلك التي استخدمت في المثال أعلاه، إضافة إلى أربع كريات حمراء كاملة وسبع أخرى مجتزأة لوقوعها قرب إطار الصورة، وبطبيعة الحال، الخلفية الفاتحة نسبيا هنا أصبحت مساحتها أكبر مقارنة بالحالة السابقة. بالنتيجة، أصبحت التلة الكبرى (اليمنى في الهيستوغرام) تابعة للخلفية، يليها إلى اليسار القمة الثانية التابعة للكريات الحمر، و جزء من الكرية البيضاء، والقمة الثالثة تابعة للنواة في الكرية البيضاء. وفي المحصلة الهيستوغرام هنا أيضا هو هيستوغرام متعدد القمم، ويمكن استخدامه للتعتيب متعدد العتبات مع الأخذ بالاعتبار الملاحظات التي ذكرناها أعلاه على بنيته.

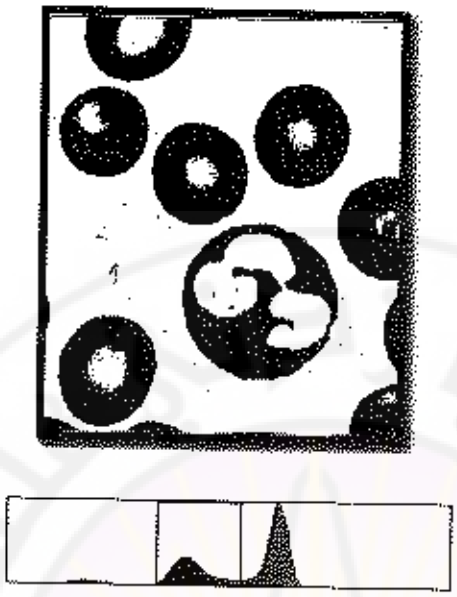
سنعرض فيما يلي بعض عمليات المعالجة على هذه الصورة مرفقين النتيجة بالهيستوغرام مع ترك تحليل النتيجة كتمرين للطالب أو القارئ عموما.



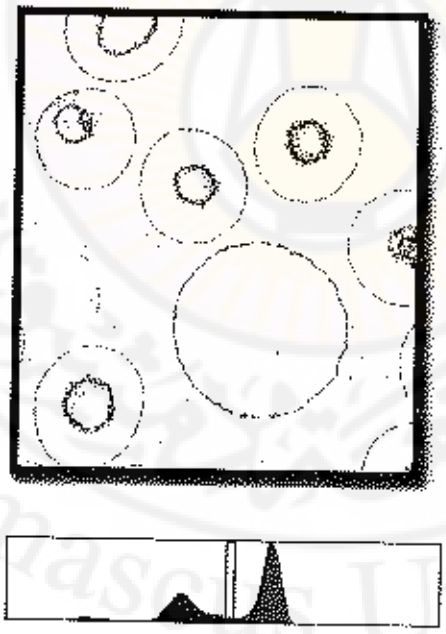
الشكل 8–21 لطخة دم مع هيستوغرامها.



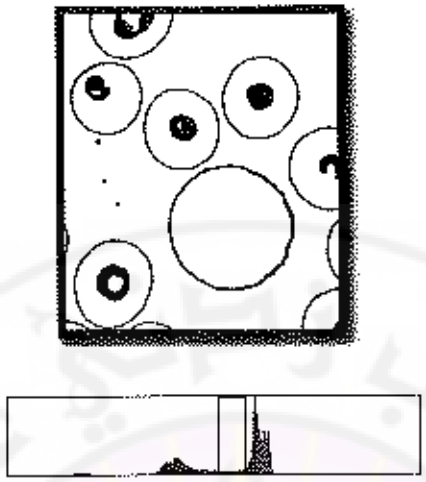
الشكل 8–22 التعتيب بعتبة واحدة قيمتها 130.



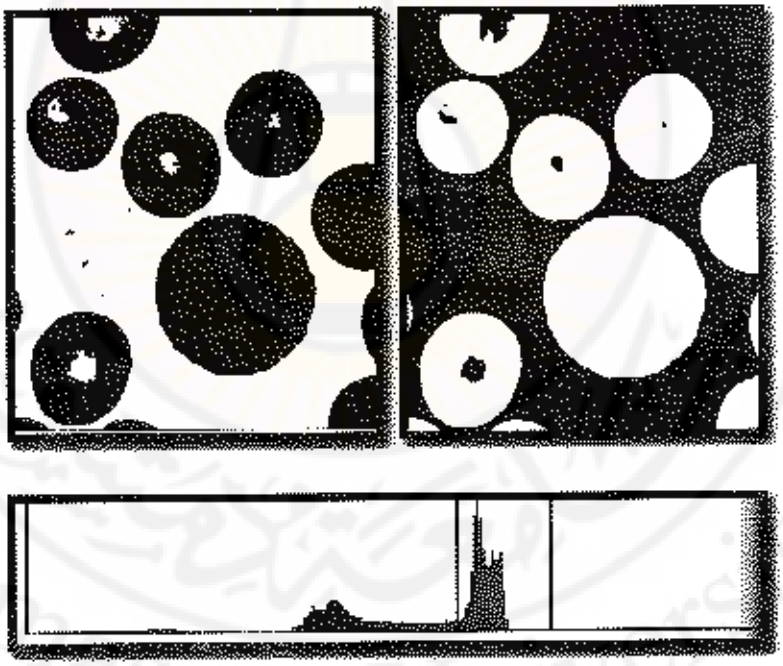
الشكل 8–23 التعتيب بعتبتين قيمتاهما 87 و 135.



الشكل 8–24 التعتيب بعتبتين قيمتاهما 130 و 135.



الشكل 8–25 التعتيب بعتبتين قيمتاهما 131 و 148 بعد التوسيط.



الشكل 8–26 التعتيب باستخدام العتبتين 147 و 172.

(التفسير تمرين للطالب).

نستخلص مما سبق أنه خلافا للتعتيب وحيد العتبة الذي يمكن أن يستخدم للفصل بين الأجسام والخلفية، يعطي التعتيب المتعدد خيارات متعددة ذات تطبيق عملي مفيد.

8-1-2-1-6 التعتيب الديناميكي Dynamic thresholding

عندما تكون خلفية الصورة غير متجانسة، أي أن متوسط السوية الرمادية يتغير من منطقة لأخرى في الصورة وفي الوقت نفسه يمكن أن تكون السويات الرمادية للخلفية في مناطق معينة من الصورة أعلى منها في مناطق أخرى، تتداخل قيم الخلية وقيم الأجسام ويصبح الهيستوغرام أحادي النمط. في هذه الحال، لا يمكن استخدام عتبة إجمالية واحدة global لتعتيب الصورة، بل يجب استخدام عتبة متغيرة حسب الموضع الحيزي. يمكن ان يتم ذلك بتقسيم الصورة الأصلية إلى عدة صور فرعية sub-images اعتمادا على الانحراف المعياري للسويات الرمادية. بعد ذلك، يمكن تعتيب كل صورة فرعية بالطريقة الآلية التي ذكرناها أعلاه. أو يتم اختيار عتبة إجمالية ثم تعدل قيمتها لكل عنصر تبعا لإحصائيات الصورة في جوار محدد للعنصر وغالبا ما يكون التعديل يتبع لقيمة المتوسط والانحراف المعياري لسويات الرمادية في الجوار المذكور وفق علاقة رياضية مناسبة (Gonzalez 2002).

8-1-2-2 التجزيء المعتمد على المناطق

Region oriented segmentation

يعتمد هذا النوع من التجزيء على أن الصورة مكونة من مجموعة من المناطق (الأجسام) بحيث أن كل منطقة تشكل مركبة متصلة وفق معيار تشابه معين (أن يكون لجميع عناصر هذه المنطقة سويات رمادية لا تختلف بأكثر من 10% على سبيل المثال).

ويمكن أن يضاف معيار آخر كأن يكون الانحراف المعياري للسويات الرمادية في هذه المنطقة يقع ضمن نطاق معين. توجد أكثر من تقنية تعتمد على هذا المبدأ، وسنشرح طريقة توسيع المناطق بتجميع العناصر لأنها فعالة وسهلة التنفيذ.

8-1-2-2-1 توسيع المناطق بتجميع عناصر الصورة

Region growing by pixel aggregation

تعتمد هذه الطريقة على اختيار نقطة بداية (بذرة seed) وتجميع العناصر المجاورة والمشابهة لها (بالسوية الرمادية أو اللون أو التركيب،..)، وفقا للخطوات الأساسية التالية:

1 – نختار عنصر صورة محدد كنقطة بداية (بذرة).

2 – نضم إليها كل نقطة مجاورة (عنصر صورة) تشبهها وفق معيار معين (الفرق المطلق في السوية الرمادية أقل من 10، على سبيل المثال).

3 – نتابع الضم إلى أن نصل إلى الحالة التي لا يبقى فيها نقاط قابلة للضم.

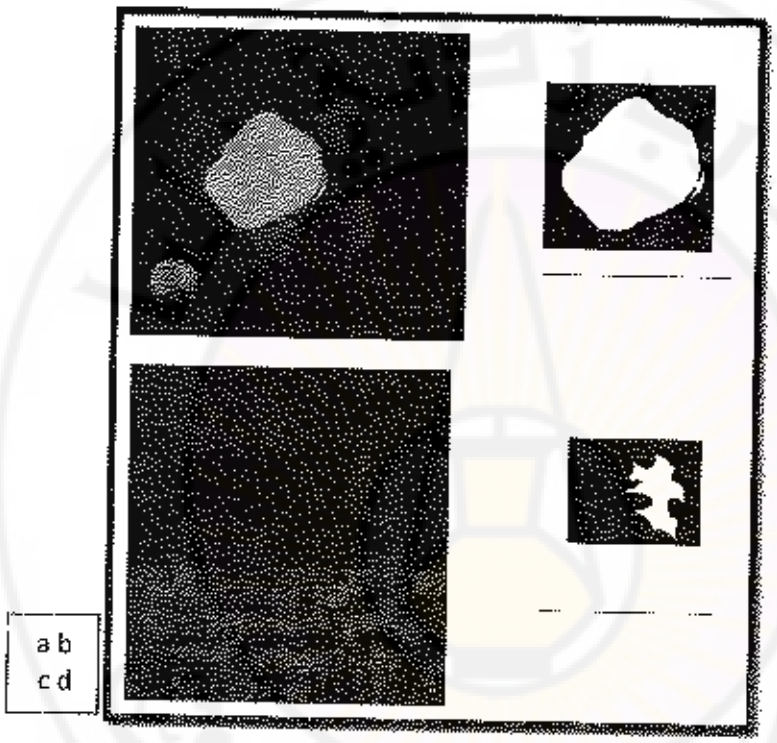
كان ذلك هو المبدأ العام، ويجب أن ننتبه في التطبيق العملي لما يلي:

آ – يكون عدد نقاط البذور بعدد المناطق المميزة في الصورة.

ب – يمكن أن تختار النقاط بشكل تفاعلي بوساطةمؤشر الشاشة cursor.

ج – يمكن اختيار نقاط البذور آليا باختيار ذرى القمم الرئيسة في الهيستوغرام التي تتبع للبقع المرضية أو السليمة ذات الأهمية التشريحية، والتي يرغب بتجزيئها في الصورة.

يبين الشكل 8-27 (a)صورة شريحة دماغية تحتوي ورما في مرحلة متقدمة. ويبين (b) نتيجة تجزيء بقعة الورم بطريقة تجميع العناصر وبتحديد نقط البذرة تفاعليا، ويبين(c) بقعة ورمية أصغر، ويبين الشكل (d) نتيجة تجزيئها بالطريقة نفسها.



الشكل8-27 (a) شريحة دماغ تحتوي بقعة ورمية. (b) بقعة الورم مستخلصة تفاعليا بطريقة تجميع العناصر. (c) شريحة مختلفة. (d) البقعة مستخلصة.

8-1-2-2-2 الاختيار الآلي لنقاط البذور

يتم الاختيار الآلي لنقاط البذور في الصور التي تحتوي تجمعات واضحة على أساس قمم هذه التجمعات، ثم يتم تجميع العناصر وفق معيار أو معايير محددة تضمن التجزيء الصحيح.

في الصور المعقدة كصور الدماغ حيث يوجد العديد من التجمعات، يفضل الاختيار التفاعلي باستخدام الهيستوغرام مباشرة. فعلى سبيل المثال، نجد في هيستوغرام صورة الدماغ المبينة في الشكل8-27(a) والمبين في في الشكل 8-28، أربعة تجمعات أساسية مرقمة 1 و 2 و 3 و 4 و هي:

"1": يتبع لبقعة الورم التي تم تجزيئها تفاعليا في الشكل 8-27(b).

"2": يتبع للفصوص الرمادية الثلاثة على يمين بقعة الورم وأعلاها وأسفلها.

"3": يتبع لبقية أجزاء الدماغ الرمادية الغامقة والتجاويف الداكنة المحيطة بها.

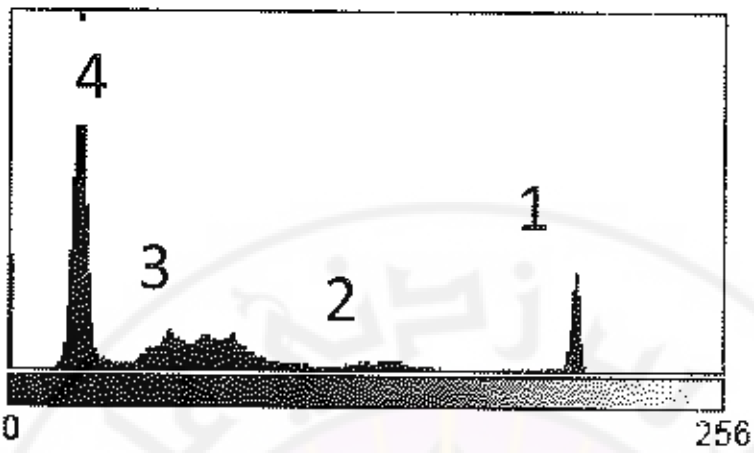
"4": يتبع للمخلفية القريبة من السواد.

فإذا أردنا تجزيئا صحيحا، علينا أن نختار نقاط البذور في مراكز هذه التجمعات في الهيستوغرام واختيار شروط الضم بشكل مناسب.

والجدير بالذكر هنا أن تجزيء البقعة الورمية هو الأسهل لأن التشابه على أساس السوية الرمادية كان كافيا.

8-1-3 تقنيات أخرى للتجزيء

بطبيعة الحال، لم نستنفذ تقنيات التجزيء فيما عرضناه حتى الآن، حيث توجد تقنية الشطر والدمج split and merge والتي تتم على أساس المناطق، وتقنية البرك (تجمعات المياه watershed)، وتقنيات أخرى. ولمن يرغب في الاستزادة يمكن أن يرجع إلى المراجع ذات الصلة مثل Gonzalez 2002.



Count: 93148	Min: 0
Mean: 64.35	Max: 229
StdDev: 56.45	Mode: 24 (7650)

الشكل 8–28 هيستوغرام الصورة في المبينة في الشكل 8–27(a).

8–1–4 استعمال الحركة في التجزيء

يستعمل الإنسان والحيوان الحركة في استشعار وجود الأجسام في البيئة المحيطة. ويتم الشعور بالأجسام المتحركة نتيجة فرق في المنظر بين لحظة وأخرى. وقد يكون هذا الفرق مطراً ساقطاً، أو جسماً طائراً أو متحركاً من مكان لآخر.

يمكن استخدام المبدأ نفسة في تجزيء الصور المتحركة بوساطة الحاسوب عن طريق طرح صورة أخذت في لحظة ما t_2، من صورة سابقة للجسم نفسه أخذت في لحظة سابقة t_1 على أساس العنصر، أي طرح كل عنصر من الصورة الأولى من العنصر المقابل له من الصورة الثانية لإنتاج صورة الفرق.

فإذا كانت الصورة الأولى $f(x, y, t_1)$، و الصورة الثانية $f(x, y, t_2)$، تكون صورة الفرق:

$$d_{ij}(x,y) = f(x, y, t_2) - f(x, y, t_1)$$

ويمكن تشكيل صورة الفرق على شكل صورة ثنائية يأخذ عنصرها قيمة الواحد إذا تجاوز الفرق في السوية الرمادية بين الصورتين قيمة معينة تحدد بعتبة T.

يمكن استخدام هذه الطريقة في مجال الصور الطبية التي يتم الحصول عليها قبل أخذ عنصر مشع يتخامد مع الزمن وبعده. وتبعا للهدف المطلوب من المعالجة يمكن استخدام تقنيات أخرى تطرقنا إليها في هذا الكتاب لتحقيق الهدف المرجو.

8-2 تمثيل الصور ووصفها

Image representation and description

بعد أن تجزأ الصورة إلى مناطق باستخدام طريقة مناسبة يهمنا تمثيل مجمل العناصر المجزأة الناتجة ووصفها بشكل ملائم لمعالجة لاحقة بالحاسوب.

لدينا من حيث المبدأ خياران لتمثيل منطقة ما:

1 – اعتمادا على خواصها الخارجية، أي حدودها.

2 – اعتمادا على خواصها الداخلية، أي العناصر المكونة لها.

إن اختيار أسلوب تمثيل معين هو جزء واحد فقط من مهمة جعلها مفيدة للتعامل معها بالحاسوب. المهمة الثانية هي وصف المنطقة بناء على التمثيل المختار. فعلى سبيل المثال، يمكن أن نمثل منطقة ما بحدودها، ويمكن أن نصف الحدود بخصائص مثل الطول وتوجيه الخط المستقيم الواصل بين نقاط النهايات وعدد التقعرات في الحدود.

يختار التمثيل الخارجي بشكل عام عندما يكون التركيز الرئيس على خصائص الشكل (وتسمى أيضا الخصائص المورفولوجية)، في حين يختار التمثيل الداخلي عندما يتركز الاهتمام على خصائص الانعكاسية كاللون والتركيب texturc. وفي أي تمثيل نختاره، يهمنا أن تكون الخصائص المختارة كواصفات غير حساسة بقدر الإمكان للتغيرات في القياس (الحجم) والنقل والدوران.

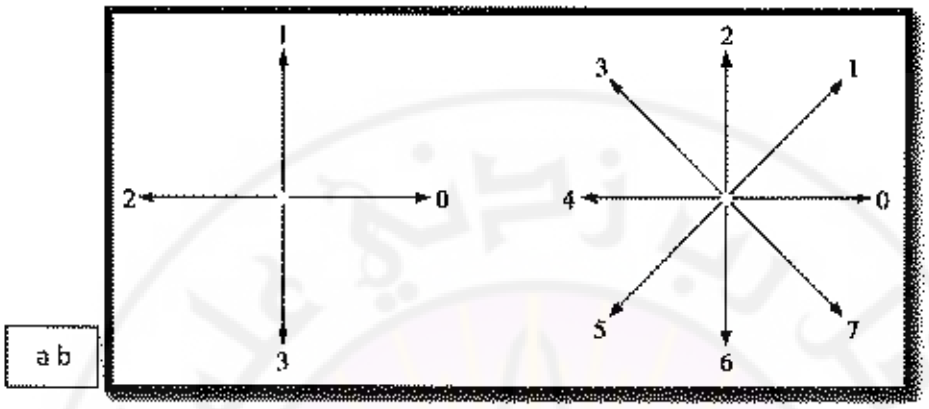
8-2-1 التمثيل

تعطي تقنيات التجزيء التي عرضناها في الفصل السابق معطيات خام على شكل عناصر على طول الحدود، أو عناصر ضمن منطقة معينة. وعلى الرغم من أن هذه المعطيات تستعمل أحيانا بشكل مباشر للحصول على الواصفات، (في تحديد تركيب منطقة ما، على سبيل المثال)، فإن استعمال طرائق تضغط المعطيات في تمثيلات أكثر فائدة في حساب الواصفات أمر متبع. سنعرض في هذا الفصل بعض أهم طرائق التمثيل.

8-2-1-1 سلاسل الرموز chain codes

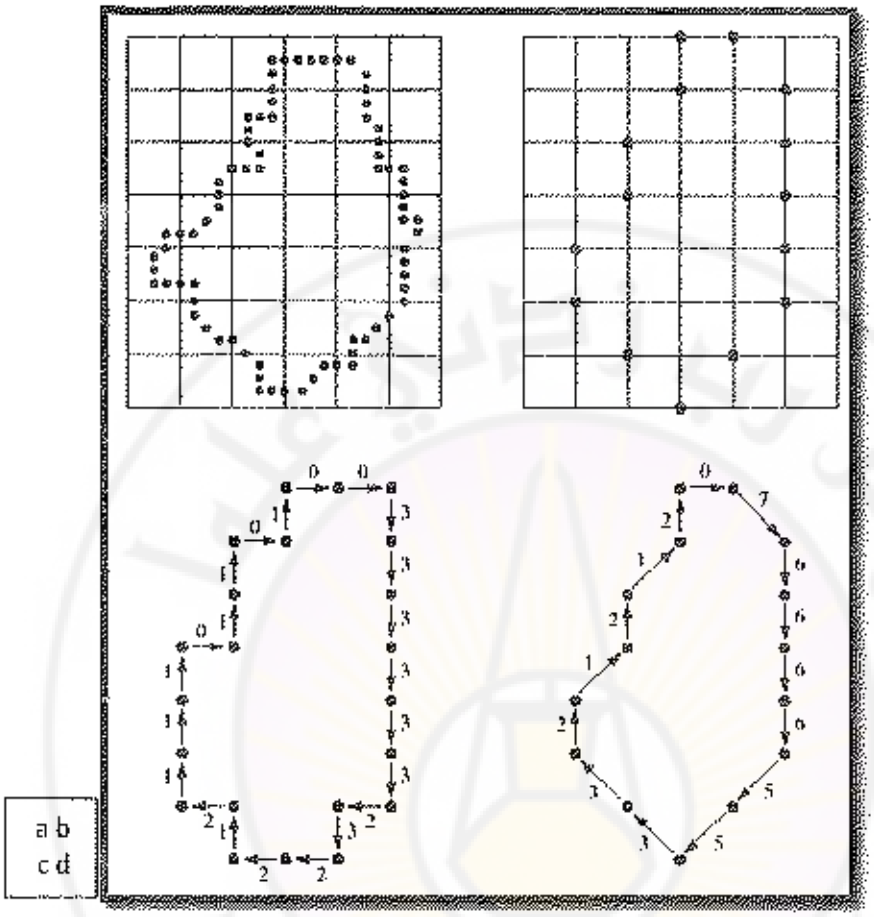
تستعمل سلاسل الرموز لتمثيل حدود صورة ما بخطوط مستقيمة متتابعة ومتصلة ذات أطوال واتجاهات محددة. ويبنى هذا التمثيل عادة على الاتصالية الرباعية أو الثمانية بين

الأجزاء، حيث يرمَّز اتجاه كل جزء باستعمال إحدى طريقتي الترقيم المبينتين في الشكل 8-29.



الشكل 8–29 الترميز الرباعي(a) والثماني(b) للاتجاهات.

يمكن أن نولد سلسلة رموز لعناصر حدود منطقة ما بتتبع الحدود، باتجاه عقارب الساعة على سبيل المثال، وتخصيص اتجاهات للأجزاء الواصلة بين كل زوج من العناصر. تعطي هذه الطريقة سلاسل طويلة جدا وحساسة للضجيج، لذلك يلجأ إلى إعادة اعتيان الحدود بشبكة ذات فواصل أكبر كما هو موضح في الشكل8–30(b). ويتم ذلك باستعراض الحدود، وتخصيص نقاط حدود لكل عقدة في الشبكة الكبيرة اعتمادا على قرب الحدود الأصلية من تلك العقدة. وتمثل الحدود المعاد اعتيانها والتي حصلنا عليها بهذه الطريقة بنظام الترميز الرباعي أو الثماني كما في (c) و (d)، على التوالي. ويكون ترميز (c) ابتداء من نقطة البداية العليا اليسرى على الشكل التالي: 00333333232212111 حتى نعود إلى نقطة البداية. وفي (d) يكون الترميز الثماني على الشكل التالي: 0766665533 إلى أن نعود إلى نقطة البداية.

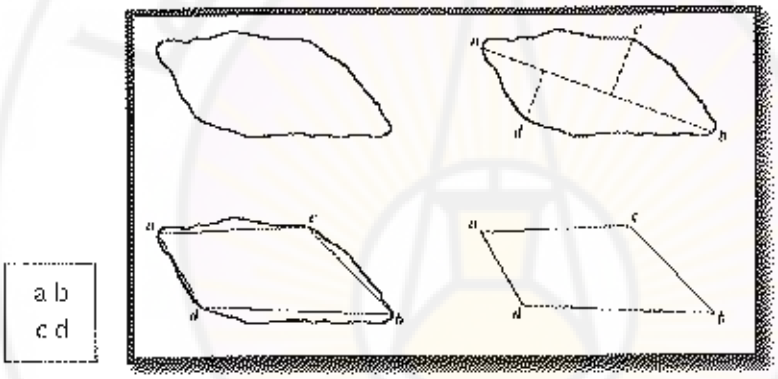


الشكل 8-30 إعادة اعتيان الحدود بفواصل أكبر وترميزها رباعيا وثمانيا.

8-2-1-2 تقريب الحدود بالتجزيء

يتم تقريب الحدود بتقسيمها إلى أجزاء محددة منها تتابعيا إلى جزأين فرعيين حتى يتم تحقيق معيار معين. فعلى سبيل المثال يمكن أن يكون المعيار ألا تتجاوز المسافة العمودية القصوى من جزء الحدود إلى الخط الواصل بين نهايتيه عتبة محددة مسبقا. فإذا زادت عن هذا الحد، تصبح النقطة الأبعد رأسا للمضلع، وتقسم بذلك الجزء الأولي إلى جزأين

فرعيين. إن ميزة هذه الطريقة أنها تبحث عن مناطق الانعطاف البارزة. و من أجل حدود مغلقة، فإن أفضل نقطتي بداية هما النقطتان الأبعد في الحدود. وكمثال، يبين الشكل 8-31(a) حدود جسم معين. ويبين (b) تقسيما فرعيا لهذه الحدود حول نقطتيه الأبعد. النقطة c لها المسافة الأبعد عن المستقيم ab من الجهة العليا، والنقطة d هي الأبعد من الجهة السفلى. يبين الشكل c نتيجة هذا الإجراء من أجل عتبة تساوي 0.25 من طول الخط ab. ولأنه لا توجد أية نقطة من أجزاء الحدود الجديدة لها مسافة أكبر من هذه العتبة عن الخط ab، ينتهي الإجراء هنا و النتيجة النهائية هي المضلع المبين في (d) الذي يقرّب الشكل الأساسي بشكل جيد.



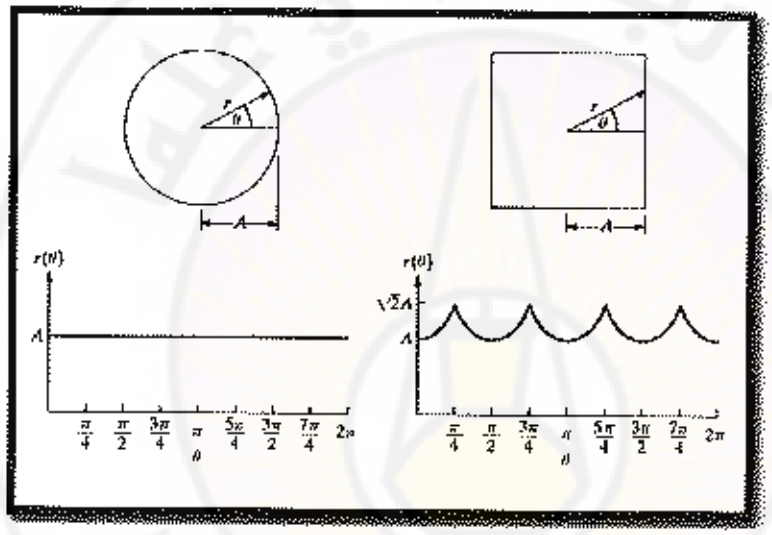
الشكل 8-31(a) شكل اختياري. (b) النقطتان الأبعد عن المحيط والنقطتان الأبعد من الأعلى والأسفل. (c) المضلع المشكل من النقاط الأربعة. (d) المضلع النهائي abcd.

8-2-1-3 التواقيع signatures

التوقيع هو تمثيل أحادي البعد لحدود منطقة أو شكل ما ثنائي الأبعاد، ويوجد عدد من الطرائق لتوليد التواقيع. إن إحدى أبسط هذه الطرائق هي رسم المسافة من المركز المتوسط

إلى الحدود كتابع للزاوية، كما هو موضح في الشكل 8–32. ومن المسلم به أن التوقيع أسهل للموصف من الحدود ثنائية الأبعاد.

يعتمد التوقيع المولد بالطريقة التي شرحناها على نقطة البداية وحجم الشكل. ويمكن التقييس بالنسبة إلى الحجم بتقييس المنحني $r(\theta)$ لتصبح قيمته العظمى تساوي الوحدة.



الشكل 8–32(a) توقيع دائرة. (b) توقيع مربع.

8-2-2 الوصف

8-2-2-1 بعض الواصفات البسيطة

آ – طول الكفاف

طول الكفاف هو أحد أبسط واصفاته. يمكن الحصول ببساطة على تقريب أولي له بعد العناصر على طول الكفاف. ومن أجل منحن مرمز بسلسلة رموز وفواصل في كلا الاتجاهين تساوي الوحدة، يعطى الطول بدقة بعدد المركبات العمودية والأفقيةمضافا إليها $\sqrt{2}$ مضروبا بعدد المركبات القطرية.

ب – قطر الحدود

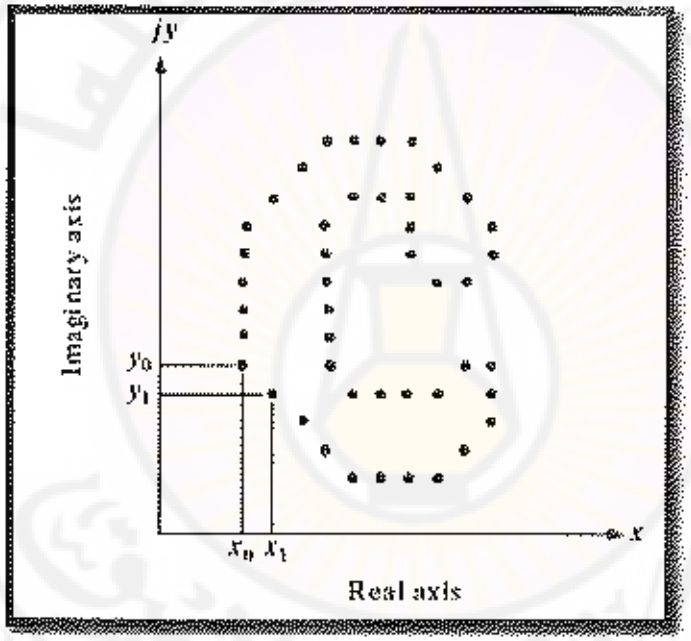
قطر الحدود أو "المحور الرئيس" هو الخط الواصل بين النقطتين الأبعد على الحدود. ويمكن إيجاد هاتين النقطتين بحساب المسافة بين كل نقطة وبقية النقاط على الحدود، وبعد ذلك تؤخذ النقطتان ذات المسافة الأبعد. وبديهي أنه إذا كان طول الحدود n نقطة فإن عدد العمليات اللازمة هي n^2 عملية حساب مسافة.

ج – التقوس

يعرف التقوس بأنه معدل تغير الميل، ويحسب عادة بجمع الفروق بين ميول أجزاء الحدود المتجاورة لتقليل أثر ضجيج الاعتيان. وباستعراض الحدود، باتجاه عقارب الساعة مثلا، نقول عن نقطة p إنها جزء من قسم محدب إذا كان تغير الميل عند النقطة غير سالب، وخلاف ذلك نقول أن النقطة تتبع لجزء مقعر. ويمكن أن نقول عن النقطة إنها جزء من مستقيم إذا كان تغير الميل أقل من عشر درجات.

8--2--2--2 واصفات فوريه Fourier descriptors

يمكن أن يستعمل تحويل فوريه المتقطع DFT كأساس لوصف الحدود بشكل كمي كما يلي: يمكن أن ننظر إلى أية منطقة حدود ،(منحن بشكل اختياري)، على أنها موجودة في المستوي العقدي حيث يكون المحور الإحداثي الشاقولي هو المحور التخيلي والمحور الأفقي هو المحور الإحداثي الحقيقي، ويصبح الإحداثيان (x, y) لكل نقطة في الكفاف المراد تحليله عددين عقديين كما مبين في الشكل 8–33.



الشكل 8–33 تمثيل لمنحني اختياري بسلسلة نقاط لوصفها بتحويل فوريه المتقطع.

ويشار إلى DFT لنقاط المنحني بواصف فوريه. ويمكن الاستفادة من خصائص تحويل فوريه التي تطرقنا إليها في الفصل الخامس في تقييس واصف فوريه بالنسبة إلى الحجم والدوران والنقل. يلخص الجدول المبين في الشكل 8–34 العلاقة بين المستوي الترددي

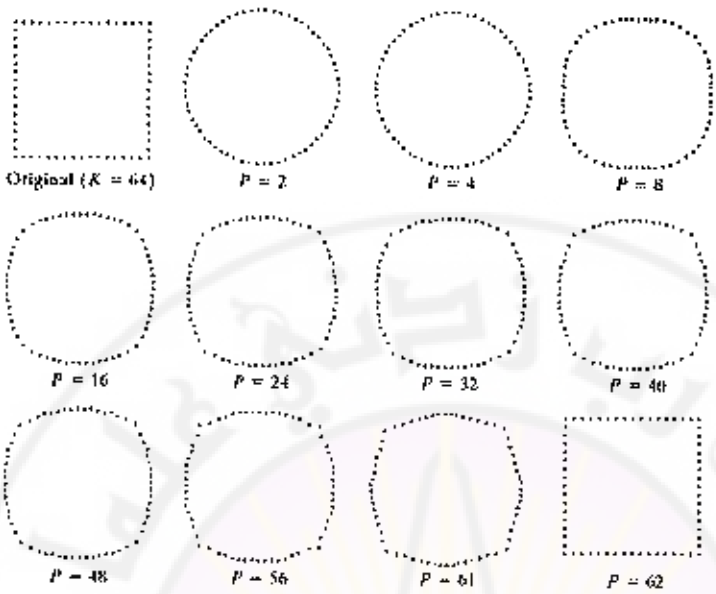
والمستوي الحيزي للعمليات الهندسية الأساسية التي تجرى عادة على الصورة. وتفيد معرفة هذه العلاقة في إجراء التقييس المرغوب أثناء العمل في المجال الترددي.

Transformation	Boundary	Fourier Descriptor
Identity	$s(k)$	$a(u)$
Rotation	$s_r(k) = s(k)e^{j\theta}$	$a_r(u) = a(u)e^{j\theta}$
Translation	$s_t(k) = s(k) + \Delta_{xy}$	$a_t(u) = a(u) + \Delta_{xy}\delta(u)$
Scaling	$s_s(k) = \alpha s(k)$	$a_s(u) = \alpha a(u)$
Starting point	$s_p(k) = s(k - k_0)$	$a_p(u) = a(u)e^{-j2\pi k_0 u/K}$

الشكل 8–34 العلاقة بين المستوي الحيزي والمستوي الترددي

لواصفات فوريه لمنحن اختياري.

وفي هذا السياق، من المفيد أن نتذكر المرونة التي يتيحها تحويل فورييه بانتقاء الدقة المرغوبة والاكتفاء بالحد الأدنى منها الذي يفي بالغرض الذي نعالج الصورة من أجله، كما بينا في الفصل الخامس. ومن أجل واصفات فورييه، إذا اكتفينا بعدد معين من المركبات ذات التردد الأخفض لكل نقطة يمكن التمييز بين أشياء كأشكال الطائرات المختلفة وأشكال بعض الفيروسات، والتمييز بين الكريات الحمر والبيض في صورة طبية، وبين البقع الورمية الحميدة والخبيثة. ولإعطاء فكرة عن درجة التقريب لمنحن معين حسب عدد المركبات الترددية المأخوذة بالحسبان، يبين الشكل 8–35 دائرة وصفت باستخدام 64 واصف فورييه (64 نقطة) مع الشكل المسترجع من واصفات فورييه باستخدم تحويل فورييه العكسي تبعا لعدد المعاملات المأخوذة بالحسبان (التي لم تعط القيمة صفر) في التحويل العكسي.



الشكل 8–35 دقة الشكل المسترجع من واصفات فوريه تبعا للمعاملات المأخوذة بالحسبان.

8–2–2–3 العزوم moments

تطرقنا في الفصل الرابع إلى استخدام العزوم محسوبة من الهيستوغرام لتحسين الصورة. ومن حيث المبدأ، يمكن حساب العزوم لأي منحن أحادي البعد كالتوقيع وأي منحن مغلق تم التعبير عنه بشكل مناسب أحادي البعد.

يمكن أن تشكل العزوم واصفات مفيدة فعلى سبيل المثال، يستخدم العزم الثاني (n=2) لقياس انتشار المنحني حول القيمة المتوسطة، ويستعمل العزم الثالث (n=3) لقياس تناظر المنحني بالنسبة إلى المتوسط.

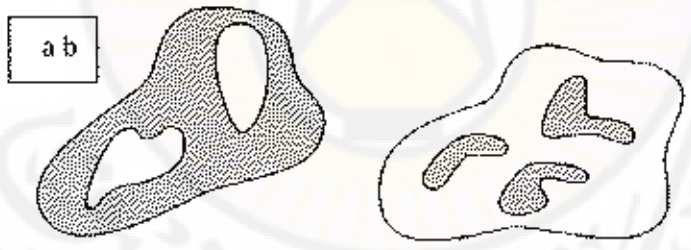
تحظى العزوم بشعبية كبيرة لأنها يمكن أن تنفذ مباشرة على الشكل ولها تفسير فيزيائي وهي غير حساسة للدوران ويمكن تقييسها بالنسبة إلى الحجم.

8-2-2-4 عدد أولر Euler number

هو واصف طوبولوجي مستقل عن الحجم والدوران والنقل ويعرف عدد أولر E بأنه عدد المركبات المتصلة C مطروحا منها عدد الثقوب H:

$$E = C - H$$

ويستخدم أساسا في المراحل النهائية للتصنيف والتفريق بين أشكال محددة تتفق في الخصائص الإحصائية لكنها قليلة للفصل طوبولوجيا بهذا الرقم. فعلى سبيل المثال، بالنسبة إلى المنطقة الأولى والثانية في الشكل 8-36 يكون عدد أولر 1- و 3 على التوالي.



الشكل 8-36 منطقتان: E = -1 من أجل (a) ، و E = 3 من أجل b.

8-2-2-5 واصفات التركيب الإحصائية

Statistical texture descriptors

إن إحدى أبسط الطرائق لوصف تركيب صورة معينة هي حساب عزوم الهيستوغرام. وكما ذكرنا يدعى **العزم الثاني** "التفاوت variance" وله أهمية خاصة في وصف التركيب، فهو قياس لتباين السويات الرمادية ويمكن استخدامه لتعريف واصفات للنعومة smoothness النسبية. فعلى سبيل المثال، تأمل الواصف التالي:

$$R = 1 - 1/(1+\sigma^2(z)).$$

بالتدقيق نجد أن:

قيمة R تساوي صفرا من أجل المناطق ذات الشدة الثابتة، مطلق النعومة، و

قيمة R تقارب الواحد من أجل قيم كبيرة للتفاوت σ^2، أي تركيبة خشنة المظهر للسويات الرمادية.

وكنتيجة، تعطي قيمة R مقياسا للنعومة النسبية في المجال (0-1).

العزم الثالث هو قياس لميل الهيستوغرام.

العزم الرابع هو قياس لدرجة تسطح الهيستوغرام النسبية.

أما **العزوم الأخرى** (الخامس فما فوق) فلا تتعلق بشكل مباشر بشكل الهيستوغرام، ولكنها تؤمن تمييزا إضافيا لمحتوى التركيب.

8-2-2-6 واصفات طيفية وبنيوية أخرى

Other spectral and structural descriptors

أوردنا حتى الآن تنوعا هاما من الواصفات الحيزية والطيفية والإحصائية، ولكنها غير استنفاذية، بمعنى أنه توجد واصفات طيفية وبنيوية أخرى. يمكن لمن يريد الاستزادة العودة إلى(عمار 1992 و 1993) و (Gonzalez 2002).

8-3 تعرف الصورة Image recognition

يقصد بهذا العنوان تعرّف الحاسوب الصورة بالمعنى العام. فإذا كانت الصورة بسيطة كصورة فيروس معين أخذتبمجهر ألكتروني، على سبيل المثال، يكون تعرف هذه الصورة هو معرفة أي نوع من الفيروسات تمثله. أما إذا كانت الصورة معقدة نسبيا كصورة لطخة دم تحتوي الكريات الحمراء والبيضاء والصفيحات، فإن تعرّف صورة من هذا النوع يجب أن يتضمن تمييز صورة كل نوع من هذه المكونات من النوع الآخر. في هذه المسألة، قد يكون ضروريا أن نستخدم كل ما تعلمناه في الفصول السابقة من معالجة أولية كتحسين التباين، و تخميد الضجيج أوبعض تقنيات التحزيء، ومن ثم التمثيل المناسب واختيار الواصفات التي تخدم غرض تعرف هذه المكونات لإعطاء أفضل أداء. إن اختيار بعض هذه التقنيات وتسلسل تطبيقها يعتمد على معرفة الشخص الذي يعالج هذه الصورة بطبيعة المسألة وبالتقنيات المختلفة المتعلقة بالموضوعات التي ذكرت أعلاه.

وإذا عالجنا الصورة بنجاح وجزأناها إلى مكوناتها بشكل مناسب، وتعرفنا كل مكوّن، يمكن أن ننتقل إلى مستوى أعلى من التعرف وهو التحليل والإدراك الكامل للصورة. هذا المستوى الأعلى سيتعلق بمعرفة مواضع هذه المكونات في الصورة وعلاقتها ببعضها من

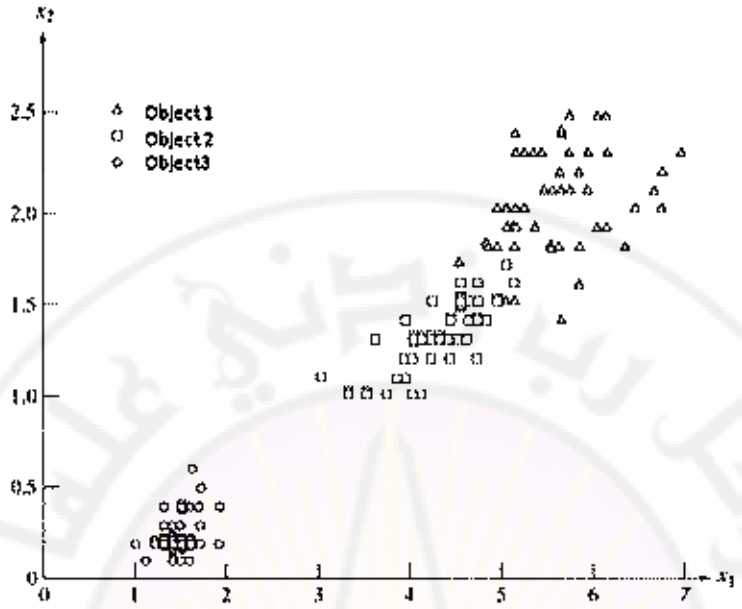
حيث الحجم والشكل والموضع وكثافة الوجود، إلخ.. ومدلولات هذه المعرفة من وجهة نظر طبية وصولا إلى تشخيص دقيق للحالة التي تمثلها الصورة. هذه المرحلة من التعرف والتحليل والتفسير هي أقصى ما يمكن أن نطمح إليه من نظام معالجة للصور وهو بدون شك، نظام مبني على المعرفة knowledge based system.

إن تعرُّف مكونات الصورة مرحلة حاسمة في نظام من النوع الذي ذكرناه، وسنتطرق فيما يلي إلى بعض تقنيات التعرف شائعة الاستخدام.

8-3-1 تصنيف أجسام مختلفة باستخدام الخصائص

يبين الشكل 8-37 ثلاثة أصناف من الأجسام حيث يمكن من الناحية العملية أن تكون هذه الأجسام (ثلاثة أنواع من الأقلام، أو ثلاثة أنواع من الفيروسات، أو ثلاثة أنواع من السيارات، ثلاثة أجسام مختلفة التكوين تماما). ويبين هذا المثال التوضيحي كيفية إمكان الفصل بين ثلاثة أصناف من الأجسام مع اختلاف إلى حد معين بين عينات كل صنف، وذلك باستخدام خاصتين فقط هما الطول والعرض.

وإذا كان لدينا شكل ما ونرغب في تحديد الصنف الذي يتبع له من بين الأصناف المرجعية المتوافرة، نحسب المسافة بينه وبين الأصناف المرجعية وننسبه إلى الصنف ذي المسافة الأدنى. هذا النوع من المصنِّفات classifiers يدعى مصنف المسافة الدنيا minimum distance classifier.



الشكل 8–37 توزع ثلاثة أصناف من الأجسام باستخدام خاصتي الطول والعرض. x_1هو الطول، و x_2 هو العرض.

8–3–2 قياس التشابه باستخدام المسافة

تطرقنا إلى عدد من طرائق قياس المسافة في الفصل الثاني، لكن أشهرها وأكثرها استخداما لأغراض التحقق والتعرف هي المسافة الأقليدية. المسافة بين نقطتين تعطي دلالة على مدى قربهما من بعض، وإذا أصبحت هذه المسافة صفرا نقول إن النقطتين انطبقتا وبالتالي أصبحتا نقطة واحدة (النقطة نفسها). الآن، إذا استعملنا قياس المسافة هذا بين متجهين vectors يتكون كل منهما من مجموعة خصائص (واصفات) استخلصت من جسمين objects أو منطقتين regions فإنه يعطي مؤشرا عن درجة تشابههما. فإذا كانت المسافة صفرا، كانا نسختين طبق الأصل من بعضهما

البعض، وإذا كان قياس المسافة صغيرا لدرجة كافية، كانت درجة الشبه عالية بين الجسمين واعتبرا من النوع نفسه، أما إذا كان أكبر من حد معين، تعدالجسمين مختلفين. سنصف هذا الكلام الآن بمعادلات رياضية:

لنفترض أن منطقتين وصفتا بمجموعة خصائص (عزوم أو واصفات أخرى)، ورتبت كل منهما على شكل متجه بحيث يصبح لدينا متجهان $\mathbf{x_1}$ و $\mathbf{x_2}$.

تعطى المسافة بين هذين المتجهين بالمعادلة التالية:

$$D(\mathbf{x_1}, \mathbf{x_2}) = |\mathbf{x_1} - \mathbf{x_2}| = ((\mathbf{x_1} - \mathbf{x_2})^T(\mathbf{x_1} - \mathbf{x_2}))^{1/2}$$

حيث يشير الحرف T إلى منقول المصفوفة، وهي هنا مصفوفة عمود. وباختصار فإن قياس التشابه similarity measure هذا هو الجذر التربيعي لمجموع مربعات الفروق بين مركبات المتجهين، التي هي بالضرورة الخصائص الواصفة للجسمين أو المنطقتين.

إن قياس التشابه هذا مناسب جدا لمعرفة ما إذا كان جسم أو منطقة ما (مركبة متصلة) وصفت بمتجه خصائص $\mathbf{x}$ مشابه لواحد من مجموعة أجسام معروفة مسبقا، أي وصف كل من هذه الأجسام بمتجه خصائص $\mathbf{x_i}$،حيث $(1 \le i \le n)$ و n هي عدد الأجسام المعروفة و الموصوفة بمتجهات $\mathbf{x_1}, \mathbf{x_2}, \ldots \mathbf{x_n}$. نقول في هذه الحالة: إن $\mathbf{x}$أكثر شبها بالواصف رقم i إذا كان $\mathbf{x}$ أقرب إلى $\mathbf{x_i}$ منه إلى أي متجه آخر، أي إذا كان:

$$D(\mathbf{x}, \mathbf{x_i}) < D(\mathbf{x}, \mathbf{x_j})$$

من أجل$(i \neq j)$ و $j = 1,2,3, \ldots, n$. ويمكن استخدام هذه الطريقة لأي نوع من الواصفات ما دام بالإمكان التعبير عنها بالصيغة الاتجاهية vector form.

مثال:

لدينا مرضان تتميز صور بقعهما بشكل معين وقد تم وصف شكل صورة بقعة كل منهما باستخدام التوقيع. ويعطى التوقيع لكل مرض منهما ممثلا بثماني عينات كما يلي:

توقيع صورة المرض الأول: $\mathbf{x_1}$ =(1 ،1 ،1، 1 ،1 ،1، 1 ،1)

توقيع صورة المرض الثاني:

$$\mathbf{x_2} = (1.4 ، 1 ، 1.4 ، 1 ، 1.4 ، 1 ، 1.4 ،1)$$

ولدى وصف صورة بقعة مرضية في صورة طبية تحت الاختبار، نتج التوقيع التالي:

$$\mathbf{x_t} = (1.39 ،1.1 ،1.38 ،0.89 ، 1.41 ،0.99 ،1.3 ،0.9)$$

و المطلوب:

إيجاد لأي من المرضين يتبع المرض الذي وصف من الصورة تحت الاختبار.

الحل:

نقيس التشابه بين البقعة في الصورة تحت الاختبار والتوقيعين المرجعيين:

$$D(x_t,x_1)=((1-0.9)^2+(1-1.3)^2+(1-0.99)^2+(1-1.41)^2+(1-0.89)^2+(1-1.38)^2+(1-1.1)^2+(1-1.39)^2)^{1/2} = 0.766.$$

$$D(x_1,x_2) = ((1.39 - 1.4)^2 + (1.1 - 1.4)^2 + (1.38 - 1)^2 + (0.89 - 1.4)^2 + (1.41 - 1)^2 + (0.99 - 1.4)^2 + (1.3 - 1)^2 + (0.9 - 1)2)^{1/2} = 0.2065.$$

بالمقارنة نجد أن $D(x_t, x_1) > D(x_t, x_2)$ وبالتالي فإن بقعة المرض تحت الاختبار تتبع للمرجع الثاني، وهو القريب من الشكل المربع كما يمكن أن نستنتج من التوقيع.

لو كانت الأجسام المرجعية أكثر من ذلك، $n=9$ على سبيل المثال، نتبع الطريقة نفسها ونحدد هوية المرض وفقا للمتجه المرجعي الذي يعطي قياس التشابه الأصغر.

لقد تم عرض هذا الموضوع بشكل مبسط، ويمكن لمن يرغب بالاستزادة الرجوع إلى (Gonzalez 2002).

8-3-3 استخدام قياس المسافة للتحقق

Using distance measure in verification

كان الاستخدام السابق لقياس المسافة في إطار التعرفrecognition. ومن جهة أخرى، يمكن استخدامه من أجل التحقق verification. فإذا كان لدينا متجه مرجعي يصف شكل نسيج مرضي معين، ولدينا مجموعة أشكال معروفة لنفس المرض، يمكن في هذه الحالة أن نستخدم الأشكال المعروفة للمرض نفسه كعينات تدريب training أو تعلم learning وذلك بحساب المسافة بين كل منها والمتجه المرجعي بعد وصفها بالطريقة نفسها. بعدئذ، إذا أعطينا شكلا لمعرفة ما إذا كان يتبع لهذا المرض أم لا، نصف هذا الشكل ونحسب المسافة بينه وبين المتجه المرجعي، فإذا

كانت ضمن المجال الذي نتج عن عينات التدريب، نعطي القرار بأنه يتبع للمرض نفسه، وإذا خرج عن هذا المجال، نقول إنه لا يتبع للمرض المعروف والموصوف بالمتجه المرجعي. بطبيعة الحال، تحديد "المجال" وبالتالي العتبة التي نأخذ القرار على أساسها بخصوص تبعية صورة الدخل لصنف الصورة المرجعية أمر يتطلب تقدير نسبة الخطأ المسموح بها، وهذا الأمر يقع خارج مجال هذا العرض إذ إنه يتعلق بإجراء بحوث دقيقة في مجال التحقق في أي مسألة من هذا القبيل، والتي قد تكون التحقق من صحة توقيع مكتوب أو بصمة إصبع أو هوية أي صورة ما. ومن يريد الاستزادة في هذا الموضوع يمكنه الرجوع إلى (عمار 2011).

8-3-4 المطابقة بالترابط matching by correlation

تستخدم هذه الطريقة لإيجاد التطابق بين صورة فرعية $w(x, y)$ حجمها $J \times K$ ضمن صورة $f(x, y)$ أبعادها $M \times N$ أكبر منها. تكون الصورة الفرعية عادة رمزا في خريطة كرمز المشفى أو رمز موقف الباص، ...، وقد تكون في التطبيقات الطبية صورة فيروس، أو صورة كرية حمراء أو بيضاء، أو صورة ورم محدد. و هذه الطريقة، ببساطة، نسخة أخرى من عمليات النافذة التي شرحناها في الفصل الرابع حيث إننا نستخدم الصورة الفرعيةبكل احتمالاتها التي ذكرناها أعلاه بدلا من النافذة الشهيرة 3×3. وبكلمات أخرى نحرك الصورة الفرعية من اليسار إلى اليمين، ومن الأعلى إلى الأسفل وعند كل عنصر، نجري عملية النافذة (ضرب قيم الصورة الفرعية بقيم عناصر الصورة الواقعة تحتها) ونضع النتيجة في صورة الخرج. هذا الكلام يوصف بالمعادلة الرياضية التالية:

$$c(x, y) = \sum_m \sum_n f(x, y)\, w(x+m, y+n)$$

حيث أن:

$c(x, y)$: صورة المطابقة

$f(m, n)$: الصورة المطلوب إيجاد التطابق ضمنها

$w(x+m, y+n)$: الصورة الفرعية (النافذة)

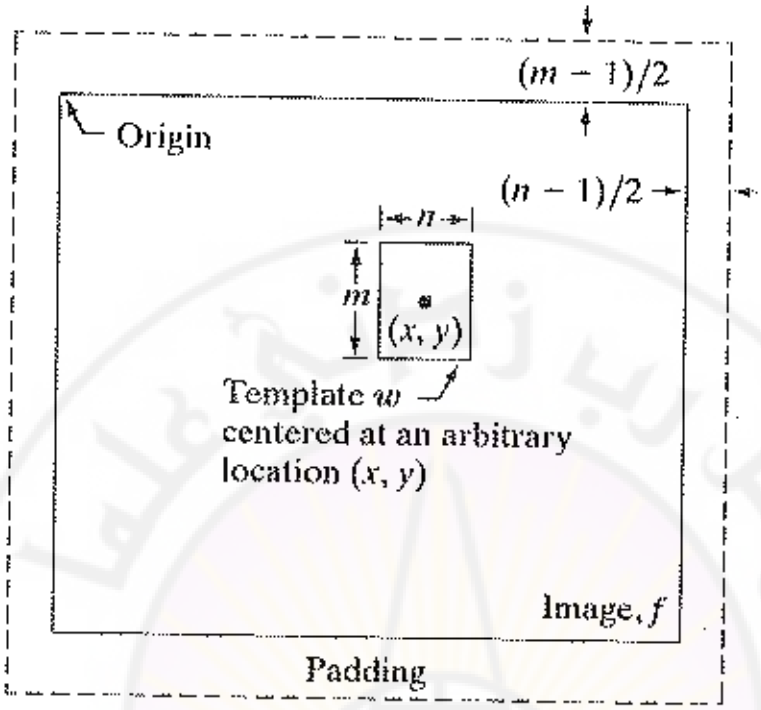
m و n : بعدا الصورة الفرعية.

يبين الشكل 8-38 رسما توضيحيا لعملية المطابقة.

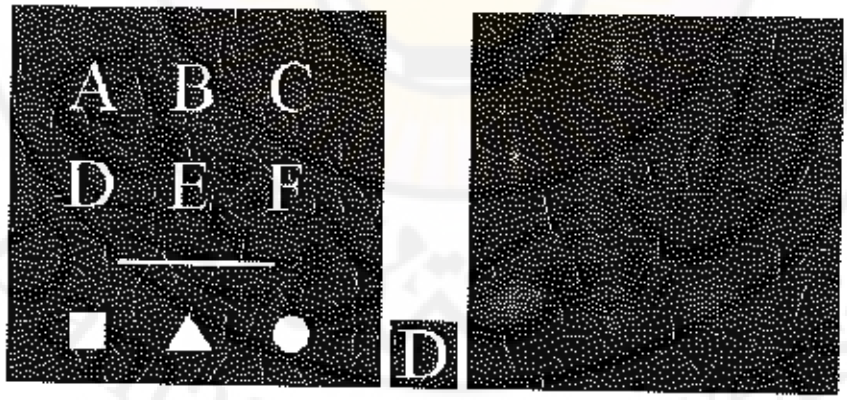
وكمثال عملي يبين الشكل 8-39 نتيجة مطابقة صورة فرعية هي الحرف "D" مع صورة تحتوي أشكالا مرجعية من ضمنها هذا الحرف. يتضح من الصورة الناتجة أن الاستجابة الأعلى (الأكثر بياضا) حصلت في موضع هذا الحرف في الصورة. و يمكن من حيث المبدأ، أن تكون الصورة الفرعية أي صورة طبية كفيروس أو كرية حمراء أو بيضاء.

8-3-5 تقنيات أخرى

توجد طرائق أخرى لتعرف الأشكال وتصنيفها كالشبكات العصبونية Artificial Neural Networks (ANN) التي يمكن إيجاد تفاصيل أكثر حول تطبيقاتها في هذا المجال في (Duda et al, 2000) و في (Rajasekaran S. et al, 2003)، والطرائق البنيوية structural والقواعدية Syntatctic في (Gonzalez 2002)، و آلة المتجه الداعم support vector machine في (E. Boser, et al, 1992)، كما توجد تفاصيل أخرى في هذا المجال وفي مجال استخلاص الخصائص والمعالجة في (Pratt W. K., 2001).



الشكل 8–38 رسم توضيحي لعملية المطابقة باستخدام صورة فرعية w(m, n).



الشكل 8–39 مثال عملي لنتيجة مطابق صورة فرعية "D" مع صورة تحتوي مجموعة أشكال مرجعية من ضمنها هذا الشكل.

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

الفصل التاسع

معالجة الصور الطبية والإظهار ثلاثي الأبعاد

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

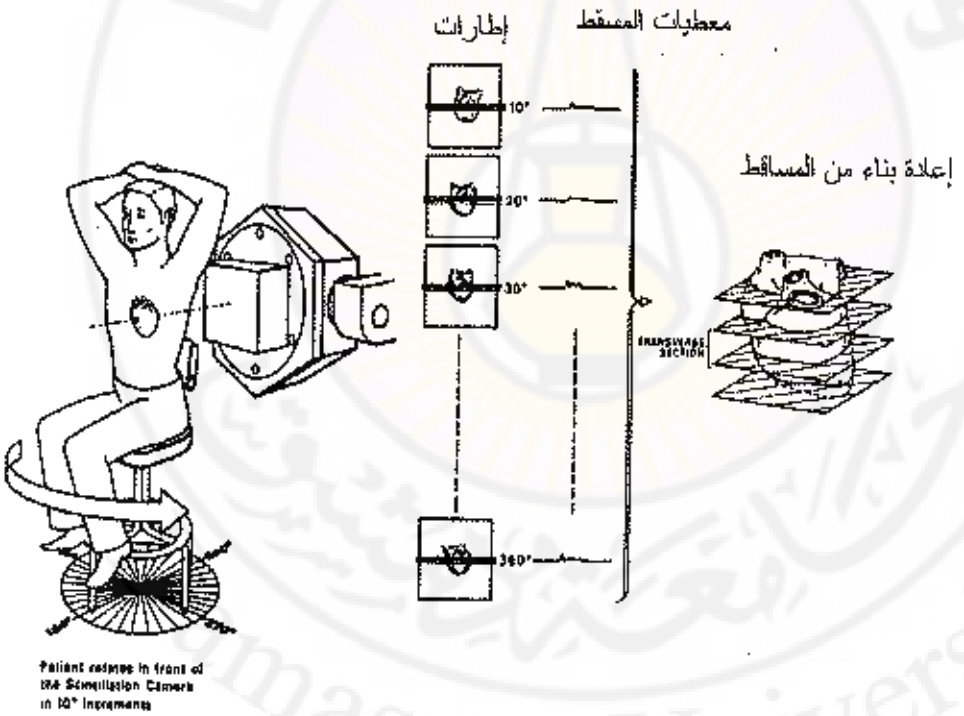
مقدمة

استعرضنا في الفصول السابقة في هذا الكتاب تقنيات معالجة الصور الطبية بطيفها الواسع في المجالين الحيزي والترددي وتطرقنا إلى تطبيقاتها العملية المختلفة. ولكن لا يكتمل موضوع معالجة الصور الطبية إلا بتقديم كيفية بناء الصور ثلاثية الأبعاد من الصور المقطعية ثنائية الأبعاد واستخداماتها في التشخيص والمعالجة، وهذا ما سنعرضه في هذا الفصل.

على مر العصور، لم تكن هناك إمكانية لتطوير المهارات في مجال العلوم الطبية بدون تقدم مرافق في مجال التقانة والمعرفة. دهش الناس كثيرا لرؤية جسم الإنسان من الداخل باستخدام الأشعة السينية لأول مرة، وكان لصور الأشعة السينية أثر كبير في تطور تشخيص ومعالجة الأمراض. و كانت إمكانية التصوير هذه هامة جدا في المجال الطبي، ولكنها صور ثنائية الأبعاد مستوية تظهر على أفلام أو على شاشة فوسفورية أو على لوح صورة تأيني لأشعة تمر عبر الجسم.

نجح هاونسفيلد في عام 1973 في تطوير التصوير المقطعي المحوسب (الطبقي المحوري) المعروف بالـ CT. ويمكن الحصول بهذه التقنية على صور على شكل مقاطع لجسم ثلاثي الأبعاد. وبعد ذلك، منح هذا العالم جائزة نوبل لما قدمه لمجال العلوم الطبية. يبين الشكل 9-1 مثالا لآلية ستخدام كاميرا التصوير الومضانية scintillation camera للتصوير المقطعي للقلب حيث يتم تدوير المريض بزوايا متتالية تزداد 10 درجات في كل خطوة، ويقوم الحاسوب ببناء الصورة المقطعية ثنائية الأبعاد على شكل أطر frames يمكن استخدامها لاحقا لبناء الصورة ثلاثة الأبعاد للعضو المصور، وهو القلب في هذا المثال.

لقد شكلت الصور الطبقية المحورية التي تبين مقاطع عرضية للجسم قفزة إلى عصر جديد في مجالي التشخيص والمعالجة وذلك بتصور شكل وموقع المرض من ملاحظة سلسلة متتابعة من هذه الصور. بهذه الطريقة، تمكن الطبيب من رؤية داخل الجسم وتشخيص المرض دون الحاجة لإجراء الجراحة. وتقدمت آلات تصوير هذا النوع من الصور بسرعة حيث ظهرت آلات بمبادئ مختلفة مثل آلات التصوير بالأشعة السينية والبوزيترونية وفوق الصوتية وتلك التي تستخدم الرنين المغناطيسي، إلخ...، و بفضل جودة نوعية الآلات الحديثة أصبح بالإمكان رؤية حتى تجعدات الدماغ البسيطة.



الشكل 9-1 مثال لآلية التصوير المقطعي للقلب.

و قد قام هيرمان في جامعة بنسلفانيا الأمريكية بتطوير تقنية لبناء الشكل الأصغري ثلاثي الأبعاد من الصور الطبقية المحورية باستعمال معالجة الحاسوب للصور. وبذلك، يقوم الحاسوب بعمل الطبيب في تصور الشكل ثلاثي الأبعاد وحفظه في ذهنه. وتبع ذلك تطوير برامج لبناء الشكل ثلاثي الأبعاد من الصور الطبقية المحورية في جامعة هامبورغ في ألمانيا وجامعة ناغويا في اليابان في الثمانينيات واستخدمت في بناء الصور ثلاثية الأبعاد للمومياء التي لا يسمح بفتحها. تبع ذلك نزول آلات قليلة تستطيع بناء الشكل ثلاثي الأبعاد لأعضاء الجسم من صور مقاطعه. ومع تقدم التكنولوجيا والعلوم الحاسوبية تبع ذلك أبحاث مكثفة في مختلف دول العالم نتج عنها حزم برمجية متطورة تستطيع بناء الشكل ثلاثي الأبعاد من الصور المقطعية واستخدمت في المعالجة والتشخيص والتعليم الطبي. ونعدد فيما يلي مجالات استخدام الأشكال ثلاثية الأبعاد المولدة بالحاسوب في مساعدة الأطباء.

9-1 مجالات استخدام الصور الطبية ثلاثية الأبعاد

تشمل مجالات استخدام الصور الطبية ثلاثية الأبعاد:

1 – المساعدة في التشخيص كتشخيص أمراض الدماغ وتقويم وتشخيص حركة القلب.

2 – التخطيط للمعالجة الطبية كالتخطيط من أجل معالجة الدماغ من الحالات الورمية، والإظهار الشفاف وإزالة السطوح المخفية.

3 – التخطيط من أجل الجراحة العظمية التجميلية للوجه وعظم الفخذ والحوض و المفاصل.

4 – التعليم الطبي. وهذا المجال يتمتع بأهمية خاصة إذ يستطيع طالب الطب أن يتدرب على تشريح مختلف أعضاء الجسم بالكيفية التي يريدها وبعدد المرات المرغوبة دون أي كلفة. وفي هذا الإطار فقد تم إنجاز مشروع وطني في أمريكا يدعى "الإنسان المرئي visible human" تم فيه تقطيع جسدي ذكر وأنثى إلى شرائح من مرتبة الميليميتر (2-3 mm)، وتم تصوير الشرائح بكاميرا ملونة عالية الدقة، ووضعت مع برامج تمكن المستثمر من تركيب الشكل ثلاثي الأبعاد للعضو المرغوب، وتشريحه بالطريقة التي يرغب بها. هذا المشروع أنجز في التسعينيات ووضع على مخدم بحيث يستطيع أي شخص تحميله مجانا. وهو يستخدم من قبل طلبة الطب ومن يرغب بذلك.

9-2 بناء الصور ثلاثية الأبعاد من الصور المقطعية

لبناء الصور ثلاثية الأبعاد من الصور المقطعية ثنائية الأبعاد وإظهارها يلزمنا حل مسألتين رئيستين:

1 – استخلاص المعلومات ثلاثية الأبعاد من مجموعة صور الشرائح ثنائية الأبعاد.

2 – عرض المعلومات على المشاهد بطريقة مناسبة.

لحل المسألة الأولى تستخدم تقنيات تقليدية لمعالجة الصور كالتعتيب وتعقب الحواف والترشيح. وجميع هذه التقنيات تم استعراضها في فصول سابقة في هذا الكتاب وتتوافر في حزم برمجية بحتة في الجامعات المختلفة أو تجارية بعضها يمكن الحصول عليه مجانا. ونظرا لأن الاستخلاص المؤتمت بشكل كامل للأجسام المهمة من وجهة النظر الطبية كالأعضاء والبقع المرضية كالورم في الدماغ أمر معقد، يمكن أن يستخدم الاستخلاص التفاعليين الإنسان والحاسوب للأجسام التي سيتم إظهارها للمشاهد.

ولحل المسألة الثانية، التي هي مسألة الإظهار، تسترجع المعلومات ثلاثية الأبعاد باستخدام تقنيات الرسم بالحاسوب. وعلى الرغم من أن تقنيات الرسم بالحاسوب تستخدم معلومات عددية معرفة جيدا، فإننا في حالة الصور الطبية يجب أن نستخدم بيانات (معطيات) خام raw data كشرائح الـ CT المستخلصة من جسم حي. ولذلك لا بد من طرائق إظهار خاصة لمساعدة الأطباء على فهم البنية ثلاثية الأبعادللدماغ المسجلة على صور الشرائح المقطعية. تحتوي هذه الطرائق إعادة الشطر على طول مستو موجه بشكل اختياري، وإعادة بناء سطوح الأنسجة الطرية والعظام (عظام الجمجمة) والسطوح نصف الشفافة وفتح نوافذ في الجمجمة لرؤية داخل الدماغ.

تحتوي صور الشرائح المقطعية المأخوذة بالأشعة السينية نوعين مختلفين من المعلومات هما:

1 – معلومات مورفولوجية ممثلة بحدود الأجسام أو بالعلاقات الحيزية بين عدة أجسام مختلفة.

2 – معلومات السويات الرمادية (قيمة رقم الـCT) المرافقة لكل عنصر صورة. ولأن كليهما هام للاستعمال الطبي، فإننا بحاجة إلى طرائق لإظهار هذين النوعين بشكل فعال. إن إحدى الطرائق المستخدمة هي إظهار هذين النوعين بأن معا في مستوي الصورة نفسه بإسقاط قيم السويات الرمادية ذات الصلة على أي مقطع عرضي مشاهد في الصورة المعروضة.

9–3 بناء السطح ثلاثي الأبعاد

تتضمن عملية توليد صور سطوح الأجسام ثلاثية الأبعاد بناء السطح ثلاثي الأبعاد والدمج rendering. وتقسم عملية البناء إلى خطوتين: (1) استخلاص الحدود و (2)إعادة بناء السطح.

9-3-1 استخلاص الحدود

تتم عملية إعادة بناء الأجسام ثلاثية الأبعاد من مجموعة من صور الشرائح المقطعية ثنائية الأبعاد. لذلك، يجب استخلاص حدود المنطقة المعنية في كل مقطع عرضي، أي في كل شريحة. ويمكن في هذه المرحلة استخدام الاستخلاص الآلي أو التفاعلي إذا دعت الضرورة.

آ – الاستخلاص الآلي

إن السويات الرمادية للعظام أعلى بكثير من سويات النسج. لذلك، يمكن استخلاص حدود الجمجمة آليا باستخدام التعتيب بعد إيجاد قيمة العتبة المناسبة بإحدى الطرائق التي تعلمناها، ومن ثم تعقب الحدود باستخدام تقنيات معالجة الصور ثنائية الأبعاد.

ب– الاستخلاص التفاعلي

لا يمكن استخدام الطريقة المذكورة أعلاه في الاستخلاص الآلي على المناطق ذات السويات الرمادية غير القابلة للتمييز بوضوح عن سويات النسج المجاورة. لذلك، فإن استخدام الخبرة التشريحية للأطباء ضروري في هذه الحالة لاستخلاص المنطقة بدقة. ويتم ذلك بإظهار المنطقة المطلوبة على شاشة إظهار ويقوم الطبيب برسم حدود المنطقة باستعمال فأرة الحاسوب (مؤشر الشاشة). و تستعمل هذه الطريقة عادة لتعتيب البطينات والخثرات الدموية وبقع الالتهاب في الصور المقطعية.

9-3-2 إعادة بناء السطح

يقصد بإعادة بناء السطح (إعادة بناء الشكل ثلاثي الأبعاد من مجموعة الصور المقطعية). وتستخدم عادة طريقتان لهذا الغرض تبعا لخصائص كل نسيج:

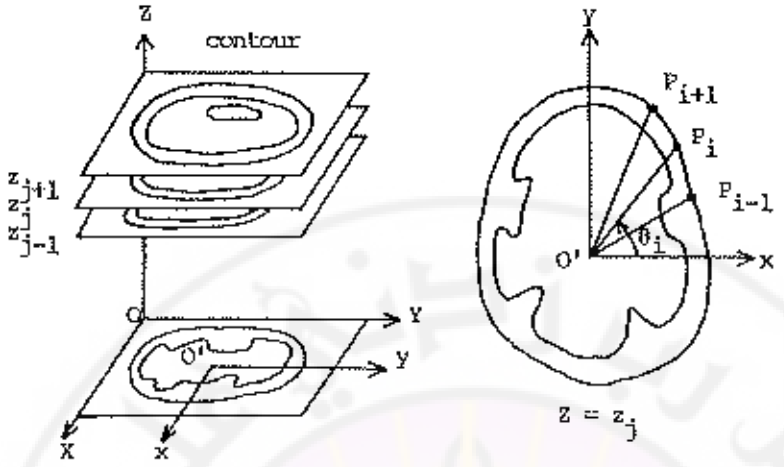
1 -- صيغ الإحداثيات الأسطوانية والتثليث triangulation.

يتكون هذا الإجراء من خطوتين:

- التحويل من التمثيل في نظام الإحداثيات الديكارتية إلى التمثيل في نظام الإحداثيات الأسطوانية (Cylindrical Coordinate System CCS).
- توليد الرقع المثلثية كعناصر سطوح.

إن التمثيل بالإحداثيات الأسطوانية ملائم لتمثيل السطوح ثلاثية الأبعاد لأجسام مدمجة نسبيا كالجزء العلوي من الجمجمة. وبعد التحويل إلى التمثيل الأسطواني تتم إعادة بناء السطح من الشرائح المثلثية المشكلة بوصل ثلاث نقاط عينات متجاورة في نظام الإحداثيات الأسطواني. ونشرح هذه الخطوات فيما يلي:

لنفترض أن جميع الشرائح متوضعة قبل عملية التحويل في اتجاه المحور z كما في الشكل 9-2.



الشكل 9–2 توليد الرقع المثلثية كعناصر سطوح.

لكل شريحة ($z = z_j$ $(j = 1,2,\ldots)$، يتم استخلاص نقاط الاعتيان عند زوايا اعتيان مناسبة معرفة بالبون الزاوي θ ونقطة المركز وموضع زاوية البدء. توافق زاوية الاعتيان على شريحة ما مثيلاتها على الشرائح الأخرى. وتخزن المسافة r_{ij} من نقطة المركز إلى نقطة الحدود θ_i على الشريحة $z = z_j$ في ذاكرة تدعى الدارئ buffer (r). فإذا لم تكتشف أية نقطة حدود عند زاوية اعتيان ما، يتم الاستكمال interpolation الخطي لقيم r المجاورة للحصول على قيمة افتراضية للدارئ r من أجل زاوية الاعتيان تلك. وتتم إعادة إدخال قيم الدارئ r عندما يتم إيجاد نقطة حدود جديدة إذا كانت النقطة الجديدة أبعد عن المركز من النقطة التي خزنت قبلها في الدارئ. وبعد أن تكتمل هذه العملية من أجل جميع زوايا الاعتيان على الشرائح، يكون الدارئ قد احتوى معلومات عن مواضع نقاط الحدود الأبعد عن المركز. ويوصف الدارئ r كما يلي:

$$R_{ij} = f(\theta_i, z_j) \qquad (9\text{-}1)$$

حيث تمثل i إحداثي زاوية الاعتيان و تمثل j رقم الشريحة في نظام الإحداثيات الأسطوانية CCS كما يبين الشكل 9-2.

وتتم عملية إعادة البناء بوصل النقاط المتجاورة في الدارئr كما يلي:

من أجل أية نقطة (r_{ij}, θ_i, z_j) في الدارئr يمكن أن نعرف ذيلين مثلثيين رؤوسهما هي:

$$(r_{ij}, \theta_i, z_j), (r_{i+1,j}, \theta_{i+1}, z_j), (r_{i,j+1}, \theta_i, z_{j+1})$$

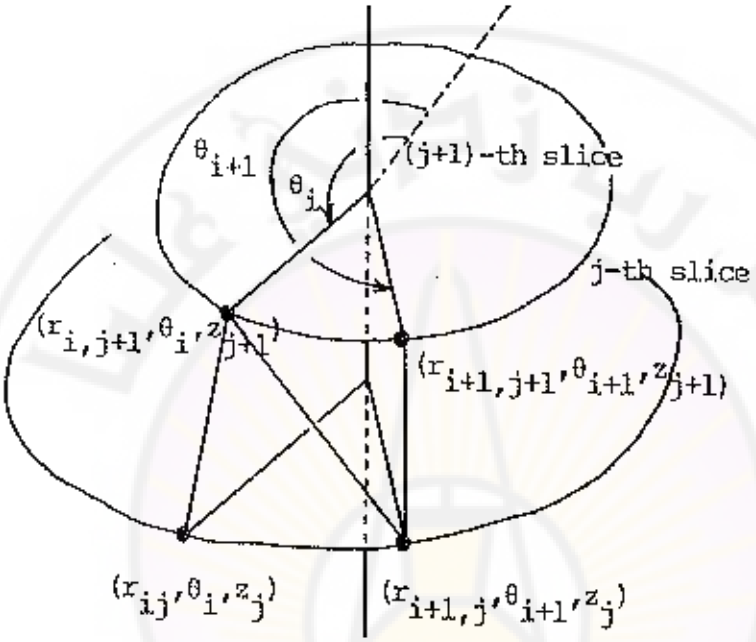
و

$$(r_{i,j+1}, \theta_i, z_{j+1}), (r_{i+1,j}, \theta_{i+1}, z_j), (r_{i+1,j+1}, \theta_{i+1}, z_{j+1})$$

ويتم بناء السطح بكامله باستخدام هذه الذيول الدقيقة كما هو موضح في الشكل 9-3.

تعد طريقة الدارئ r إحدى أبسط الطرائق لإعادة بناء سطح ثلاثي الأبعاد لأن التطابق الدقيق لزوايا الاعتيان يجعل عملية إعادة البناء مسألة بسيطة. ومن جهة أخرى، فإن هذه الطريقة قابلة للتطبيق على الأجسام ذات الشكل البسيط فقط. أما من أجل الأجسام الأكثر تعقيداً فتستخدم خوارزمية كريستشانسين وسيدرغيرغ Christiansen and Sedergerg التي لا نحتاج فيها لتحديد العلاقة بين نقاط الحدود والشرائح المتجاورة.

وهي قادرة على توليد الرقع المثلثية الأكثر ملاءمة للوصل بين شريحتين متجاورتين بشكل آلي.

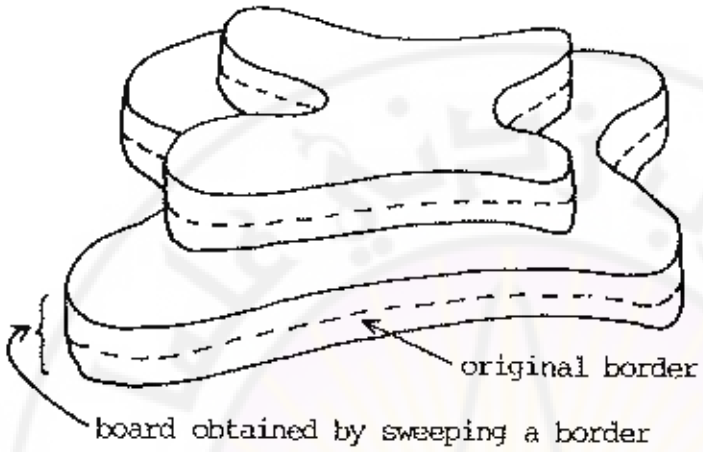


الشكل 9–3 بناء السطح الكامل باستخدام الذيول المثلثية.

9–3–2–1مسح الحدود

عندما تكون حدود الأشكال معقدة جدا كالحالات التي يكون فيها شكل المقطع العرضي متعدد الاتصالية، لا تجدي الطريقتان الموصوفتان أعلاه نفعا في توليد الرقع المثلثية الملائمة. إن الإجراء المسمى "مسح الحدود" لا يفشل أبدا في بناء الشكل ثلاثي الأبعاد إذا استخلصت مجموعة الحدود على كل شريحة، وحتى في الحالة المعقدة. فهو يستطيع بناء الأجسام ثلاثية الأبعاد بالتعامل مع مجموعة الشرائح كمستودع ألواح تولد بإزاحة

الحدود المستخلصة إلى الأعلى وإلى الأسفل بمسافة تساوي نصف المسافة الفاصلة بين الشرائح. يبين الشكل 9–4 لوحين ولّدا بهذه الطريقة.



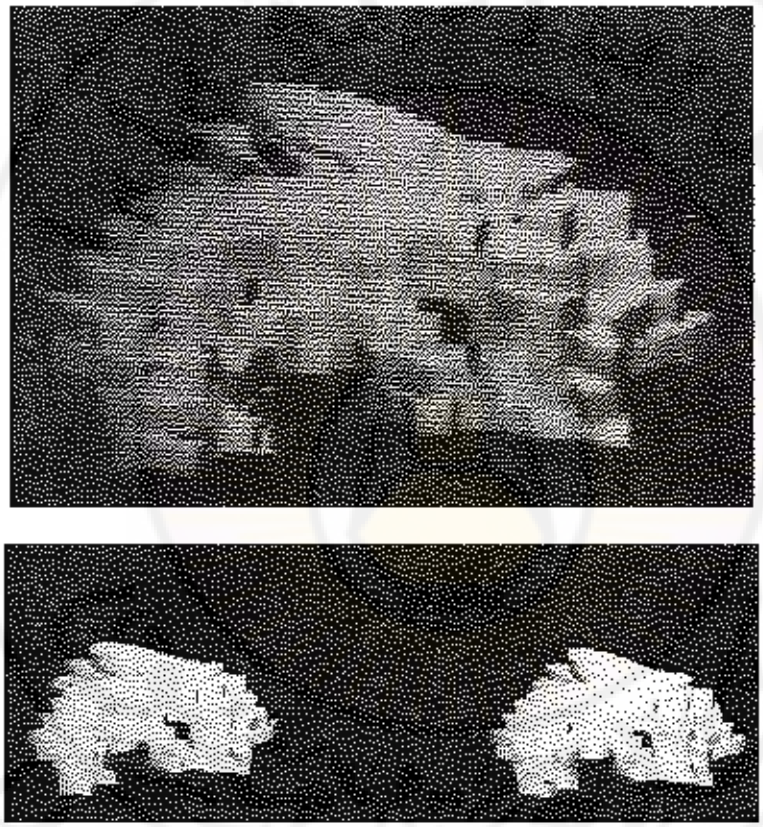
الشكل 9–4 لوحان ولدا بطريقة مسح الحدود.

ويتكون اللوح من جزأين: الجانب والسطح العلوي. ويتم إنشاء الجانب من رقع مثلثية تصل بين نقاط الحدود لحدود منطقتين ممسوحتين. أما السطح العلوي فيتم تشكيله بطلاء المساحة المحددة بالحدود العلوية الممسوحة. ويكون للأشكال المولدة بهذه الطريقة شكل درج، وتبدو صناعية إلاّ أنها طريقة موثوقة. ويتم إظهار البطينات باستخدام طريقة مسح الحدود على الكفافات المستخلصة يدويا لصعوبة استخلاصها بشكل آلي كما ذكرنا سابقا.

9–3–3 توليد صورة الكثافة

على الرغم من أن صورة السطح المبنية من الحدود المستخلصة من الشرائح المقطعيةمفيدة في التشخيص، فإن لدرجة الكثافة (السوية الرمادية) معنى هاما أحيانا.لذلك فإن قيم

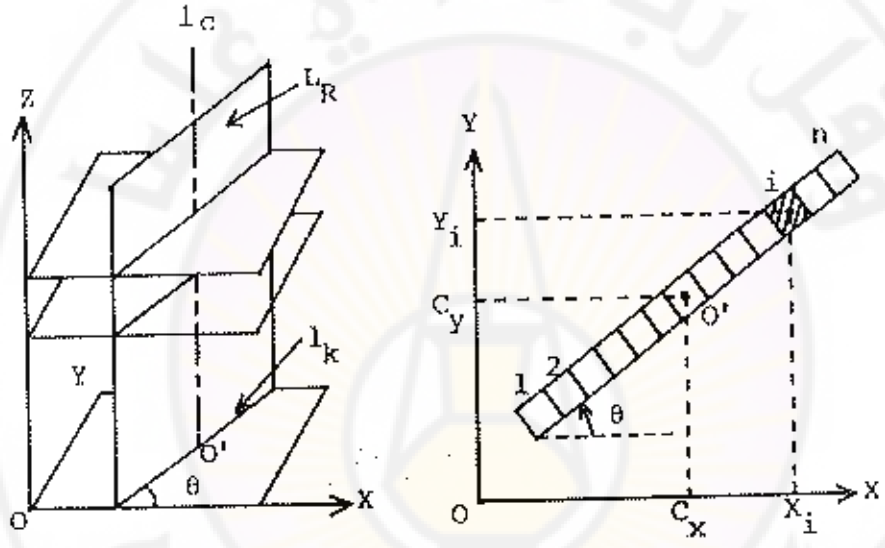
الCT توضع أيضا على مستويات المقاطع العرضية. وتسمى هذه الصورة "صورة الكثافة". ويتم إنتاج مستويات المقاطع العرضية العرضية هذه من مجموعة من الشرائح العرضية. ويسمى هذا الإجراء "إعادة التشطير re-slicing " لأن المقاطع العرضية الجديدة للاتجاه الجديد المختلف عن الشرائح الأصلية يتم حسابه من مجموعة معطاة من الشرائح. ويتم استخدام الأسطوانة العمودية أيضا لمثال من السطوح المنحنية.



الشكل 9-5 صور بطين دماغي أعيد بناؤه بطريقة مسح الحدود.

9-3-3-1 المقطع العرضي العمودي

يوضح الشكل 9-6 كيفية إعادة تشطير الصور الأصلية للحصول على مقطع عرضي عمودي. ويمكن توضيع مستو جديد L_R في أي موضع وبأي اتجاه. ويحدد كل من خط المركز l_c والزاوية θ من المحور الإحداثي X موضع واتجاه المقطع العرضي المراد إنتاجه.



الشكل 9-6مبدأ إعادة التشطير للحصول على مقطع عرضي عمودي.

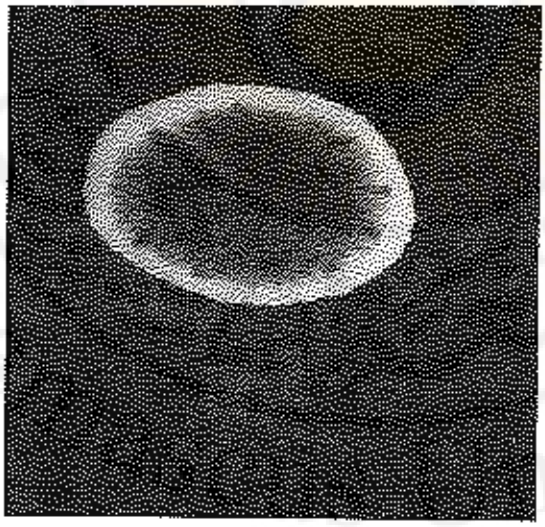
لنأخذ بالاعتبار الآن خط التقاطع بين المقطع العرضي وأحد المقاطع الأصلية. لنسم خط التقاطع l_k من أجل الشريحة رقم k. إن عدد عناصر الصورة على الخط هو عدد العناصر نفسه على حافة مربع الشريحة الأصلية لأننا نريد نوعية الشريحة الجديدة بنوعية الشريحة الأصلية نفسها. ويتم الحصول على الإحداثيين (x_i, y_i) للعنصر رقم i على الخط l_k بالمعادلتين:

$$x_i = (i - n/2)\cos\theta + c_x \qquad (9\text{-}2)$$

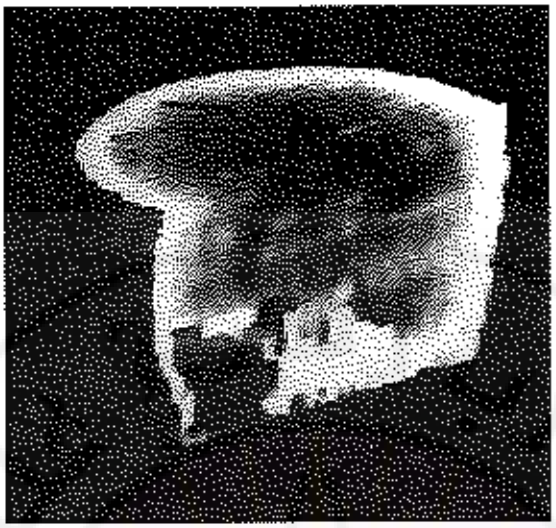
$$x_i = (i - n/2)\sin\theta + c_y \qquad (9\text{-}3)$$

حيث إن n هي عدد عناصر الصورة على l_k و (c_x, c_y) هما الإحداثيان x و y لخط المركز l_c، على التوالي. ولسوء الحظ فإن (x_i, y_i) نادرا ما تتطابق مع أحد عناصر الصورة الأصلية. ولذلك، تستعمل تقنية الاستكمال الخطي للحصول على قيم الـ CT للعنصر الجديد. أي أن قيمة عنصر الصورة (x_i, y_i) تحسب باستعمال قيم العناصر الأربعة المحيطة به وتنسب إليه. وتسمى هذه العملية "الإسقاط أو النقلmapping". ويجب استكمال قيمة العنصر في الاتجاه z للحصول على الميز نفسه في المقطع العرضي الأفقي.

يبين الشكل 9-7 مقطعا عرضيا ويبين الشكل 9-8 مقطعا عموديا لجمجمة، وقد أنتجا بالطريقة المشروحة.



9-7مقطع عرضي في جمجمة.



الشكل 9–8 مقطع عمودي في جمجمة الشكل 9–7.

9–3–3–2 المقطع العرضي المائل

ويمكن إعادة شطر المقاطع العرضية المائلة أيضا باستعمال إحدى طريقتين:

1 – مقطع عرضي مائل مبني على خط مواز للمحور الإحداثي Y.

2 – مقطع عرضي مائل مبني على خط مواز للمحور الإحداثي X.

تعرّف هذه المقاطع بإحداثيات خط الأساس (S_x, S_y, S_z) والزاوية θ من الشريحة الأصلية كما هو مبين في الشكل 9–6. إن أحد أسباب استخدام هذين النوعين من المقاطع المائلة هو سهولة بنائهما بعد إعادة ترتيب المجموعة الأصلية من تتابع الشرائح المقطعية لهذا الغرض. والسبب الآخر هو أن هذين المقطعين كافيان من أجل التشخيص الصحيح كما أفاد الأطباء.

يتناقص عدد الشرائح التي يقطعها المقطع المائل المرغوب مع اقتراب الزاوية من 0 أو 180، وبذلك تصبح نوعية الصورة المنتجة سيئة لأن عدد النقاط المتوافرة على الشرائح الأصلية من أجل إعادة البناء يصبح قليلا. وللتغلب على هذا العيب، يحتفظ بفترة الاعتيان d على الشريحة الجديدةمساويا مثيله على الشريحة الأصلية. يبين الشكل 9-9 العلاقة بين نقاط الاعتيان على المقطع المائل والشرائح الأصلية.

وتعطى إحداثيات نقطة الاعتيان رقم i من أجل الحالتين اللتين ذكرتا أعلاه كما يلي:

الحالة (a)

$$z_i = Sz + (i - n/2)\sin\theta \qquad (9\text{-}4)$$

$$x_i = Sx + (i - n/2)\cos\theta \qquad (9\text{-}5)$$

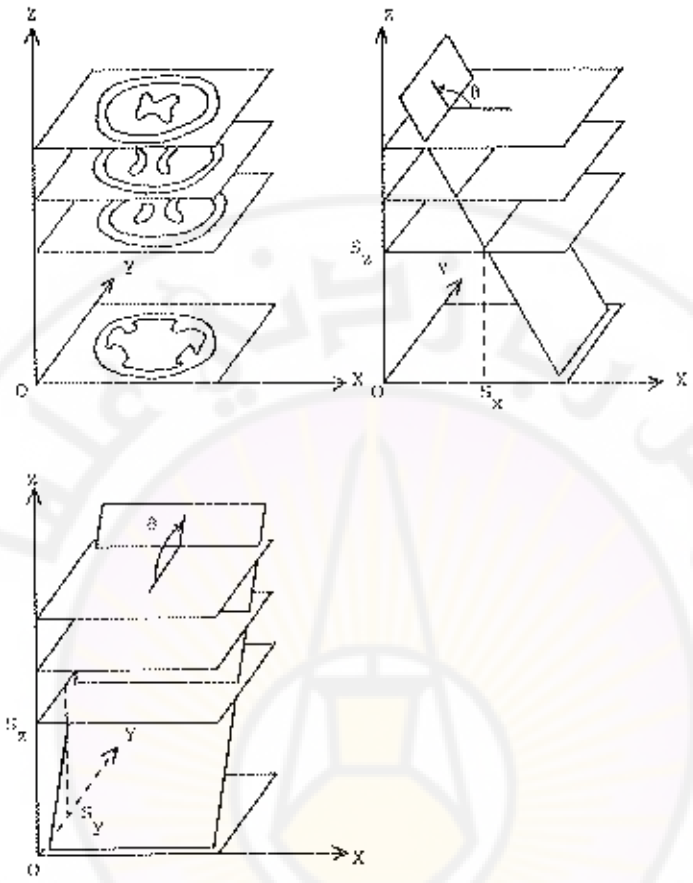
$$y_i = \text{same as the original slice} \qquad (9\text{-}6)$$

الحالة (b):

$$z_i = Sz + (i - n/2)\sin\theta \qquad (9\text{-}7)$$

$$y_i = Sy + (i - n/2)\cos\theta \qquad (9\text{-}8)$$

$$x_i = \text{same as the original slice} \qquad (9\text{-}9)$$



الشكل 9-9 العلاقة بين نقاط الاعتيان على المقطع المائل والشرائح الأصلية.

أي تأخذ y_i و x_i في الحالتين (a) و (b) القيم نفسها على الشريحة الأصلية.

ويستعمل استكمال النقاط الأربع ثانية على طول المستوي المائل لإنتاج صورة ذات نوعية جيدة. يبين الشكل 9-10 العملية من أجل الحالة (a) كمثال. ويتم تحديد القيمة المستكملة لنقطة الاعتيان $f(p)$ من القيم الأربع المجاورة باستعمال المعادلة التالية:

$$f(P) = f(A)\,(1-\alpha)\,(1-\beta) + f(B)\,\alpha\,(1-\beta) + f(C)\,(1-\alpha)\,\beta + f(D)\,\alpha\beta. \quad (9\text{-}10)$$

يبين الشكل 9-11 مقاطع مائلة مختلفة أنتجت بالطريقة التي شرحناها.

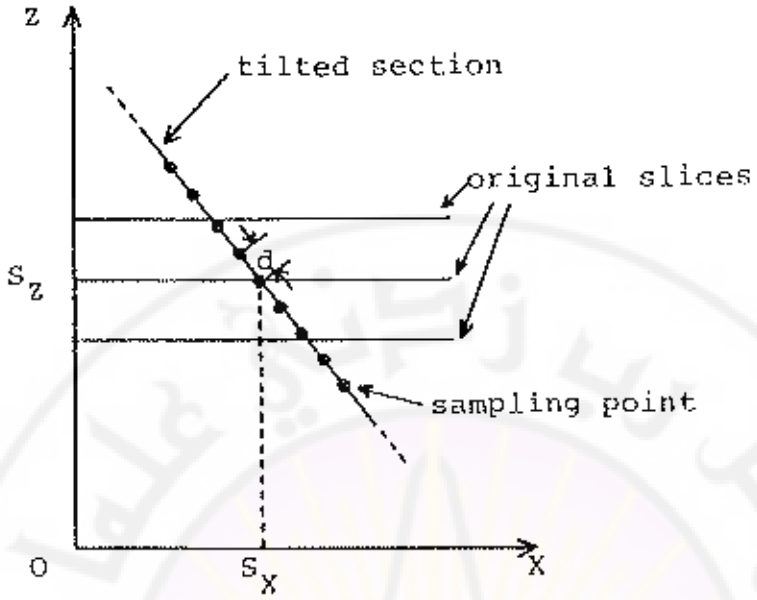
9-3-3-3 الأسطوانة العمودية

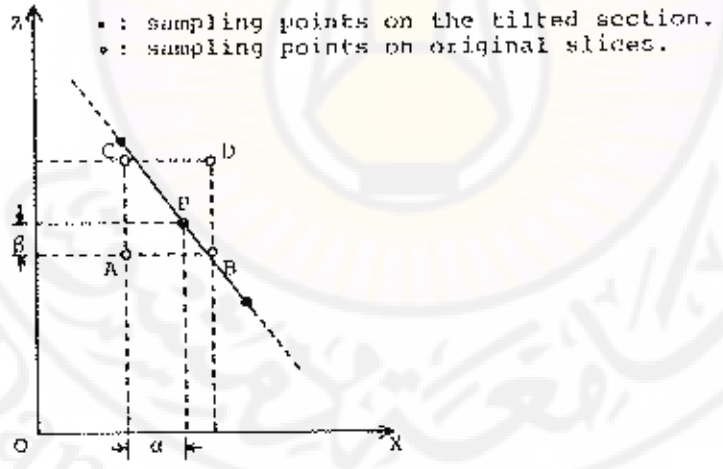
تعرف الأسطوانة العمودية بإحداثيي المركز (c_x, c_y) ونصف القطر R كما في الشكل 9-9. يعاد شطر هذه الأسطوانة باستخلاص نقاط الاعتيان بصيغة الإحداثيات الأسطوانية CCS على طول الدائرة التي تتشكل من تقاطع الأسطوانة والشريحة. ويقوم الدارئ R في هذه الحالة بتخزين قيم الـ CT المستكملة بدلا من المسافات من نقطة مركز الدائرة لأننا نستطيع الحصول على مواضع المثلثات هندسيا من المركز C ونصف القطر R . ويتم تحديد الإحداثيين X_i و Y_i لنقطةلاعتيان رقمها على شريحة اختيارية بالمعادلتين التاليتين:

$$X_i = R\cos(2\pi\,(I-1)/n) + cx \quad (9\text{-}11)$$

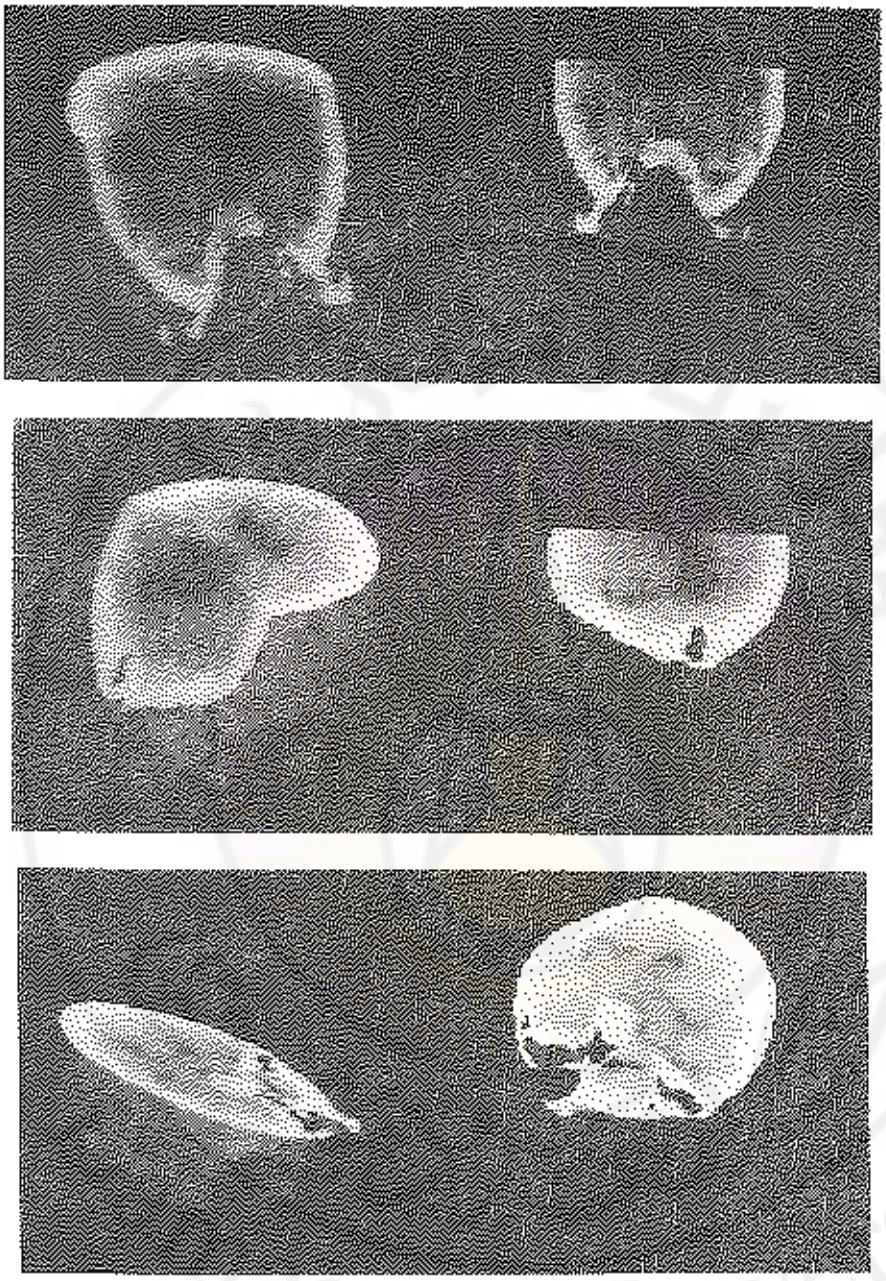
$$Y_i = R\sin(2\pi\,(i-1)/n) + cy \quad (9\text{-}12)$$

حيث ترمز n لعدد نقاط الاعتيان على شريحة معينة. كما يستعمل الاستكمال في الاتجاه z لتحسين نوعية الصورة.

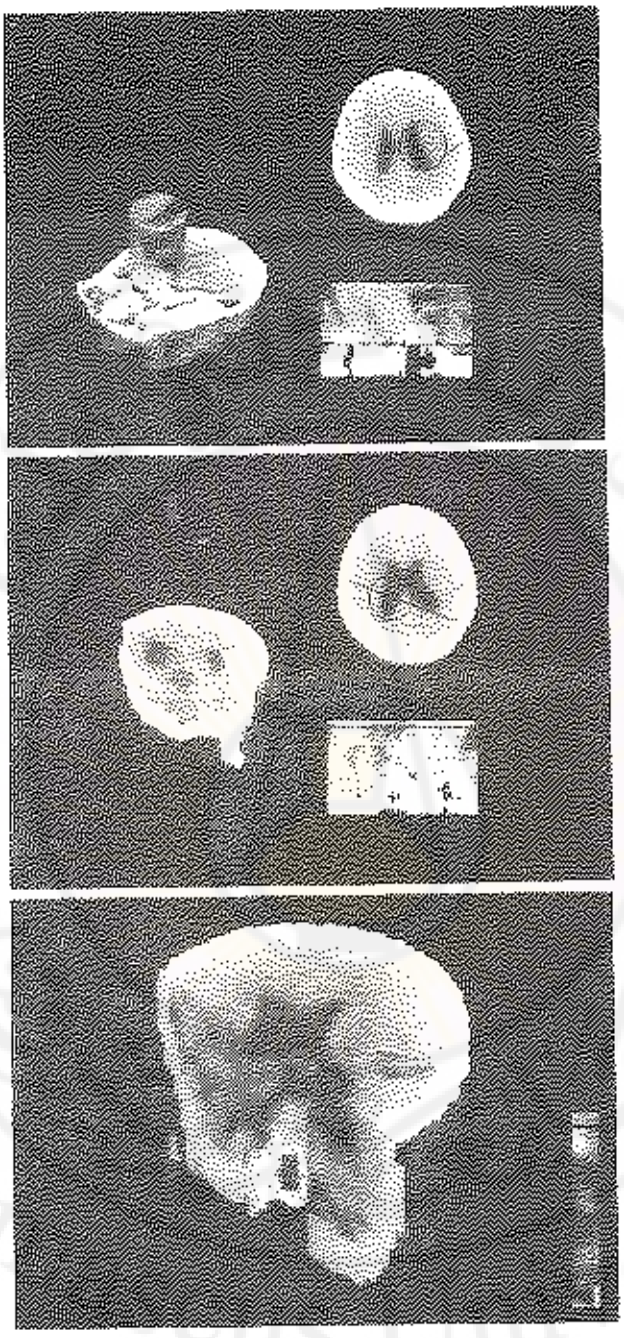




الشكل 9–10 عملية الاستكمال لإنتاج صورة الحالة (a).



الشكل 9–11 مقاطع مائلة في الجمجمة.



الشكل 9-12 السطح الأسطواني.

9-4 الإظهار من أجل التشخيص

إن إحدى أبسط الطرائق لفهم المعلومات ثلاثية الأبعاد هي مشاهدة خليط من الصور يتكون من صور كثافة وصور سطوح. ولكي يتم إظهار هذه الصور يجب حساب اللمعان وإسقاط الكثافة على السطح المحدد. ومن الجدير بالذكر أن مسألة السطح المخفي تعد إحدى أهم المسائل التي يجب التغلب عليها في إظهار الأجسام.

9-4-1 الإسقاط

يستعمل الإسقاط المتوازي لجميع الإسقاطات لأن هذا النوع من الإسقاط يمكن تنفيذه بشكل أسهل من الإسقاط المنظوري. ويتم إسقاط ثلاثة رؤوس لكل ذيل مثلثي على مستوي الإسقاط في حال صور السطوح. و يتم تحديد سوية لمعان الذيل المثلثي على المستوي بقانون لامبرت التجيبي التالي:

$$I = C_1 + C_2 \cos\theta \qquad (9\text{-}13)$$

حيث إن C_1 و C_2 ثابتان مناسبان، و θ هي الزاوية الداخلية بين ناظم السطح و اتجاه مصدر الضوء (عمار 1993). يتم إيجاد ناظم السطح بالجداء الاتجاهي vector product للمتجهين الموجهين من أحد الرؤوس إلى الرأسين الآخرين المجاورين. وتعطى هذه القيمة إلى المساحة المثلثية المحددة بالرؤوس الثلاثة المسقطة. ويتم بناء صورة السطح ثلاثي الأبعاد بعد إسقاط جميع المثلثات على المستوي بالطريقة نفسها. وتتم إزالة السطح المخفي بسهولة بالأخذ بالحسبان الجداء القياسي scalar product بين اتجاه الناظر

V وناظم السطح N. فإذا كانت هذه القيمة موجبة، يستطيع الناظر أن يرى السطح، وإلا فهو لا يستطيع ذلك، أي:

مرئي $N \cdot V > 0$

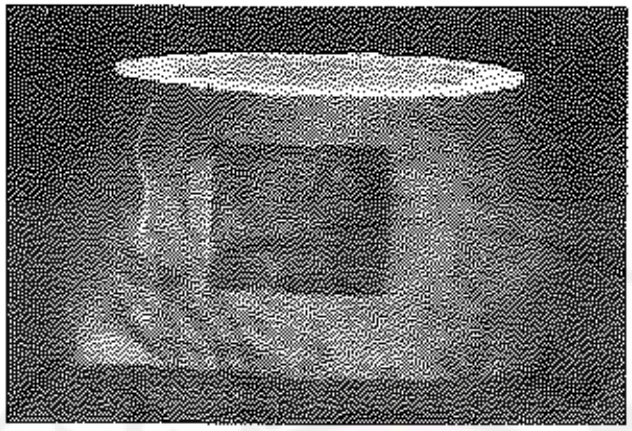
غير مرئي $N \cdot V < 0$

حيث إن **N** و **V** متجها الوحدة unit vectors.

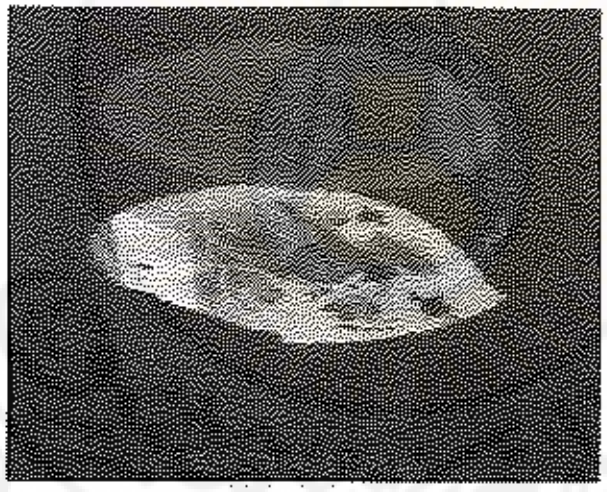
9-4-2 تركيب الصورة image composition

يوفر هذا النوع من الأنظمة تركيبا اختياريا للشرائح الأصلية وصور السطوح وصور الكثافة. ويؤمن أيضا إظهار نافذة مفتوحة في الجمجمة من أجل التخطيط الجراحي ويؤمن أيضا الإظهار الشفاف.

يبين الشكل 9-13 عملية فتح نافذة في الجمجمة لمشاهدة بقعة ورم داخلية ويبين الشكل 9-14 الإظهار الشفاف، ويبين الشكلان 9-15 و9-16 نموذجين اخرين للإظهار الشفاف الذي تظهر فيه بقة الالتهاب من خلال السطح الخارجي للجمجمة الذي يبدو وسطاً شفافاً يمكن رؤية ما بداخله. يمكن إيجاد تفاصيل أكثر حول هذه المواضيع في (نظم الإظهار الطبية، عمار 1993) و (Yasuda T., 1988).

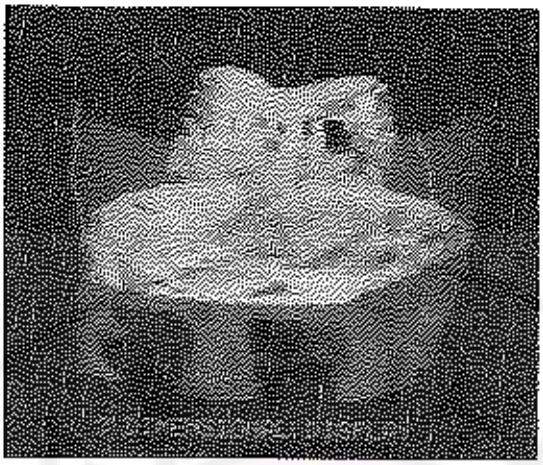


الشكل 9–13 بقعة التهاب ظهرت من خلال نافذة فتحت في الجمجمة.

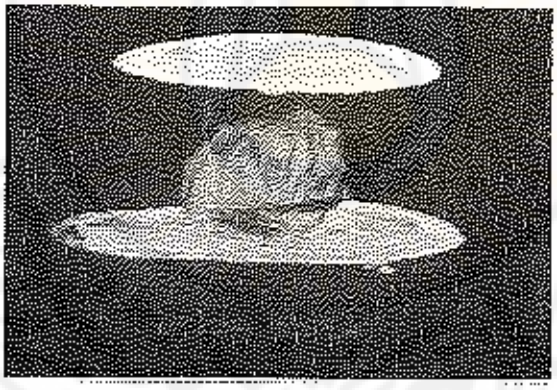


الشكل 9–14 الإظهار الشفاف.

Damascus University



الشكل 9–15 نموذج آخر للإظهار الشفاف.



الشكل 9–16 شكل آخر لإظهار الورم بشكل شفاف.

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

الفصل العاشر

تطبيقات طبية متطورة باستخدام تقنيات معالجة الصور

Damascus University

وقل رب زدني علما
Damascus University

تناولنا في فصول سابقة التقنيات الأساسية لمعالجة الصور الرقمية كتقنيات فردية بغرض إيضاح مبدأ عمل كل تقنية وأثرها في الصورة المعالجة وأوردنا إمكانية دمج مرحلتين أو ثلاث على الأكثر بغرض تحسين وضوح الصورة الطبية، على سبيل المثال. هذا الاستخدام لتقنيات معالجة الصور الذي ينحصر أساسا في التحسين (تحميد الضجيج، زيادة حدة التفاصيل، إلخ..) يؤدي إلى تطبيقات محدودة من حيث التنوع والفائدة والسوية.

إن التطبيقات الهامة لمعالجة الصور في المجال الطبي ككشف المناطق المريبة في الصور المقطعية، وصور المرنان، وتشخيص الأمراض من محتويات هذه الصور واسترجاع صور محددة من قاعدة صور طبية ضخمة وفقا لمحتواها التصويري تتطلب استخدام أكثر من مرحلة معالجة، و كل مرحلة معالجة يمكن أن تستخدم فيها عدة تقنيات مختلفة بترتيب ومعاملات مناسبين بغرض الوصول إلى الهدف النهائي المنشود.

سيعرض هذا الفصل تطبيقين متطورين لمعالجة الصور الرقمية في المجال الطبي أنجزا بإشراف المؤلف في قسم الهندسة الطبية، ونتج عنهما أوراق بحث محكمة عالميا ومحليا في الفترة 2009-2011 مما يؤكد جدارتهما وحداثتهما، وفي الوقت نفسه يوضحان فكرة التطبيقات المتطورة التي تستخدم عدة مراحل وعدة تقنيات معالجة. كما يعرض تطبيقا ثالثا قيد الإنجاز في مجال استرجاع الصور الطبية من قواعد بياناتها اعتمادا على المحتوى.

10-1 الاستخلاص الآلي للمناطق المريبة في صور الكبد المقطعية

إن تشخيص أي مرض في عضو معين من جسم الإنسان باستخدام الصور الطبية يعتمد على المعرفة الدقيقة بالبنية التشريحية للعضو والتي تظهر بوضوح في صورته الطبية. وعند

ظهور أي بنية غير سليمة في الصورة ستكون من حيث المبدأ نوعا من أنواع المرض. لذلك، سنستعرض باختصار بنية الكبد والأورام التي يتعرض لها تمهيدا لتطوير طريقة آلية محوسبة لكشف المناطق المريبة في صورة الكبد المقطعيةالتي يمكن أن تكون حميدة أو خبيثة.

10-1-1 مقدمة تشريحية وتشخيصية

سنعرض في هذه المقدمة نبذة مختصرة عن البنية التشريحية للكبد وأنواع الأورام التي يتعرض لها مع وصف لطبيعتها لتأمين الخلفية المعرفية اللازمة بطبيعة الكبد وأورامه من أجل التمكن من اختيار تقنيات المعالجة بشكل سليم وفعال.

10-1-1-1 الكبد

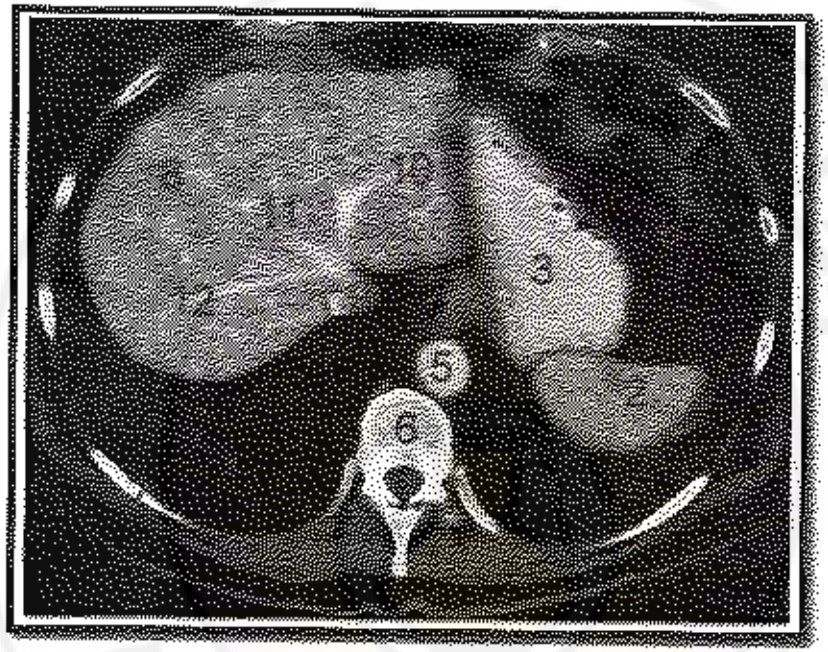
يعد الكبد أكبر عضو غدي في الجسم البشري، وهو من ملحقات الجهاز الهضمي،و له دور أساسي في عملية الإستقلاب وفي عدد من وظائف الجسم مثل نزع السمية، كما يعمل كمركز لتخزين الغليكوجين و تصنيع بروتينات البلازما الدموية. يبين الشكل 10-1 صورة بطن مقطعية محوسبة تحوي الكبد مع أسماء الأعضاء الأخرى التي تظهر إضافة للكبد التي تتداخل معه حيزيا وفي مجال السويات الرمادية مما يجعل التعامل مع هذه الصورة بتقنيات معالجة الصور أمرا غير سهل.

10-1-1-2 سرطان الكبد

يعد سرطان الكبد من الأورام الشائعة جدًا في العالم، ويصنف ثالث أنواع الأورام شيوعا. و نظرا لأهمية الكبد العضوية والوظيفية في جسم الإنسان فإن الكشف المبكر عن أورامه الخبيثة يزيد من احتمالات نجاح العلاج وبقاء المريض على قيد الحياة. والسرطان هو مرض يصيب خلايا الجسم التي تعدّ الكتل الأساسية في بناء الجسم. و في الحالة الطبيعية، تنمو الخلايا وتتضاعف بشكل منتظم، ولكن في بعض الأحيان يحدث خطأ ما

في هذه العملية وتنمو الخلايا بشكل غير متحكم به. هذا النمو غير المتحكم به يمكن أن يتطور إلى كتلة تسمى الورم أو السرطان وهو نوعان:

1. ورم حميد Benign Tumor.
2. ورم خبيث (سرطاني) Malignant Tumor.



الشكل 10-1 صورة مقطعية في منطقة البطن تبين الأعضاء المختلفة: 1-الرئة 2-الطحال 3- المعدة 4- المريء 5- الشريان الأورطي الهابط 6- الشوكة الصدرية 7- ضلع 8- الكبد 9- الوريد الأجوف السفلي 10- الوريد الكبدي الأيسر 11- الوريد الكبدي الأوسط 12- الوريد الكبدي الأيمن.

تتألف الأورام الحميدة من خلايا تظل معزولة عن مجموعات الخلايا المحيطة بها وتنمو ضمن كبسولة محيطة بها. وتدل كلمة حميد على كون هذا النوع من التورم غير مؤذ.

أما الأورام الخبيثة (السرطان) فتتألف من خلايا تنمو بكثرة وباتساع وتغزو مجموعات الأنسجة المحيطة بها، أو تنتشر عن طريق الدم ولا تبقى محصورة. وما أن ينمو هذا الورم السرطاني حتى ينشر تأثيره المدمر باتجاهات عديدة كأرجل الأخطبوط المتعددة المترامية وغالبا ما ينتهي بالوفاة إن لم تتم معالجته بشكل مبكر. و لا يكتشف هذا المرض عادة إلا في مراحل متأخرة حيث تصبح الوفاة شبه حتمية. أما إذا اكتشف بشكل مبكر فإن احتمال المعالجة المجدية والشفاء عال جدا، ومن هنا تأتي أهمية فحص الصور المؤتمت الذي يتيح من حيث المبدأ تشخيص أعداد ضخمة من الصور مقارنة بتلك التي يستطيع الطبيب تشخيصها في الفترة نفسها. ولذلك، لقي البحث في مجال أتمتة كشف المناطق المريبة وتشخيصها اهتماما كبيرا من علماء الحاسوب.

آ- أورام الكبد الأولية

يوجد نوعان أساسيان من سرطان الكبد الأولي وهما:

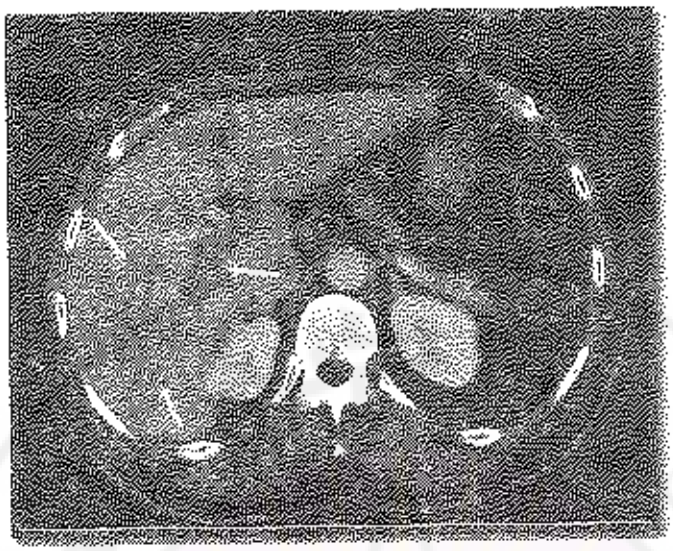
1 – سرطان الخلايا الكبدية

Hepatocellular Carcinoma (Hepatoma or HCC)

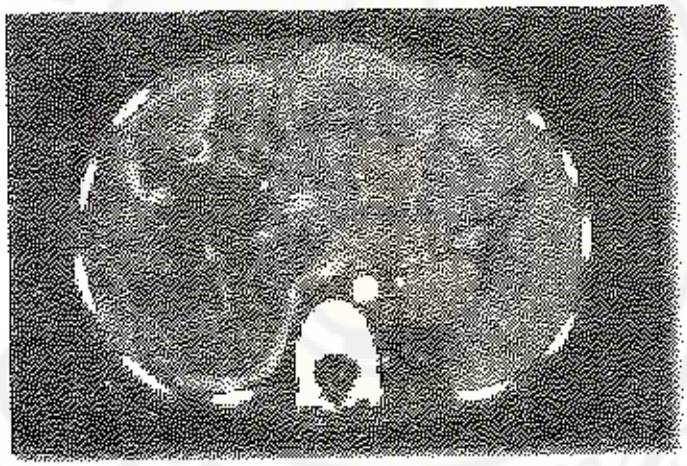
حيث يبين الشكل 10-2 شريحة مقطعية تحتوي هذا النوع من الورم وقد أشير إلى بقعته بثلاثة أسهم بيضاء.

2 – سرطان أرومي الكبدي Hepatoblastoma

يظهر شكل هذا النوع من الورم في شريحة مقطعية مبينة في الشكل 10-3 وهو البقة ذات اللون الداكن.



الشكل 10-2 سرطان الخلايا الكبدية HCC.



الشكل 10-3 شريحة مقطعية يظهر فيها ورم اروميكبدي عند طفل في السابعة.

ب- أورام الكبد الثانوية

هي أورام انتقلت إلى الكبد من أعضاء أخرى كالرئة وتأخذ أشكالا مختلفة حسب شدتها وغزارتها إلا أن ما يميز غالبية مناطق الورم هو مظهرها الداكن مقارنا مع منظر خلايا الكبد السليمة.

ج- الشكل الكامل للورم

تعطي الشريحة الواحدة Slice فكرة عن مكان وجود الورم في الكبد، بينما تعطي الشرائح Slices مجتمعةفكرة عن ثخانة الورم. لذا فإنه من الممكن أن نجد الورم في بعض الشرائح و لا نجده في شرائح أخرى وذلك بحسب ثخانة الورم واقتراب هذه الشرائح من مكانه. لذلك، لمعرفة حجم الورم لا بد من معاينة جميع الشرائح التي تحتويه أو معاينة شكله ثلاثي الأبعاد المعاد بناؤه من صور الشرائح التي تحتويه.

10-1-2 كشف الورم بمساعدة الحاسوب

تعد تقنيات الكشف الآليبمساعدة الحاسوبComputer Aided Detection للأمراضباستخدام نتائج التحليل الآلي المحوسب للصور الطبية طريقةً مساعدةً في زيادة دقة تشخيص الطبيب الشعاعي Radiologist وفي تحقيق الكشف المبكر وتشخيص الآفات المرضية التي تظهر في الصور الطبية كآفات الكبد.

تُقدم هذه التقنيات رأياً ثانياً مساعدا في كشف الآفات والوصول إلى التشخيص الصحيح مع التأكيد على حقيقة أن الطبيب هو من يقوم بإعطاء التشخيص النهائي. وفي هذا الإطار، فإن هذا البحث يتناول تطوير طريقة آلية باستخدام الحاسوب لاستخلاص المناطق المريبة في الصور المقطعية للبطن التي تحتوي منطقة الكبد. و قد استخدمت خوارزمية ترقيم المركبات المتصلة CCL والعمليات المورفولوجية التي مكنت من استخدام هيستوغرام الصورة بالكامل، واستخلاص منطقة الكبد من الشريحة البطنية آليا، وعدم الحاجة للتدخل يدويا، وحذف عناصر الصورة التي لا تتبع للكبد اعتمادا على الهيستوغرام، كما اتبع في بعض أحدث البحوث. كما استخدمت خوارزمية عنقدة

البيانات FCM ذات الوثوقية العالية في استخلاص المناطق المرغوبة من منطقة الكبد المستخلصة.

10-1-3 الصور المستخدمة في البحث

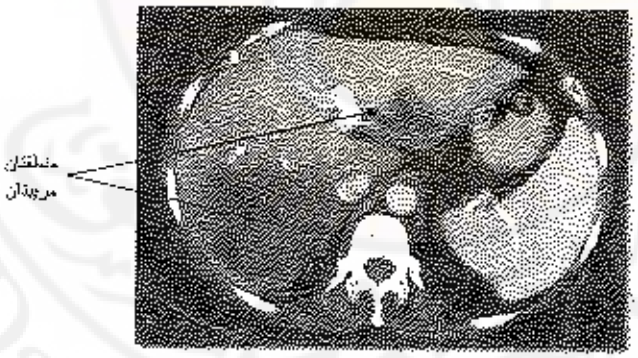
الصور المستخدمة في البحث هي مجموعة صور مقطعية محوسبة لمنطقة البطن تحتوي منطقة الكبد و تضم 12 حالة مختلفة تتضمن:

1- أوراماً كبدية أولية. 2- أورامًا كبدية ثانوية انتقالية. 3- كتلاً ورمية سليمة. و 4- حالة كبد سليم من أجل اختبار أداء الطريقة المطورة على الحالات السليمة. و كما نرى، تشمل الحالات المستخدمة أهم الآفات الكبدية الشائعة وهذا ما سيمكننا من استيفاء متطلبات تطوير البحث ليكون أداؤه شاملا لدرجة عالية.

10-1-3-1 مواصفات الصور المستخدمة

الصور المستخدمة هي صور مقطعية محوسبة لمنطقة البطن مأخوذة بالأشعة السينية لثلاثة مستويات في منطقة البطن، وهي شرائح متوازية رمادية (256 سوية رمادية) بأبعاد (512×512). وتم تحويل الصورمن صيغة: DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) إلى صيغة JPG (Joint Photographic Group) من أجل التعامل معها ضمن الخوارزميات المطورة ضمن بيئات برمجية شائعة مثل (MATLAB, C++, C#..). الشرائح المستخدمة في البحث هي شرائح اختيرت من قبل متخصص شعاعي من بين الشرائح الناتجة عن عملية التصوير والتي يمكن أن يصل عددها إلى 72 شريحة أو أكثر للحالة الواحدة، بحيث تظهر فيها منطقة الكبد والمناطق المرغوبة بشكل واضح. ويتم الاختيار

عن طريق مقارنة عدة عوامل بين الشرائح مثل ظهور كامل منطقة الكبد والمناطق المريبة في الشريحة، وعدم وجود تداخل بين منطقة الكبد وبين الأعضاء الأخرى التي توجد عادة في الصور المقطعية المحوسبة لمنطقة البطن مثل المعدة والبنكرياس والكولون. ومن الجدير ذكره أن هذه الطريقة هي المستخدمة حتى الآن في العديد من البحوث الحديثة. ونظرا لما يكلفه اختيار الشريحة من جهد وبخاصة عندما يكون عدد الشرائح بالمئات (يمكن أن يتجاوز 1000 شريحة) فقد كان نجاح هذا البحث حافزا لنا في قسم الهندسة الطبية في جامعة دمشق لتطوير طريقة تمكن الحاسوب من الاختيار الآلي للشريحة المناسبة من بين مئات الشرائح بإشراف المؤلف في حزيران 2011، وهو ما سنعرضه في التطبيق التالي. وهذا البحث (الاختيار الآلي لأفضل شريحة) كان الأول من نوعه عالميا بنتيجة استقصائنا لأحدث البحوث المنشورة والتواصل مع باحثيها بالبريد الألكتروني. يُبين الشكل 10-4 صورة مقطعية محوسبة لمنطقة البطن تظهر فيها منطقة الكبد ومنطقتان مريبتان.



الشكل 10-4 صورة بطن تحتوي منطقة الكبد ومنطقتان مريبتان.

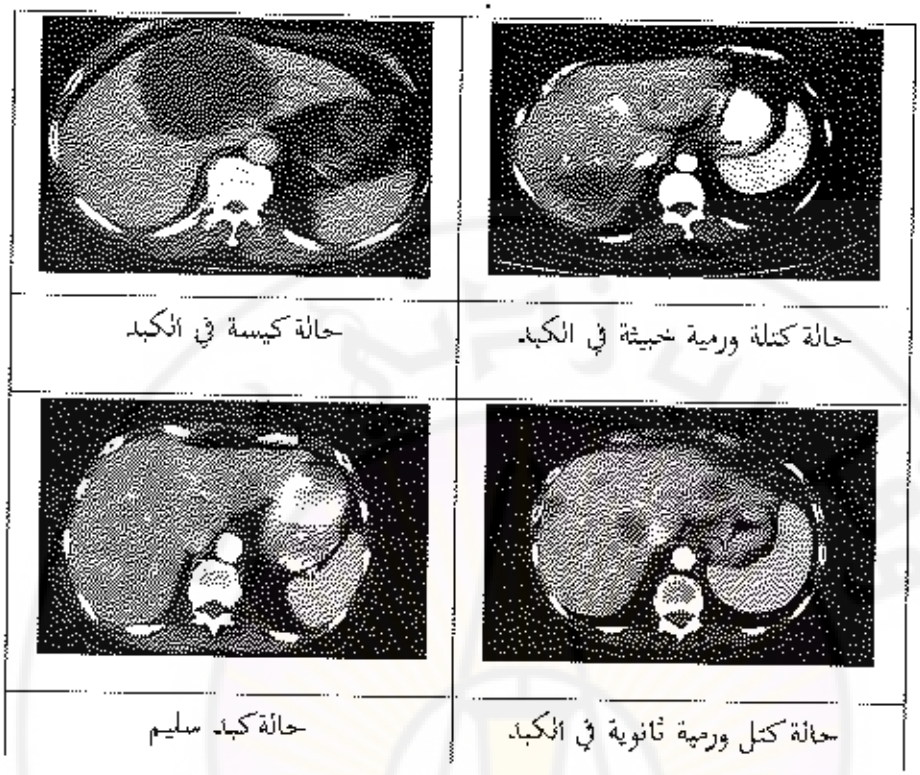
يحتل الكبد الجزء الأكبر من الصورة المقطعية المحوسبة لمنطقة البطن ويتوضع في الجزء الأيسر العلوي منها، وتختلف الأعضاء التي تظهر إلى جانب الكبد بحسب ترتيب الشرائح وقد عرضنا نموذجا تفصيليا في الشكل 10-1.

10-1-3-2 الحالات النموذجية التي تحتويها الصور

تأخذ خلايا المناطق المريبة في منطقة الكبد قيم سويات رمادية مختلفة عن قيم السويات الرمادية لخلايا الكبد الطبيعية مما يجعلها قابلة للتمييز بالعين المجردة في معظم الحالات. ويمكن أن تحتوي منطقة الكبد منطقة مريبة واحدة أو أكثر وتختلف المناطق المريبة من حيث التوزع والشكل والمساحة بحسب الحالة المرضية. يبين الشكل 10-5 صورة نموذجية لكل حالة من الحالات الأربعة المذكورة آنفا.

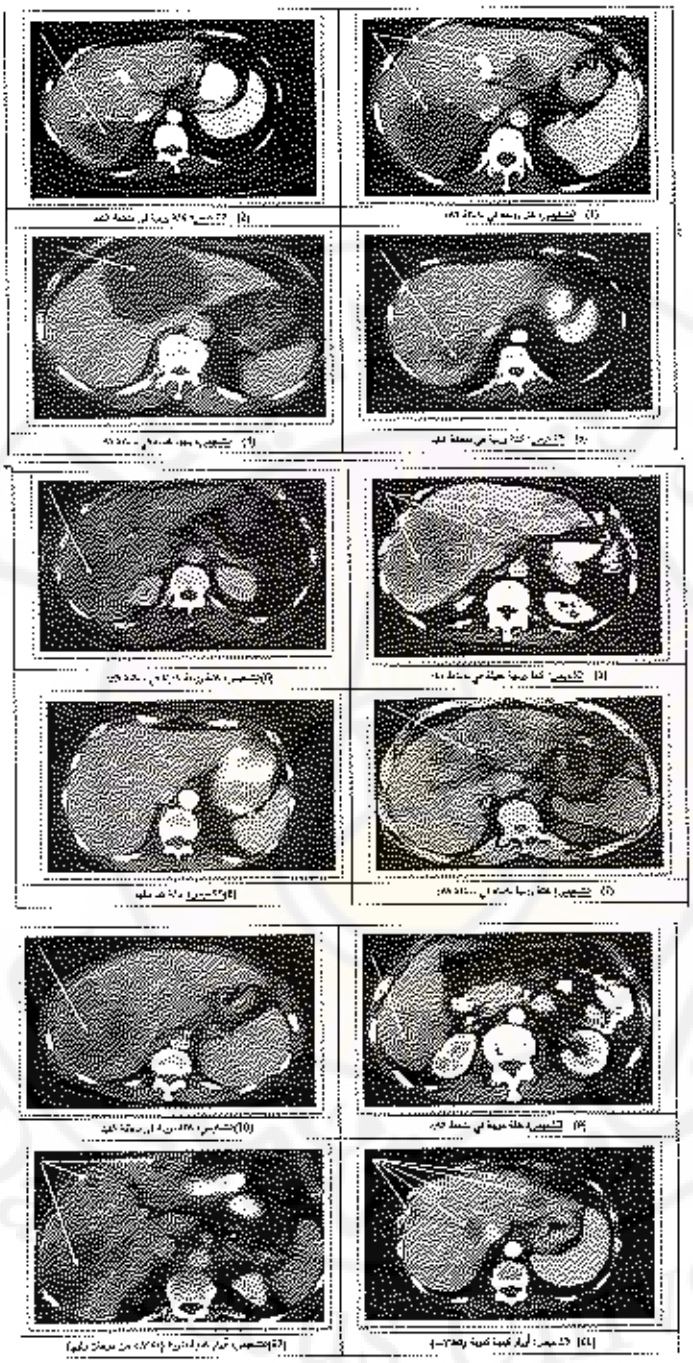
ويبين الشكل 10-6 الصور الطبية المستخدمة في البحث مع توضيح التشخيص الطبي لهذه الحالات، وقد تم وضع أسهم ذات لون أبيض على الصور للإشارة إلى المناطق المريبة في منطقة الكبد.

يتراوح عدد الشرائح لكل حالة بين 72-82 شريحة. يبين الشكل 10-7 اثنتي عشرة شريحة من أصل 72 شريحة لحالة من الحالات السابقة لإعطاء فكرة عن كيفية تغير محتوى الشريحة و شكل بقعة المرض ضمن سلسلة الشرائح المأخوذة لبطن شخص معين.وعرضت الشريحة 35 بعد الشريحة 31 لأن صورة الكبد غير واضحة في الشرائح 32-35.

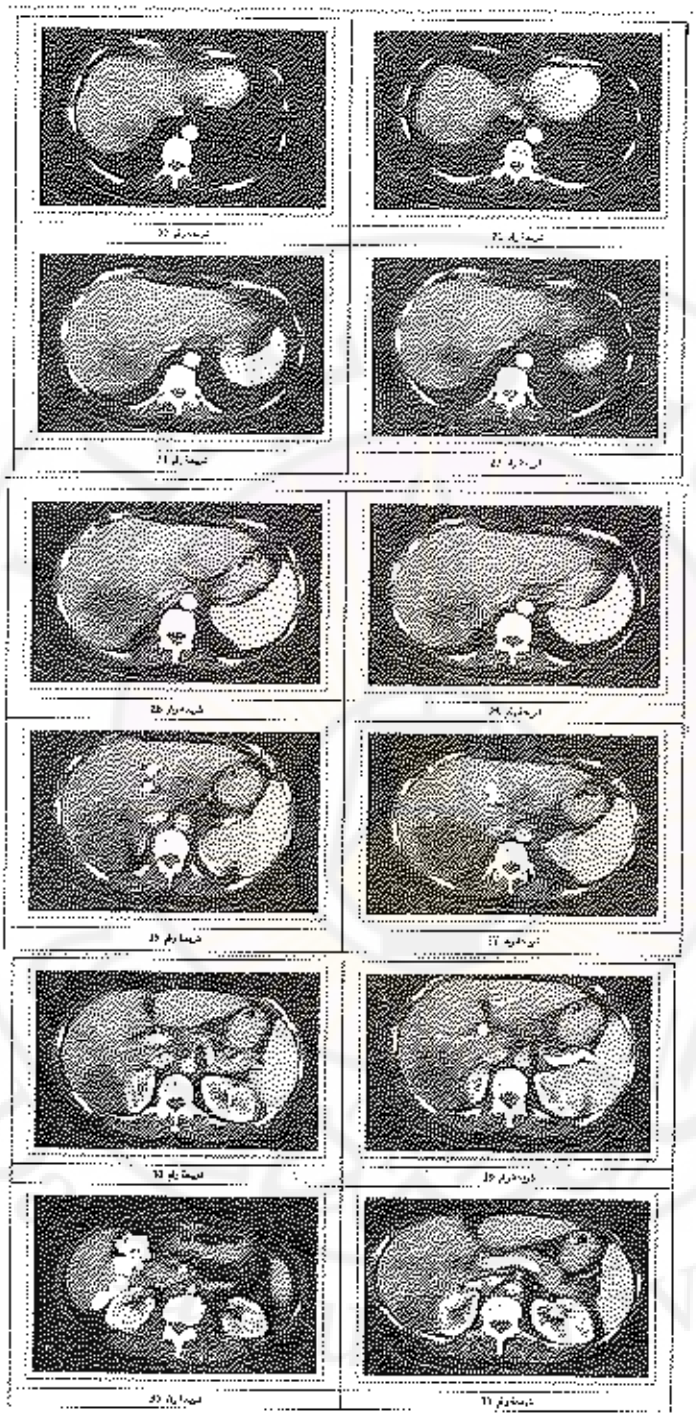


الشكل 10–5 نماذج للحالات الأساسية التي تتضمنها الصور الطبية المستخدمة.

Damascus University

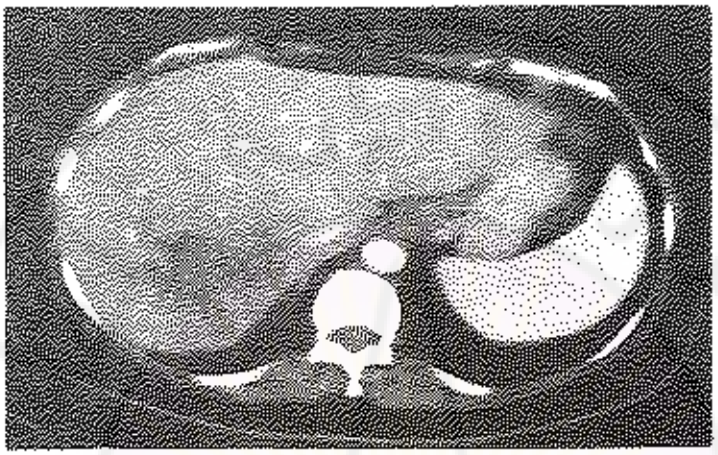


الشكل 10–6 الصور الطبية المستخدمة في البحث: الحالات 1–12.

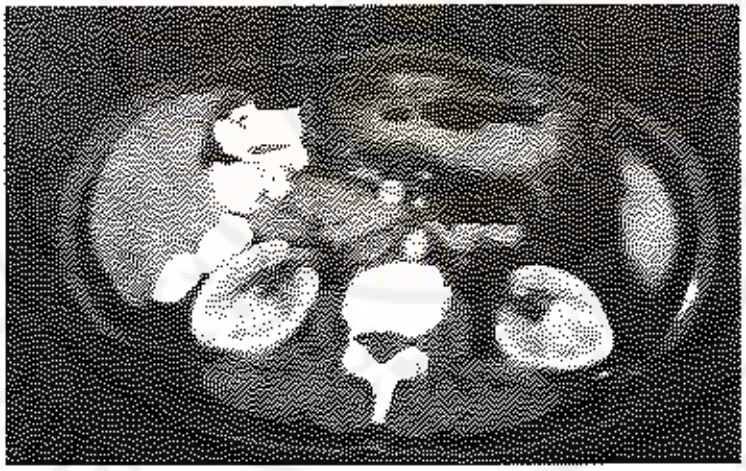


الشكل 10–7 اثنا عشرة شريحة مقطعية محورية لبطن شخص معين.

يبين الشكل 10-8(a) الشريحة رقم 25 التي يظهر فيها الكبد بأفضل وضوح. ويبين الشكل 10-8(b) الشريحة رقم 35 التي لا يظهر فيها الكبد واضحا.



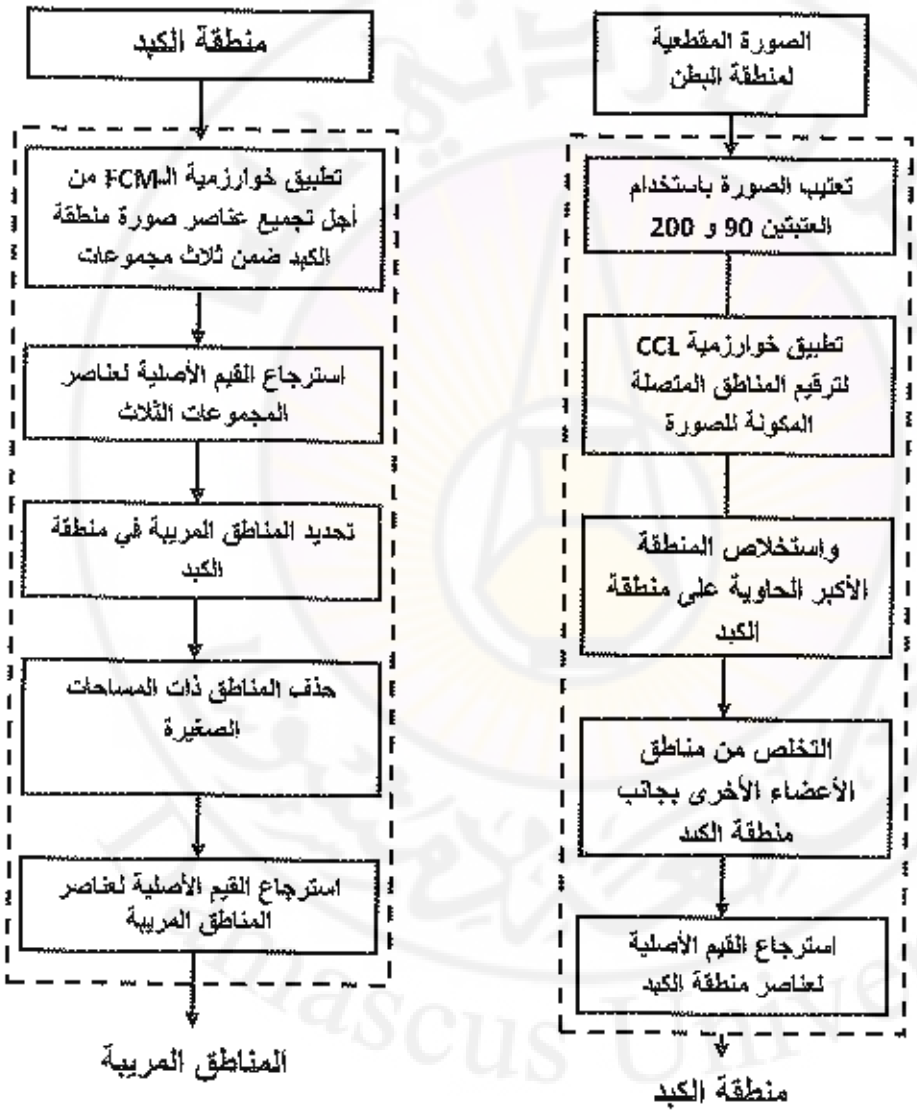
الشكل 10-8 (a)الشريحة رقم 25 التي يظهر فيها الكبد بأفضل وضوح.



الشكل 10-8 (b) الشريحة رقم 35 التي لا يظهر فيها الكبد بوضوح.

10-1-4 الطريقة المطورة لاستخلاص المناطق المريبة

نتيجة لتعقيد بنية شريحة البطن الحاوية على الكبد، تتكون الطريقة من مرحلتين أساسيتين مبينتين في الشكل 10-9 أدناه و تتكون كل مرحلة من عدة خطوات سنفصلها فيما يلي:



الشكل 10-9 استخلاص المناطق المريبة في الكبد.

10-1-4-1 المرحلة الأولى

يتم في هذه المرحلة استخلاص منطقة الكبد من الصورةالمقطعية. و لدى تفحص صور الحالات المدروسة و حساب هيستوغرامات صورها تبين أن معظم عناصر الصورة المشكلة لمنطقة الكبد تقع في المجال 90-200 من السلم الرمادي. لذلك كانت أول خطوة من الخطوات الخمس المستخدمة لاستخلاص منطقة الكبد هي التعتيب لفصل منطقة الكبد عموما عن بقية أجزاء الشريحة. و نستعرض فيما يلي هذه الخطوات:

الخطوة الأولى: تعتيب الصورة المقطعية

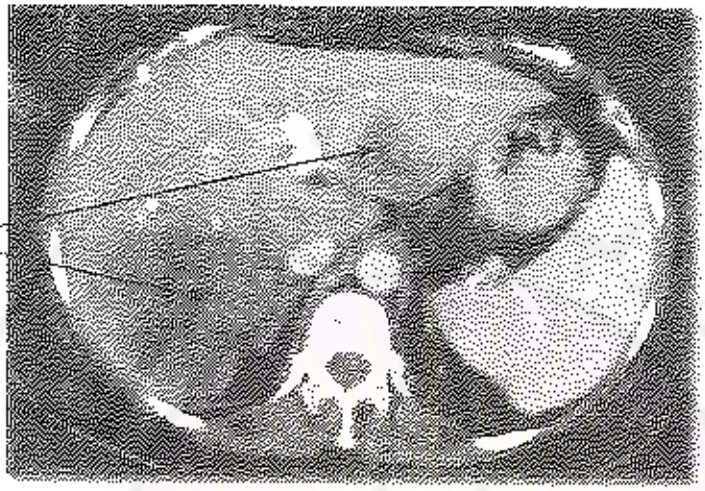
تم تعتيب الصورة بحيث أعطيت العناصر الواقعة في المجال 90-200 قيمة الصفر "0" بينما أعطيت بقية العناصر قيمة الواحد "1"، وفقا للمعادلة التالية:

$$f^*(i,j) = \begin{cases} 0 & \text{if} \quad 90 < f(i,j) < 200 \\ 1 & \text{otherwise} \end{cases}$$

حيث أن $f(i,j)$ هي عناصر الصورة المقطعية.

يبين الشكل 10-10 إحدى الصور الأصلية المستخدمة في البحث، وقد أشار التشخيص الطبي لها إلى وجود منطقتين مريبتين في الفص الأيمن والفص الأيسر، ويمكن تمييزهما بالعين المجردة بسبب الاختلاف في المستويات الرمادية بين خلايا هاتين المنطقتين والخلايا الكبدية الطبيعية. ويبين الشكل 10-11 نتيجة التعتيب حيث أخذت معظم عناصر منطقة الكبد اللون الأسود، ولكن بطبيعة الحال أخذت عناصر بعض الأجزاء

الأخرى من الصورة اللون الأسود أيضا والتي سنقوم بفصلها عن الكبد باستخدام المعالجة المورفولوجية كما سنرى.



الشكل 10–10 الصورة الأصلية.



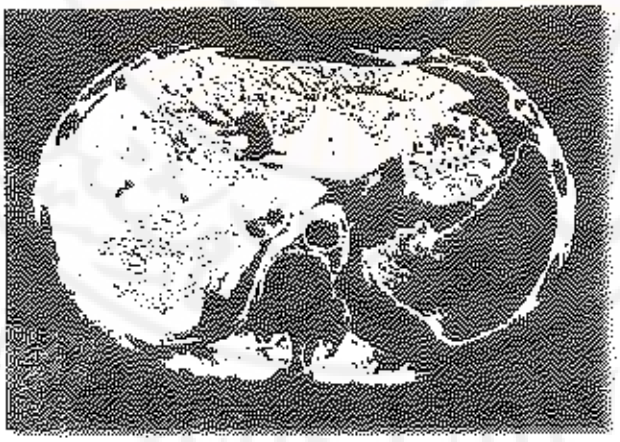
الشكل 10–11 نتيجة التعتيب.

الخطوة الثانية: ترقيم المركبات المتصلة

تم في هذه المرحلة ترقيم المركبات المتصلة تمهيدا لحذف بعضها طبقا لشروط محددة تخدم في تمييز منطقة الكبد من غيرها. وبنتيجة الترقيم نتج 339 مركبة متصلة.

الخطوة الثالثة: تحديد الشكل التقريبي لمنطقة الكبد

تم تحديد الشكل التقريبي لمنطقة الكبد اعتمادا على الوصف التشريحي الذي يشير إلى أنها المنطقة الأكبر مساحةً في الصورة المقطعية المحوسبة لمنطقة البطن. ومن بين المركبات المتصلة التي تم ترقيمها في الخطوة السابقة كانت مساحة المركبة الأكبر 51071 عنصرا وهي التي تعود للكبد بطبيعة الحال، لذلك، أعطيت عناصر هذه المركبة القيمة "1" وأعطيت عناصر باقي المركبات والخلفية القيمة "0". يبين الشكل 10-12 نتيجة هذه العملية. نلاحظ أن هذه الصورة تحتوي منطقة الكبد إلى جانب العديد من أجزاء الأعضاء الأخرى، والسبب في ذلك هو أن قيم السويات الرمادية لهذه الأجزاء كانت قريبة من قيم السويات الرمادية لعناصر منطقة الكبد.

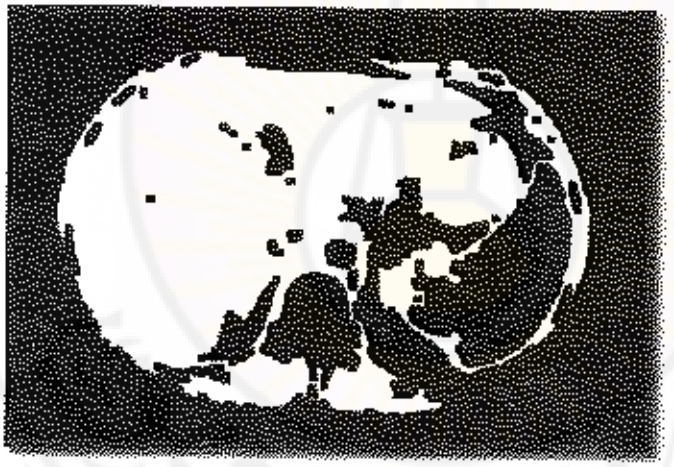


الشكل 10-12 عناصر المنطقة الأكبر في الصورة (باللون الأبيض).

الخطوة الرابعة: فصل منطقة الكبد عن باقي الأعضاء

تتم عملية فصل منطقة الكبد والتخلص من أجزاء الأعضاء الأخرى عن طريق تطبيق عمليتي الفتح والإغلاق المورفولوجيتين بتسلسل معين وقيم بارامترات مناسبة كما هو موضح أدناه.

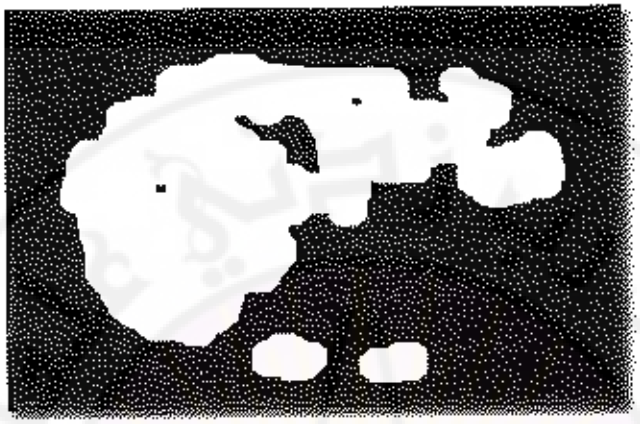
1 – يتم في البداية تنفيذ عملية إغلاق من أجل ملء الفراغات الصغيرة في جسم منطقة الكبد باستخدام عنصر تشكيل دائري الشكل قطره يساوي 3 عناصر. يبين الشكل 10-13 نتيجة هذه العملية حيث تم ملء الفراغات الصغيرة وأصبحت منطقة الكبد أكثر تجانسا.



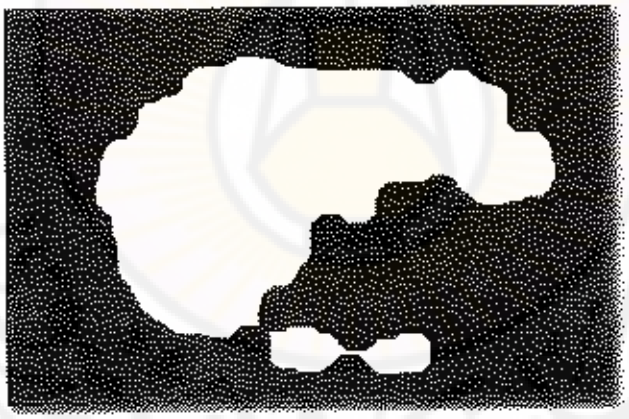
الشكل 10-13 نتيجة تطبيق عمليةالإغلاق لملء الفراغات(الثقوب).

2 – لاستخلاص الكبد لا بد من فصل منطقته عن الأعضاء الملتصقة به. نحقق ذلك بتطبيق عملية فتح باستخدام عنصر تشكيل دائري الشكل قطره يساوي 13عنصراً

متبوعة بعملية إغلاق باستخدام عنصر التشكيل نفسه. يبين الشكل 10–14 نتيجة عملية الفتح ويبين الشكل 10–15 نتيجة عملية الإغلاق.



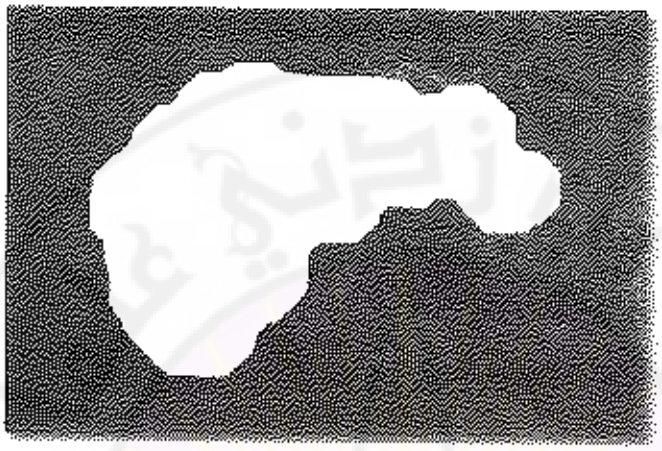
الشكل 10–14 نتيجة تطبيق عملية الفتح لفصل مناطق الأعضاء عن بعضها.



الشكل 10–15 نتيجة تطبيق عملية الإغلاق لملء الفراغات في الكبد.

3 – للتخلص من المنطقتين المندمجتين في الجهة السفلى من الصورة نطبق عملية فتح باستخدام عنصر تشكيل دائري وبقطر 25 هذه المرة. وقد اختير القطر بهذا المقدار

لنتمكن من إزالة المناطق المتبقية غير المرغوب فيها. يبين الشكل 10-16 نتيجة هذه العملية حيث نلاحظ أننا تخلصنا من المناطق الزائدة.



الشكل 10-16 نتيجة تطبيق عملية الفتح مع عنصر تشكيل بقطر 25.

الخطوة الخامسة: استرجاع السويات الرمادية الأصلية للكبد

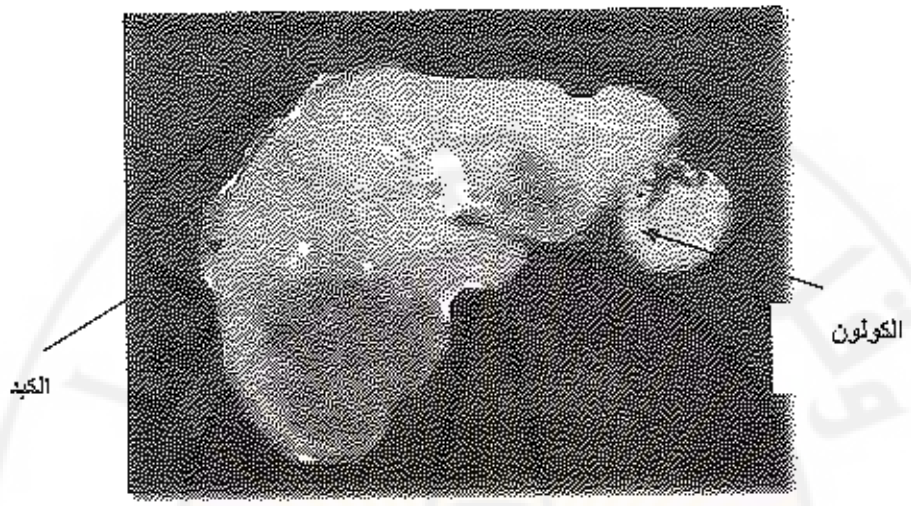
نسترجع السويات الرمادية الأصلية لعناصر منطقة الكبد المستخلصة من الصورة المقطعية وفقا للمعادلة التالية:

$$f^*(i,j) = \begin{cases} f_O(i,j) \text{if} & f_B(i,j) > 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

حيث أن:

$f^*(i,j)$: صورة منطقة الكبد المستخلصة؛ $f_O(i,j)$: الصورة الأصلية $f_B(i,j)$: صورة منطقة الكبد الثنائية لمستخلصة.

يبين الشكل التالي صورة الكبد المستخلصة بقيم سوياتها الرمادية الأصلية.



منطقة الكبد المستخلصة من الصورة الأصلية.

نلاحظ في صورة منطقة الكبد المستخلصة أعلاه وجود جزء من منطقة الكولون، وذلك لأن قيم السويات الرمادية لعناصر هذه المنطقة قريبة من قيم السويات الرمادية لعناصر منطقة الكبد. ويمكن أن تُزال هذه المنطقة من خلال المعالجات اللاحقة، لكن جميع البحوث المنشورة في هذا المجال لم تعدّ هذه الحالة مشكلة كون الكبد استخلص بالكامل بشكل سليم.

10-1-4-2 المرحلة الثانية

يتم في هذه المرحلة استخلاص المناطق المرئية من منطقة الكبد التي استخلصت من صورة البطن المقطعية في المرحلة الأولى. وتعد هذه العملية عمليةً صعبةً نظرا لطبيعة هذه المناطق

من حيث الشكل والتعداد والتوزع. لذلك من الضروري إيجاد خوارزميات مرنة قادرة على التعامل مع هذا التنوع في الحالات المرضية المختلفة.

وبالنظر إلى مجموعة عناصر الصورة على أنها تجمعات من البيانات التي يشترك فيها كل تجمع من العناصر مع بعضها البعض بخصائص معينة (مثل قيم السويات الرمادية) يمكن استخدام خوارزميات عنقدة البيانات من أجل عنقدة عناصر الصورة ضمن تجمعات، بحيث تتشابه عناصر التجمع الواحد مع بعضها البعض، وتختلف مع عناصر التجمعات الأخرى.

تعد خوارزمية الـFCM أحد أهم خوارزميات عنقدة البيانات التي تستخدم في مجال معالجة الصور الطبية. وهي لا تعتمد على قيم عتبات ثابتة للسويات الرمادية بل يتم التعامل مع كل حالة على حده، مما يعطي نتائج جيدة نتيجة وجود تباين في قيم السويات الرمادية للصور الطبية ناتج عن العديد من العوامل مثل بارامترات عملية التصوير والمواصفات الجسمية للمريض. ولتطبيق خوارزمية الـ FCM على صورة منطقة الكبد استخدم التابع fcm من أدوات مكتبة معالجة الصورة في MATLAB.

تتألف المرحلة الثانية من خمس خطوات على النحو التالي:

الخطوة الأولى: يطبق في هذه الخطوة تابع الـ fcm على صورة منطقة الكبد المستخلصة باستخدام مصفوفة الخيارات الافتراضية وتحديد عدد التجمعات بـ 3 تجمعات، بحيث يضم أحد هذه التجمعات الثلاث عناصر الصورة التي تقع في خلفية الصورة بينما يضم التجمع الثاني عناصر الصورة في المناطق المريبة، وبالتالي يضم التجمع الأخير عناصر الصورة في المناطق الطبيعية. يبين الجدول 10-1 نتائج تنفيذ التابع fcm على صورة منطقة الكبد المستخلصة في الشكل 10-16.

الجدول 10–1 قيم تابع التكلفة وقيم التحسن خلال تكرارات التابع fcm.

Improvement Value (ε) قيمة التحسن	Cost Function(obj_fcn) قيمة تابع التكلفة	Iteration Count رقم التكرار
	14324.457117	1
3229.071981	11095.385136	2
0.644111	11094.741025	3
10.295876	11084.445149	4
162.037631	10922.407518	5
2011.242411	8911.165077	6
5982.094403	2929.070674	7
1314.588586	1614.482088	8
333.369866	1281.112222	9
561.552324	719.559898	10
156.742504	562.817394	11
31.92431	530.893084	12
7.793764	523.099320	13
2.107427	520.991893	14
0.602033	520.389860	15
0.177055	520.212805	16
0.052882	520.159923	17
0.015927	520.143996	18
0.004819	520.139177	19
0.001461	520.137716	20
0.000444	520.137272	21
0.000135	520.137137	22
0.000041	520.137096	23
0.000012	520.137084	24
0.000004	**520.137080**	25

يتبين من الجدول 10-1 أن قيمة التحسن بلغت في التكرار رقم 25 قيمةً أصغر من القيمة الأصغرية المسموح بها، وبالتالي سوف تتوقف الخوارزمية عند هذا التكرار.

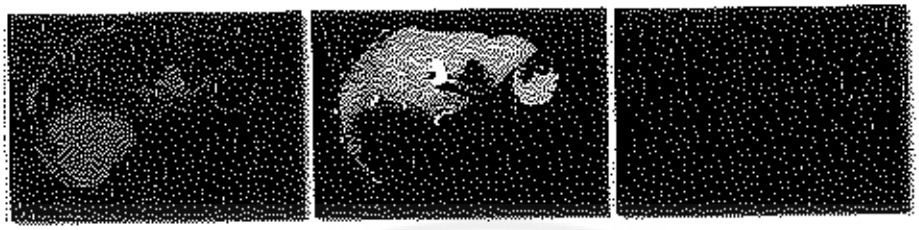
ينتج عن تطبيق التابع fcm ثلاثةتجمعات عناصر، نعيد تشكيل عناصر كل تجمع على حده لتشكيل جزء محدد من الصورة الأصلية. يبين الشكل 10-17 الصور الناتجة عن تشكيل عناصر كل تجمع من التجمعات الثلاثة الناتجة.

الخطوة الثانية: يتم في هذه الخطوة من أجل كل صورة من الصور الناتجة عن الخطوة السابقة استرجاع العناصر المقابلة لها في صورة منطقة الكبد المستخلصة حيث يأخذ تقاطع عناصر كل صورة مع صورة منطقة الكبد ليتشكل لدينا ثلاث صور جزئية إذا قمنا بجمعها مع بعضها البعض ينتج لدينا الصورة الأصلية التي تمثل كامل منطقة الكبد التي تم استخلاصها في المرحلة الأولى. يبين الشكل 10-17 الصور الناتجة عن تشكيل عناصر التجمعات الثلاثة، ويبين الشكل 10-18 صور التجمعات الثلاثة بعد استرجاع عناصرها من صورة منطقة الكبد الناتجة عن المرحلة الأولى.



(أ) (ب) (ج)

الشكل 10-17 الصور الناتجة عن تشكيل عناصر التجمعات الثلاث.



(أ) (ب) (ج)

الشكل 10-18 صور التجمعات الثلاثة بعد استرجاع عناصرها من صورة منطقة الكبد الناتجة عن المرحلة الأولى.

وتتضمن صور التجمعات الثلاثة: أ- صورة عناصر خلفية الصورة التي تتضمن عددًا قليلًا جدًا من العناصر التي لا تنتمي إلى الخلفية و ب-صورة عناصر المناطق السليمةفي الكبد و ج- صورة عناصر المناطق المريبة في الكبد.

الخطوة الثالثة: يتم في هذه الخطوة فحص المجموعات الثلاث الناتجة عن الخطوة السابقة وتحديد التجمعالذييمثل خلايا المناطق المريبة، وذلك لأن تابع الـfcm لا يعطي صور المجموعات الثلاث في الترتيب نفسه في كل مرة يتم فيها تنفيذه (حتى باستخدام معطيات الدخل نفسها)، أي أننا لا نستطيع أن نفترض دائمًا أن التجمع الأولى سيمثل الخلايا الطبيعية في منطقة الكبد، وأن التجمع الثاني سيمثل خلايا المناطق المريبة في منطقة الكبد، وأن التجمع الثالث سيمثل الخلايا التي تنتمي إلى خلفية الصورة. وقد تمت عملية الفحص وتحديد التجمع بالاعتماد على القيمة العظمى للسويات الرمادية في كل تجمع لأن:

$$G_L > G_S > G_B$$

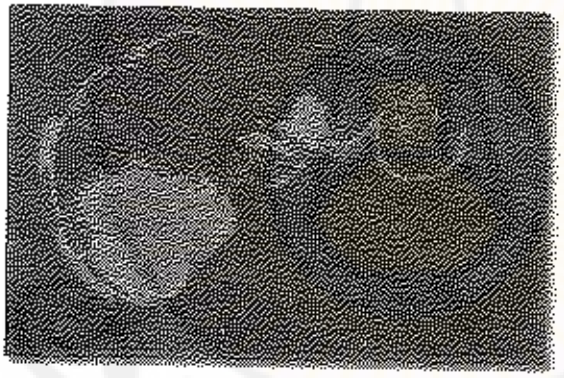
حيث إن:

G_L : القيمة العظمى للمسويات الرمادية في تجمع عناصر الخلايا الطبيعية في منطقة الكبد.

G_S : القيمة العظمى للمسويات الرمادية في تجمع عناصر خلايا المناطق المريبة في منطقة الكبد.

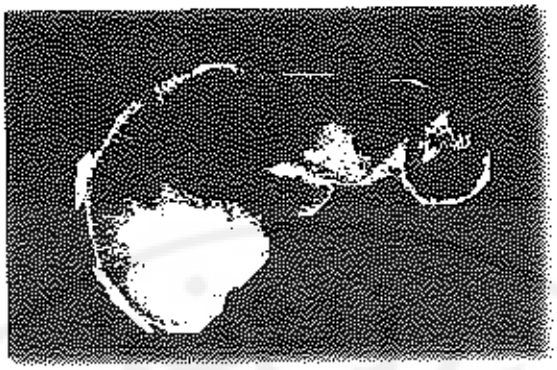
G_B : القيمة العظمى للمسويات الرمادية في تجمع عناصر خلفية الصورة.

ومن أجل ذلك يتم حساب القيمة العظمى للمسويات الرمادية في كل صورة من الصور الثلاث الناتجة عن الخطوة السابقة وتطبيق الشرط السابق لتحديد الصورة التي تمثل المناطق المريبة في منطقة الكبد. يبين الشكل 10-19 الصورة الناتجة عن تشكيل عناصر تجمع المناطق المريبة.



الشكل10-19 الصورة الناتجة عن تشكيل عناصر تجمع المناطق المريبة.

الخطوة الرابعة: يتم في هذه الخطوة التخلص من المناطق ذات المساحات الصغيرة جدًا بالمقارنة مع مساحات المناطق المريبة التي نريد استخلاصها. بعد القيام بذلك باستخدام المركبات المتصلة و حذف جميع المناطق المتصلة التي يقل عدد عناصرها عن 100 عنصر وتعتيب الصورة الناتجة نحصل على الصورة المبينة في الشكل 10-20.



الشكل 10–20 حذف المناطق المتصلة ذات المساحات الصغيرة جدا بالمقارنة مع مساحات المناطق المربية وتعتيب الصورة.

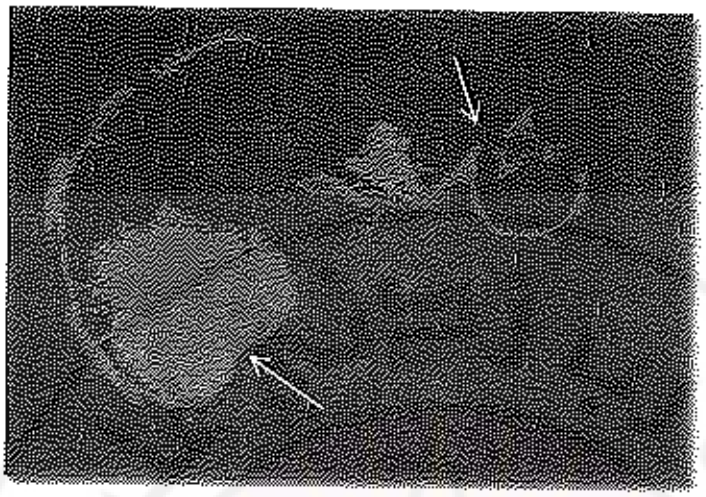
الخطوة الخامسة: يتم في هذه الخطوة استرجاع القيم الأصلية لعناصر المناطق المربية من صورة الكبد وفقًا للمعادلة التالية:

$$f^*(i,j) = \begin{cases} f_O(i,j) & \text{if } f_B(i,j) = 1 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

حيث أن:

$f^*(i,j)$: صورة المناطق المربية المستخلصة من منطقة الكبد

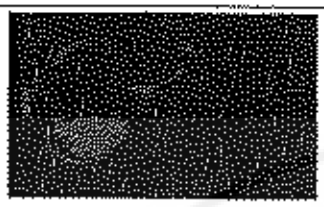
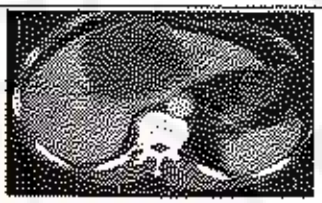
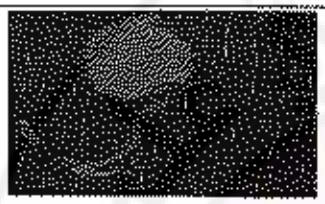
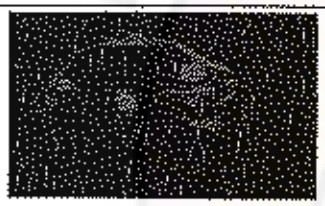
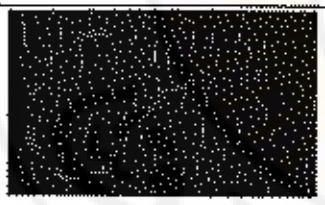
$f_O(i,j)$: صورة منطقة الكبد الناتجة عن المرحلة الاولى؛ $f_B(i,j)$: الصورة الثنائية في الشكل10–20. يبين الشكل 10–21 صورة المناطق المربية المستخلصة.



الشكل10-21 المناطق المريبة المستخلصة من منطقة الكبد.

يبين الجدول 10-2 نتائج كشف المناطق المريبة في الكبد لأربع حالات نموذجية هي: ورم أولي، كيسة، ورم ثانوي (انتقالي)، و كبد سليم مع التشخيص الطبي لكل حالة. نجد من العمود الثاني من هذا الجدول أن الطريقة أفلحت في كشف جميع الحالات بشكل صحيح وبشكل آلي، مع ملاحظة أنه في الحالة الثالثة لم تكتشف بقعتان صغيرتان من أصل خمس بقع انتقالات ثانوية، لكن إذا ما اعتبرنا أن كشف وجود حالة الورم الانتقالي في الصورة من عدمه هو الهدف، يكون الغرض قد تحقق بكشف معظم المناطق المريبة، وهذا ما سيخضع الصورة لتفحص الطبيب للتأكد.

الجدول 10-2 نتائج الطريقة المطورة في الحالات الأربعة الأساسية.

	الصورة المقطعية المحوسبة لمنطقة البطن	المناطق المربية المستخلصة
1		
	التشخيص: كتلة ورمية خبيثة في الكبد	
2		
	التشخيص: وجود كيسة في الكبد	
3		
	التشخيص: كتل ورمية ثانوية في الكبد	
4		
	التشخيص:كبد سليم	

وتجدر الملاحظة هنا إلى أنه في حالة الكبد السليم لم تعط الطريقة أية منطقة مريبة وهذا ينسجم مع الأداء المفترض حيث إن عدم كشف أية مناطق مريبة يعني أن الكبد سليم.

كان التقييم الذي أوردناه أعلاه لأداء الطريقة نوعيا، أي أننا تفحصنا صحة الأداء لحالة مفردة من كل نوع من الحالات الأساسية. أما من حيث تقييم الأداء الكمي على جميع الصور المستخدمة، فيلخص الجدول 10-3 نتائج تطبيق الطريقة على جميع الصور.

الجدول 10-3 نتائج تطبيق الطريقة المطورة على الصوربشكل نسب مئوية

الحالة	العدد	دقة الاستخلاص %	ملاحظات
أورام الخلايا الكبدية الأولية	6	95	تم استخلاص معظم المناطق الورمية
أورام كبدية ثانوية انتقالية	2	80	تم استخلاص معظم المناطق الورمية الثانوية
حالة كبد سليم	1	100	لم يتم استخلاص أي مناطق كنتيجة خاطئة
كيسة Cyst في منطقة الكبد	1	100	تم استخلاص كامل منطقة الكيسة
مناطق مريبة في منطقة الكبد	2	100	تم استخلاص كامل المناطق المريبة.

تم في الجدول السابق تحديد دقة الاستخلاص من خلال الحساب التقريبي لنسبة مساحات المناطق المرئية المستخلصة آليا من صورة الكبد إلى المساحة المشخصة من قبل المختص الشعاعي كنسبة مئوية. وفيما يتعلق بكفاية عدد العينات المستخدمة في اختبار الطريقة فهي قليلة نسبيا نظرا لصعوبة الحصول عليها وبخاصة في بلد كسوريا، لكنها مقبولة لإعطاء مؤشر جيد على أداء الطريقة وهي مقارنة من حيث العدد بتلك المستخدمة في البحوث السابقة المشابهة في دول متقدمة.

10-1-4-3 التخلص من المناطق غير المرغوبة في الصورة

نلاحظ في الشكل 10-21 وجود مناطق غير مرغوبة في الصورة (تتركز أساسا على الحدود الخارجية للكبد) بقيت إلى جانب المناطق المرئية المستخلصة بسبب التقارب بين سوياتها الرمادية، وتلك التابعة للمناطق المرئية في الصورة الأصلية.

يختلف تأثير وجود هذه المناطق باختلاف الطريقة المتبعة في عملية التحليل والتشخيص النهائية للمناطق المرئية، بحيث يمكن القول إن بعض هذه الطرائق يمكن أن تحلل هذه المناطق غير المرغوب فيها وتعطي نتائج سلبية لها، وبالتالي يتم استثناؤها من التشخيص النهائي، أي لا تؤثر في صحة التشخيص. ولكن من أجل زيادة فعالية خوارزمية استخلاص المناطق المرئية التي قد تستخدم من أجل توليد تمثيل ثنائي الأبعاد من الشريحة الواحدة، وتمثيل ثلاثي الأبعاد من تجميع المعلومات الناتجة من عدد من الشرائح يمكن تطبيق العديد من المعايير والشروط لمحاولة التخلص قدر الإمكان من هذه الأجزاء مع الأخذ بالاعتبار أن تطبيق هذه المعايير يجب أن يكون دقيقا ومحسوب النتائج من أجل عدم التأثير في دقة النتائج، كأن يؤدي تطبيق أحد هذه المعايير على سبيل المثال إلى حذف منطقة مرئية من الصورة إلى جانب مناطق غير مرغوب فيها. ويعد معيار المساحة

أحد هذه المعايير التي يتم تطبيقها على مركبات الصورة للتخلص من المناطق غير المرغوب فيها، بحيث تُحدد مساحة معيارية ويتم حذف كل مركبة (منطقة متصلة) مساحتها أصغر من المساحة المحددة. أي أن شرط حذف المناطق في الصورة:

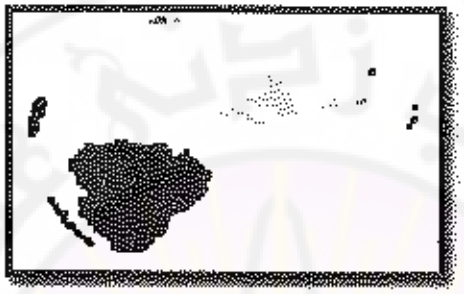
مساحة المركبة المتصلة < المساحة المعيارية المحددة

يعدّ هذا المعيار معيارا سهل التطبيق، ويعطي نتائج جيدة عند استخلاص مناطق مربية ذات مساحات معروفة أو متوقعة. أما في حالة عدم معرفة مساحات المناطق المربية فإن تطبيقه قد يؤدي إلى حذف منطقة مربية مهمة ذات مساحة صغيرة، الأمر الذي ينعكس بشكل سلبي على نتيجة التشخيص النهائي. ومن أجل تطبيق هذا المعيار على صورة المناطق المربية المستخلصة في المرحلة الثانية نقوم بتطبيق خوارزمية ترقيم المركبات لتحديد المركبات (المناطق المتصلة) المشكلة للصورة. يبين الشكل 10-22 نتيجة تطبيق هذا التابع على صورة المناطق المربية المستخلصة حيث يقوم التابع بإعطاء لون مميز لكل منطقة، وقد أظهرت الألوان هنا على شكل سويات رمادية متمايزة.



الشكل 10-22 تطبيق تابع ترقيم المركبات المتصلة على صورة المناطق المربية المستخلصة.

ومن أجل قطع الاتصالات بين المناطق المتشكلة نقوم بتطبيق عملية "الفتح" باستخدام عنصر تشكيل قطره يساوي 3 عناصر. يبين الشكل 10-23 نتيجة هذه العملية حيث إن عدد المناطق المكونة للصورة يساوي 12منطقة. يبين الجدول 10-4 مساحات هذه المناطق. يتضح من هذا الجدول أن البقعتين الورميتين هما الأكبر، ومساحتاهما 883 و 8757.



الشكل10-23 نتيجة تطبيق عملية "الفتح" المورفولوجية

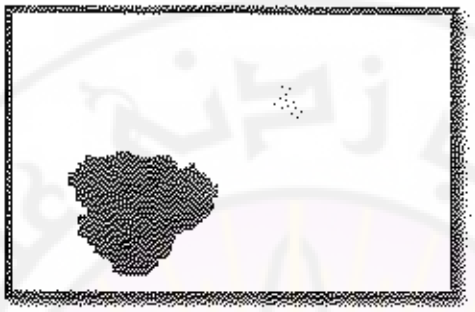
على صورة المناطق المربية المستخلصة.

الجدول 10-4 قيم مساحات المناطق المشكلة للصورة.

رقم المنطقة	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
المساحة (Pixels)	398	381	**8757**	84	30	278	**883**	228	48	47	71	25

الآن، بحذف المناطق التي تقل مساحتها عن 500 يمكن التخلص من المناطق غير المرغوب فيها في جميع الصور المستخدمة دون خسارة تذكر في مساحات المناطق المربية.

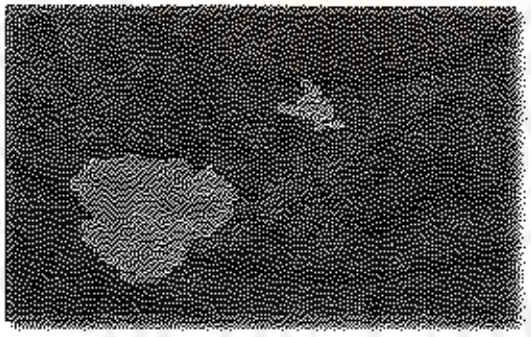
يبين الشكل 10-24 نتيجة حذف المناطق غير المرغوب فيها من الصورة، وبقاء المنطقتين الورميتين المستخلصتين من صورة منطقة الكبد المستخلصة من الصورة المقطعية للبطن.



الشكل10-24 البقعتان الورميتان المستخلصتان

آليا دون تدخل المستخدم للبرنامج.

وباسترجاع السويات الرمادية الأصلية نكون قد حصلنا على البقعتين الورميتين المستخلصتين من صورة البطن المقطعية دون شوائب آليا، كما يظهر في الشكل 10-25.



الشكل 10-25 المناطق المرية المستخلصة من منطقة الكبد

بعد استرجاع سوياتها الرمادية الأصلية.

10-1-4-4 تحليل المناطق المربية وتشخيصها

يوجد العديد من الطرائق المتبعة في عملية تحليل المناطق المربية وتشخيصها. نستعرض فيما يلي بعض الطرائق الواردة في بعض الأبحاث العلمية المنشورة في هذا المجال.

10-1-4-5 استخدام بعض واصفات مركبات الصورة إلى جانب شرط المساحة

يتم استخدام بعض واصفات المناطق المتصلة مثل أبعاد أصغر مستطيل يمكن أن يحتوي على المنطقة لمساحتها الدائرية والمسافة الأصغرية من مركزها إلى حدود منطقة الكبد، إلى جانب شرط مساحة المنطقة من أجل تحديد نوع هذه المناطقوتشخيصها. وتتطلب هذه الطريقة وجود قاعدة بيانات تضم القيم المعيارية لهذه الواصفات بالنسبة إلى المناطق السليمة والمناطق المربية. يبين الجدول 10-5 عددا من قيم واصفات بعض المناطق المتصلة في الصورة المبينة في الشكل 10-23.

الجدول 10-5 عدد من قيم واصفات بعض المركبات المتصلة (المناطق)

في الصورة المبينة في الشكل 10-23.

8	7	6	5	4	3	2	1	[illegible]
228	883	278	30	83	8757	381	398	Area (Pixels)
24×22	87×43	42×17	6×5	11×8	119×110	39×40	16×40	BoundingBox
31.73	46.10	49.54	6.93	15.57	111.38	67.65	43.51	MajorAxisLength
0.43	0.44	0.39	1	0.75	0.67	0.12	0.62	Extent
12.85	32.95	11.32	5.77	7.38	106.01	9.05	12.36	MinorAxisLength
35.53	47.04	18.81	6.18	10.34	105.59	22.03	22.51	Equiv Diameter
85.56	173.11	318.87	18	37.07	442.69	153.84	99.60	Perimeter

حيث إن:

- Area: مساحة المنطقة أي عدد العناصر في المنطقة.
- BoundingBox: أبعاد أصغر مستطيل يحتوي المنطقة (الطول × العرض).
- MajorAxisLength: طول القطر الأعظمي.
- Extent (Area/BoundingBox): نسبة عدد العناصر في المنطقة إلى عدد العناصر المكونة لأصغر مستطيل يحتوي على المنطقة.
- MinorAxisLength: طول القطر الأصغري.
- EquivDiameter: قطر أصغر دائرة تحتوي على المنطقة.
- Perimeter: محيط المنطقة.

10-1-4-6 استخدام خصائص التركيب في عملية التعرف على الكتل الورمية

تعد خصائص التركيب texture features من أكثر الخصائص استخداما في عملية تفسير الصور الطبية، ويمكن استخدامها في مجال عريض من تطبيقات معالجة الصورة. فمن الصعب تصنيف تركيب (texture) عضو جسم بشري بالاعتماد على معلومات الشكل أو المعلومات التي تقدمها السويات الرمادية وذلك لأن شكل العضو غير ثابت في جميع شرائح الصور الطبية ثنائية الأبعاد وبسبب تطابق السويات الرمادية إلى حد بعيد بالنسبة إلى النسج الرخوة. وبالمقارنة فإنه من المتوقع أن يكون لتركيب النسج خصائص (خشونة، نعومة، انتظام، إلخ..) ثابتة ومتجانسة بالنسبة إلى جميع شرائح الصور الطبية، ولذلك يمكن أن تستخدم المعلومات التركيبية في عملية التمييز بين النسج المختلفة للعضو. وبالتالي فإنه من الممكن أن يتم تعرّف الكتل الورمية من خلال تحليل الخصائص التركيبية للمناطق المريبة الناتجة. ويمكن إيجاد تفاصيل أكثر حول هذا الموضوع في(AlSamman, B., 2011).

10-1-5 استخدام المعالجة الأولية

لم تتضمن خطوات الطريقة المطورة أية إجراءات معالجة أولية preprocessing، علما أنه يمكن من خلال تطبيق معالجة أوليةمناسبة زيادة فعالية ودقة نتائج الطريقة المطورة، كتطبيق معالجة أولية من أجل زيادة التباين بين المناطق المريبة والخلايا الكبدية الطبيعية، الأمر الذي قد ينعكس بشكل إيجابي على دقة عملية كشف الكتل الورمية في منطقة الكبد.

10-2 الانتقاء الآلي لأفضل شريحة كبد مقطعية للتشخيص

لدى مناقشة موضوع الكشف الآلي للمناطق المريبة في صور الكبد المقطعية التي استعرضناها في القسم السابق علنيا في قسم الهندسة الطبية في تموز 2010، برز السؤال التالي: كيف يتم انتقاء الشريحة التي تعملون على كشف المناطق المريبة فيها؟ وبطبيعة الحال كان الجواب: "يدويا من قبل المختص في التشخيص الطبي". وهذا الجواب فرض السؤال التالي: "لماذا لا تنتقونها آليا بوساطة الحاسوب؟" وكان الجواب كما يلي: جميع الباحثين في العالم يختارونها بهذه الطريقة.

لقد حرضت هذه المناقشة موضوع الانتقاء الآلي لأفضل شريحة مقطعية للكبد من أجل كشف المناطق المريبة والتشخيص. وعلى إثر ذلك راسلنا ناشري أحدث البحوث في هذا المجال، فكان الجواب أيضا "يدويا".

ولأننا نجحنا في تجزيء الكبد آليا في البحث السابق، تم إطلاق بحث جديد وهو الكشف الآلي لأفضل شريحة مقطعية من بين عشرات أو مئات الشرائح للمريض الواحد (حسب جهاز التصوير المستخدم ويمكن أن تتجاوز 1000 شريحة في الأجهزة الحديثة) كمشروع تخرج لمجموعة طلاب هندسة طبية بإشراف المؤلف، وتوصلنا بنهاية الفصل إلى

نتائج مميزة جدا يمكن أن تعد نجاحا باهرا في هذا المجال، وهو بدون شك، الأحدث عالميا. نعرض في هذا القسم الطريقة التي طورناها في هذا المجال ونناقشها.

10-2-1 الأساس المستخدم لانتقاء الشريحة من أجل التشخيص

تستعرض الأشعة أثناء التصوير محتويات البطن (بما فيها الكبد) على شكل مقاطع أفقية متتابعة من أعلى البطن إلى أسفله في شرائح Slices يقوم الحاسوب بتجميعها لرسم أعضاء البطن المختلفة. وغالبا ما يتم حقن المريض عبر الوريد بمادة (صبغية) Dye ملونة تساعد على توضيح مناطق الكتل السرطانية في الكبد.

تعطي الشريحة الواحدة Slice فكرة عن مكان وجود الورم في الكبد، بينما تعطي الشرائح Slices مجتمعةً مع بعضها البعض فكرة عن ثخانة الورم. لذا فإنه من الممكن أن نجد الورم في بعض الشرائح و لا نجده في شرائح أخرى وذلك بحسب ثخانة الورم واقتراب هذه الشرائح من مكان الورم. عرضنا في الشكل 10-7 اثنتي عشرة شريحة من أصل 79 شريحة أخذت لشخص معين. وهذه المجموعة يمكن أن تسمى "المجموعة ذات الاهتمام" لأنه من حيث المبدأ، توجد بعض الشرائح في كل مجموعة صور بطنية لا تحتوي صورة الكبد وذلك بحسب تدرج الشرائح عبر جسم المريض.ويلاحظ في هذا الشكل تباين ظهور منطقة الكبد والمناطق المرية في الشرائح المختلفة، بحيث تكون غير واضحة تماما في بعض الشرائح (21,22) ومن ثم يتدرج وضوحها ضمن الشرائح التالية (22-27)، ليعود عدم الوضوح في الشرائح التالية (28-35). وفي الغالب يمكن الحصول على صورة أو أكثر تمثل منطقة الكبد والمناطق المرية بشكل واضح من بين الشرائح الناتجة عن عملية التصوير، وهذه الشريحة تستخدم من أجل التشخيص.

10-2-2 أهمية الانتقاء الآلي للشرائح موضوع البحث

منذ أن بدأت تظهر البحوث في مجال التشخيص المؤتمت حاسوبيا للأمراض، كان الهدف ولا يزال هو مساعدة الطبيب برأي ثان ويبقى الرأي النهائي للطبيب البشري المختص لأنه من حيث المبدأ لا يمكن المغامرة بخطأ حاسوبي في التشخيص مهما كان احتماله ضئيلا لأن التكلفة يمكن أن تكون حياة إنسان. وبالتالي، مهما تطور التشخيص المؤتمت فستبقى الحاجة للطبيب قائمة ولا يمكن الاستغناء عنه، أما الانتقاء الآلي للشريحة (أو الشرائح الأفضل) لاستخدامها في التشخيص يمكن أن يزيح عن كاهل الطبيب قدرا كبيرا من الجهد ويوفر وقتا لا يستهان به من زمن البحث عن هذه أو الشرائح.

10-2-3 الصور المستخدمة في البحث

استخدم صنفان من الصور ويتكون كل صنف من عدة مجموعات كما يلي:

الصنف الأول

يتكون هذا الصنف أساسا من 12 مجموعة، وتتكون كل مجموعة من صور الشرائح المأخوذة لمريض واحد، وتراوح عدد الصور في المجموعة الواحدة بين 62 و79 بحيث كان مجموع هذه الصور 985 صورة مقطعية بدقة 793x658 و 256 سوية رمادية، وقد استعرضنا نماذج من هذه الصور في القسم السابق.

لقد استخدمنا في التطبيق السابق (كشف المناطق المريبة) صورة شريحة واحدة من كل مجموعة اختيرت من قبل المتخصص الشعاعي كأفضل شريحة من أجل المعاينة والتشخيص، ولكن ما توفر كمجموعة كاملة من هذا الصنف هو مجموعتان كاملتان

فقط. وهاتان المجموعتان ستستخدمان لتقييم نتائج طريقة الانتقاء الآلي التي سنعرضها في هذا القسم.

الصنف الثاني

يتكون هذا الصنف من أربع (4) مجموعات و عدد صور كل مجموعة هو : 863 و 548 و 851 و 818 شريحة، على التوالي. وتبلغ دقة صور هذه المجموعات الأربعة658 x 793 و 256 سوية رمادية.

نلاحظ أن عدد صور المجموعة قفز من مرتبة العشرات في الصنف الأول إلى مرتبة المئات في هذا الصنف (الثاني) نتيجة حداثة الجهاز المستخدم مقارنة مع الصنف الأول. وهذه المجموعات الأربعة متوافرة جميعها وسنستخدمها أيضا في تقييم أداء هذه الطريقة.

10-2-4 المعرفة المطلوبة للتعامل مع هذا الموضوع

إذا تذكرنا المخطط 2-17 في الفصل الثاني، نجد أنه للتعامل بنجاح مع أي موضوع معين في مجال معالجة الصور وتطبيقاتها، لا بد من الاعتماد على معرفة ضرورية بطبيعة المسألة كي نستطيع وضع الحل المناسب لها. في حالنا هذه، تلزمنا المعرفة التالية بطبيعة صور الشرائح المستخدمة:

1 – الصور المستخدمة هي صور رمادية تنحصر سوياتها في المجال 255-0.

2 – الكبد هو المركبة الأكبر في الصورة ويتوضع في القسم الأيسر العلوي من الصورة ويظهر اتجاهه العام بشكل قطري (مائل بمقدار 45 درجة تقريبا).

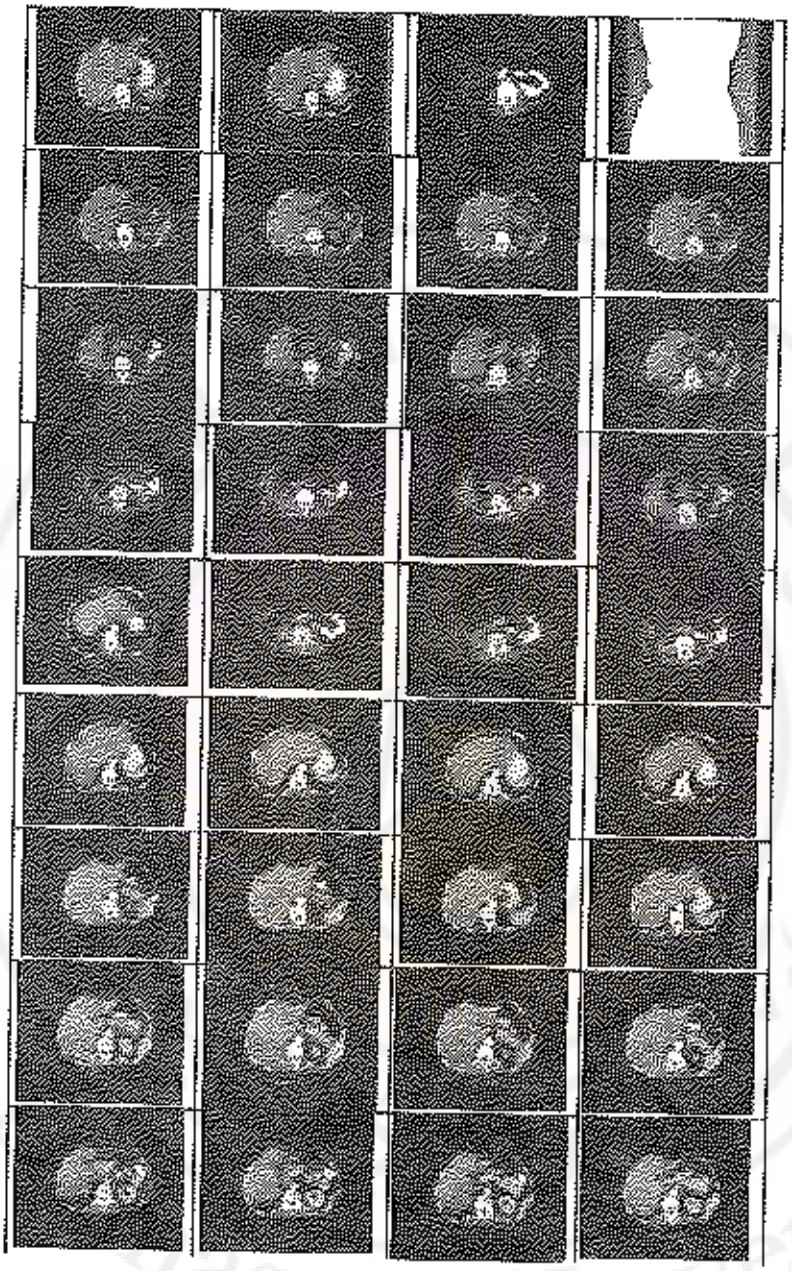
3 – يمكن أن يظهر جزء من السرير المعدني في الصورة .

واعتمادا على هذه المعرفة سنختار عمليات المعالجة وبارامتراتها المناسبة، وسنشرح فيما يلي الطريقة التي طورت في القسم لانتقاء الشريحة الأفضل من بين عدد كبير من الشرائح من أجل التشخيص.

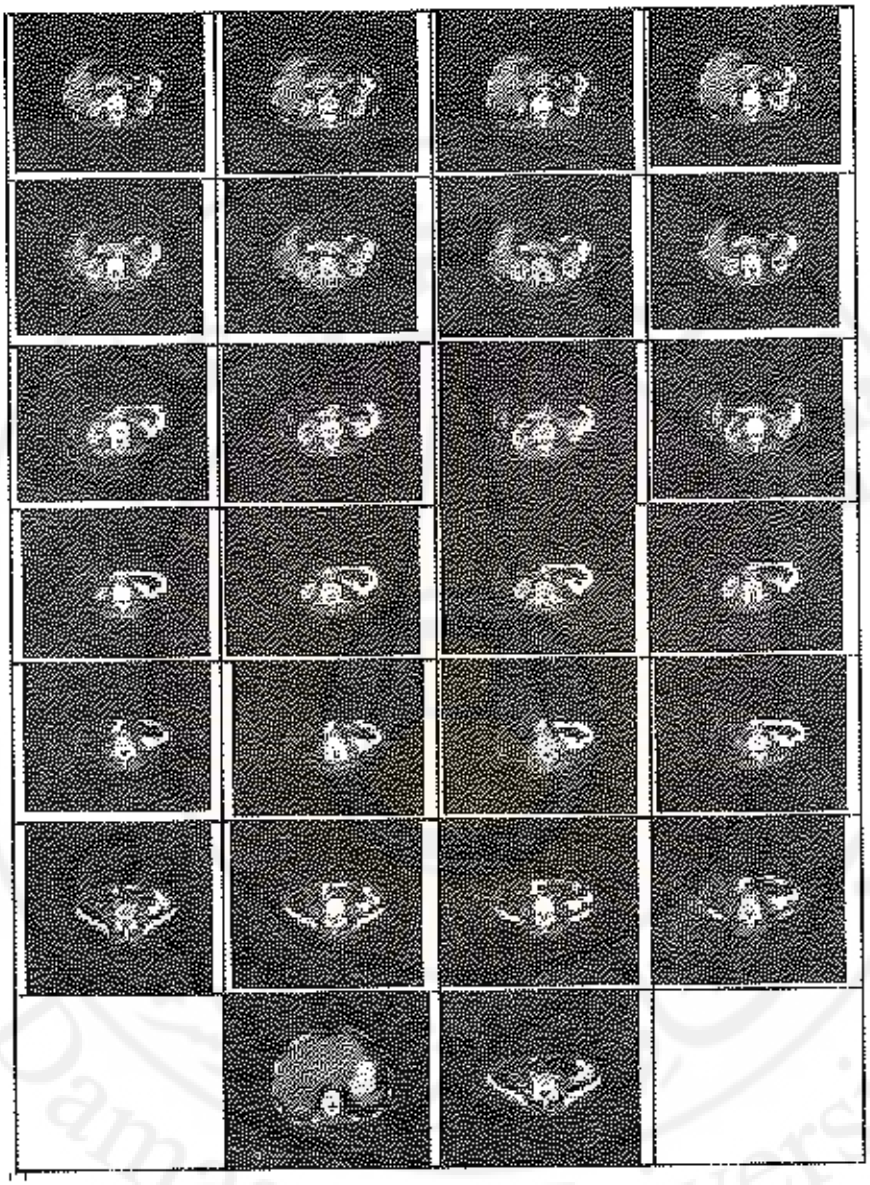
10-2-5 مجموعة الشرائح المستخدمة في المثال التوضيحي

تتكون مجموعة الشرائح التي استخدمت في هذا المثال التوضيحي وتم البحث الآلي ضمنها لانتقاء أفضلها (كما حددها طبيب الأشعة المختص) من أجل التشخيص من 62 شريحة من الصنف الأول الموصوف أعلاه، وصور هذه المجموعة مبينة في الشكلين 10-26و10-27،أدناه حيث يحتوي الشكل 10-26 (36) شريحة ويحتوي الشكل 10-27 (26) شريحة.

نلاحظ في هذا الشكل أن وضوح منطقة الكبد يختلف من شريحة لأخرى و لا يوجد قانون أو ترتيب معين لوضوح هذه المنطقة، وقد رأى المختص الشعاعي أن الشريحة رقم 25 هي الأفضل للعمل عليها من أجل التشخيص.



الشكل 10–26 ست وثلاثون شريحة من المجموعة المدروسة. الشريحة رقم 25 (السطر السابع–الأولى من اليمين) هي الأفضل كما حددها طبيب الأشعة المختص.



الشكل 10–27 تتمة مجموعة الشرائح المستخدمة في المثال التوضيحي.

يبين الشكل 10-28 عمليات المعالجة التي طبقت على سلسلة الشرائح المقطعية تمهيدا لاختيار الأفضل منها. ونلاحظ أن هذه العمليات قد قسمت إلى ثلاث مراحل رقمت بالأرقام العربية وهذه المراحل هي:

1 – قراءة الصورة والتخلص من سرير المريض فيها.

2 – اقتصاص الجزء الذي يحتوي منطقة الكبد من الصورة المقطعية للبطن وتنعيمها.

3 – استخلاص منطقة الكبد و حساب مساحتها والانتقال إلى شريحة جديدة.

ونفصل في القسم التالي هذه المراحل الثلاثة.

10-2-6 مراحل المعالجة لانتقاء الشرائح الأفضل

سنفصل فيما يلي مراحل المعالجة الأساسية والتي تتكون كل منها من عدة خطوات، كما يلي:



الشكل 10–28 مخطط العمليات المطبقة على صورة كل

شريحة تمهيدا لاختيار الأنسب منها.

المرحلة الأولى: حذف أجزاء السرير من الصورة

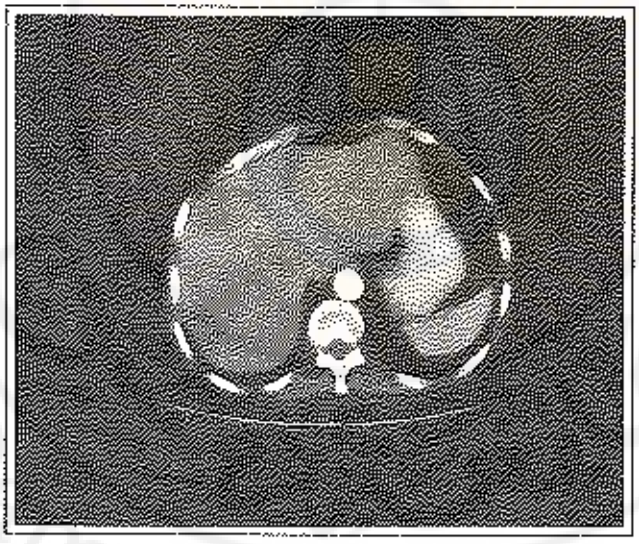
هذه المرحلة هي مرحلة معالجة أولية يتم فيها حذف أجزاء سرير المريض من صورة الشريحة الرمادية الأصلية بشكل آلي عبر الخطوات التالية:

1 – كشف حواف الصورة باستخدام طريقة صوبل.

2 – تمديد صورة الحواف بتطبيق عملية تعرية على متمم الصورة.

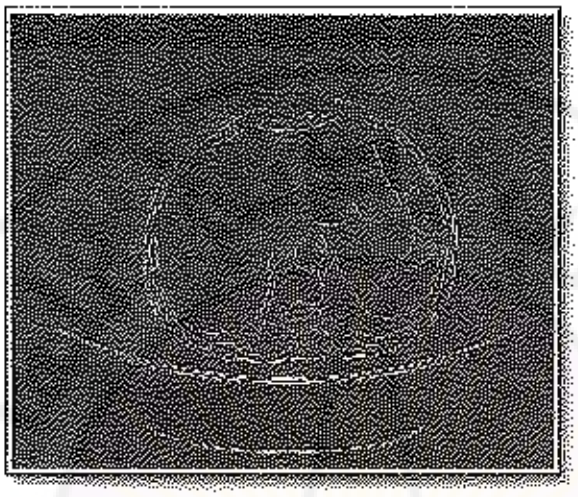
3 – ضرب الصورة الممددة الناتجة بالصورة الأصلية.

يبين الشكل 10–29 صورة الشريحة الأصلية الرمادية.



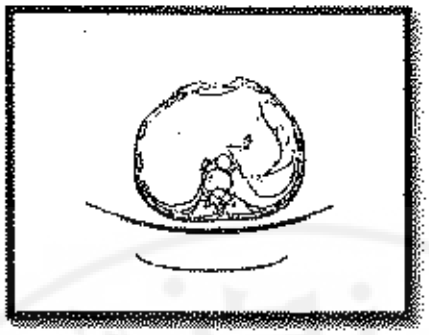
الشكل 10–29 الصورة الرمادية الأصلية للشريحة.
ويلاحظ السرير في الجزء السفلي منها.

ويبين الشكل 10-30 الصورة بعد كشف حوافها باستخدام معاملي صوبل، وتظهر أجزاء السرير القوسية في الجزء السفلي من الصورة.



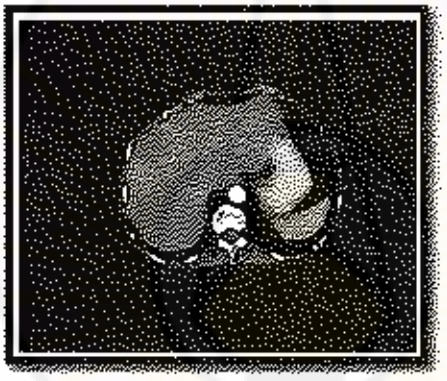
الشكل 10-30 نتيجة كشف الحواف باستخدام معاملي صوبل.

أما الشكل 10-31 فيبين صورة الحواف بعد تمديدها باستخدام قرص تشكيل نصف قطره 2، وقد أصبحت أجزاء السرير مصمتة مما يمكننا من إزالة السرير بضرب هذه الصورة بالصورة الأصلية. يبين الشكل 10-32 نتيجة عملية الضرب، وقد حذف السرير. في المحصلة، حصلنا على صورة فيها كامل المعلومات الهامة في الصورة الأصلية مع حذف السرير منها.



الشكل 10–31 صورة الحواف بعد تمديدها باستخدام

قرص تشكيل نصف قطره 2.



الشكل 10–32 الصورة الأصلية بعد حذف السريرمنها آليا.

المرحلة الثانية : استخلاص منطقة الكبد الثنائية

يتم في هذه المرحلة الحصول على صورة ثنائية تحتوي أساسا على منطقة الكبد بعد إزالة الأجزاء غير المرغوب فيها من الصورة التي حصلنا عليها من المرحلة الأولى. والحصول على

الصورة الثنائية بالتحديد يلزمنا لاستخدام ترقيم المركبات المتصلة في المرحلة اللاحقة واستخدامها لتحديد مركبة الكبد آليا بأكبر قدر من الدقة. يتم إنجازهذه المرحلة عبر الخطوات التالية:

1- اقتصاص الصورة المفيدة باستخدام المسقطين الأفقي والعمودي.

2 - استخلاص منطقة الكبد من الصورة المفيدة.

3 – تنعيم منطقة الكبد بالترشيح والإغلاق.

4 – التعتيب.

10-2-6-1 اقتصاص الصورة المفيدة من صورة الشريحة باستخدام المساقط

نلاحظ في صورة الشريحة التي حذفنا منها أجزاء السرير آليا أن الخلفية الخالية من المعلومات المفيدة تشغل أكثر من نصف الصورة مما يرتب عبئا حسابيا كبيرا على الخوارزميات اللاحقة وبخاصة عندما سنعالج مئات الشرائح لانتقاء الشريحة الأفضل، لذلك سنعمل على حذف أجزاء الصورة الواقعة خارج المستطيل الذي يحوي الصورة المفيدة. ولأن الحذف يفضل أن يكون آليا، سنستخدم المساقط العمودية والأفقية لتحديد المستطيل الذي يحوي الصورة المفيدة لنتمكن من اقتصاص هذا الجزء من الصورة الأصلية.

إيجاد المسقطين العمودي والأفقي

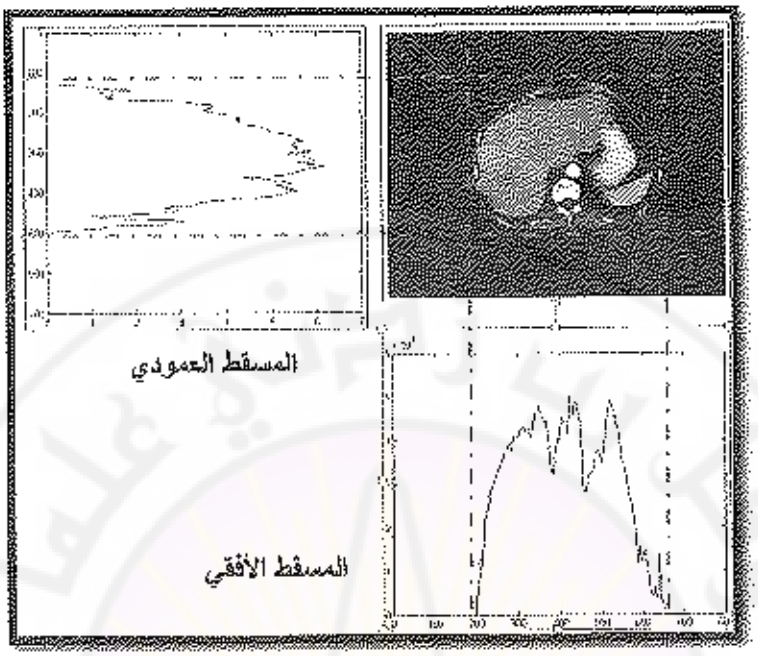
يتم تشكيل المسقط العمودي $X(i)$ بجمع قيم عناصر الصورة في الاتجاه الأفقي، أي يصبح المسقط العمودي مصفوفة أحادية البعد قيمة كل عنصر فيها هي حاصل جمع قيم عناصر سطر الصورة الموافق لهذا العنصر، وبشكل مماثل يتم تشكيل المسقط الأفقي $Y(i)$ بجمع قيم عناصر الصورة في الاتجاه العمودي، أي يصبح المسقط الأفقي مصفوفة أحادية البعد قيمة كل عنصر فيها هي حاصل جمع قيم عناصر عمود الصورة الموافق لهذا العنصر، ونعبر عن ذلك بالمعادلتين التاليتين:

$$X(i) = \sum_{j=1}^{w} f(i,j), i = 1,2,...h \qquad (10\text{-}6)$$

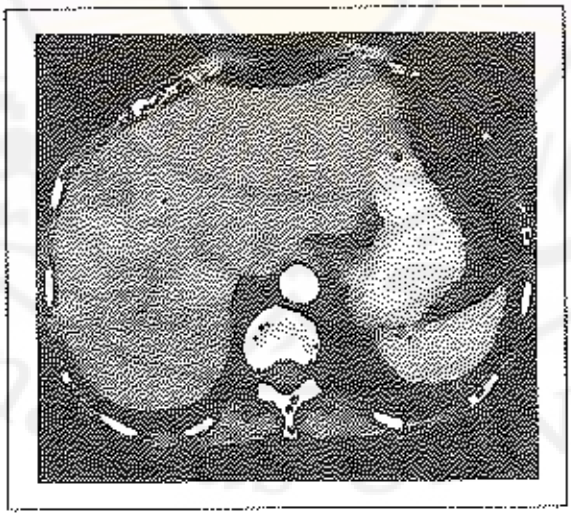
$$Y(j) = \sum_{i=1}^{h} f(i,j), j = 1,2,...w \qquad (10\text{-}7)$$

حيث X هو المسقط العمودي و Y هو المسقط الأفقي، و i هو متحول الأسطر، و j هو متحول الأعمدة،و h هو ارتفاع الصورة، و w هو عرض الصورة، و $f(i,j)$ هي قيمة العنصر ذي الإحداثيات i , j من صورة الدخل.

تعطي قيم المسقطين تصوراً عن تركيز السويات الرمادية تبعاً للإحداثيات و هذا ما يمكننا من الاستفادة منها لمعرفة المنطقة من الصورة الحاوية على سويات رمادية (جسم المريض) والمنطقة الخالية من التفاصيل (الخلفية). وبأخذ تقاطع المسقطين نحدد تماما المنطقة المفيدة من الصورة كما يبين الشكل 10-33. يبين الشكل 10-34 نتيجة اقتصاص الصورة باستخدام تقنية المساقط التي شرحناها أعلاه.



الشكل 10–33 استخدام المسقطين الأفقي (اليميني السفلي) والعمودي (اليساري العلوي) لتحديد الصورة المفيدة.



الشكل10--34 نسجة الاقتصاص الآلي للصورة المفيدة.

2 – استخلاص منطقة الكبد من الصورة المفيدة

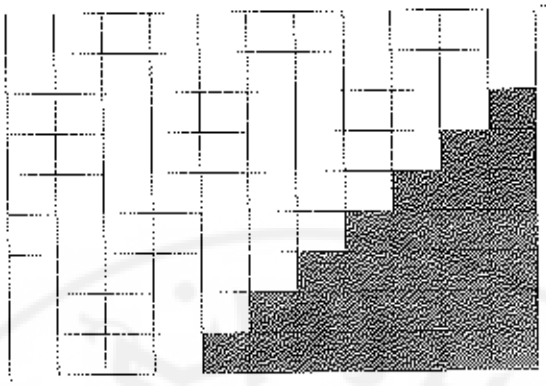
نظرا لتعقيد البنية التشريحية للصورة المقطعية للبطن التي تحوي الكبد إضافة إلى العديد من الأعضاء الأخرى كالكولون والطحال والمري والشريان الأورطي، فإن استخلاص منطقة الكبد ليس بالأمر البسيط لذلك سيتم استخلاص الكبد على مرحلتين. تتضمن المرحلة الأولى تصميم قناع لإزالة المناطق الواقعة خارج منطقة الكبد، وتتضمن المرحلة الثانية ضرب القناع بالصورة الأصلية للحصول على منطقة الكبد.

10-2-6-2 قناع الكبد

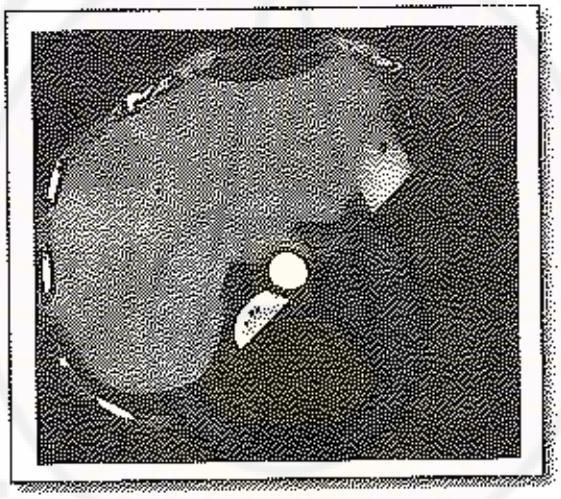
وجدنا في التطبيق السابق أن الكبد يقع دائماً في الناحية اليسرى العليا من الصورة. لذلك سنحذف الأعضاء الواقعة ضمن الجهة السفلى اليمنى من الصورة المفيدة بحيث يبقى دائما الكبد في الصورة الناتجة. ولأن الكبد يأخذ اتجاها قطريا تقريبا، سنشكل مثلثا متساوي الساقين يشمل الجهة اليمنى السفلى ونحذف محتوياته. وسننفذ ذلك بتشكيل قناع بحجم الصورة المفيدة قيم عناصره جميعها تساوي "1" باستثناء مثلث متساوي الساقين في الجهة اليمنى السفلى تكون قيم عناصره مساوية للصفر "0" كما هو مبين في الشكل 10-35.

10-2-6-3 استخلاص المنطقة العامة للكبد

تتم هذه العملية بضرب قناع الكبد بالصورة المفيدة المبينة في الشكل 10-34 لينتج لدينا الجزء الأيسر العلوي الذي يحوي الكبد. يبين الشكل 10-36 نتيجة هذه العملية حيث بقي الكبد في الصورة الناتجة مع بعض بقايا الأعضاء الأخرى.



الشكل10–35 الشكل العام لقناع الكبد.

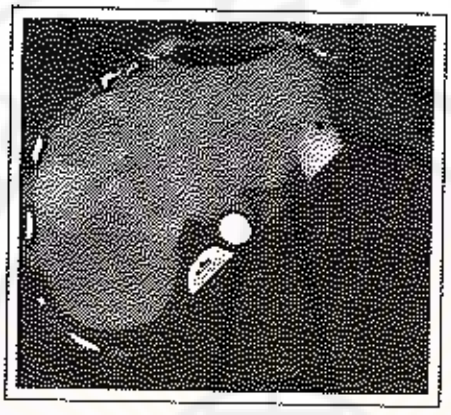


الشكل10– 36 صورة منطقة الكبد الناتجة من الصورة المفيدة بعد عملية القناع.

10–2–6–4 تنعيم منطقة الكبد بالترشيح والإغلاق

تتميز خوارزمية ترقيم المركبات المتصلة بحساسيتها لانقطاع الاتصالية بين المناطق المتجاورة وحتى بين العناصر المتجاورة التي تنتمي لنفس المنطقة من وجهة نظر الإنسان، لذلك سنعمل على تقليص هذه الانقطاعات لتقليل أثرها على أداء

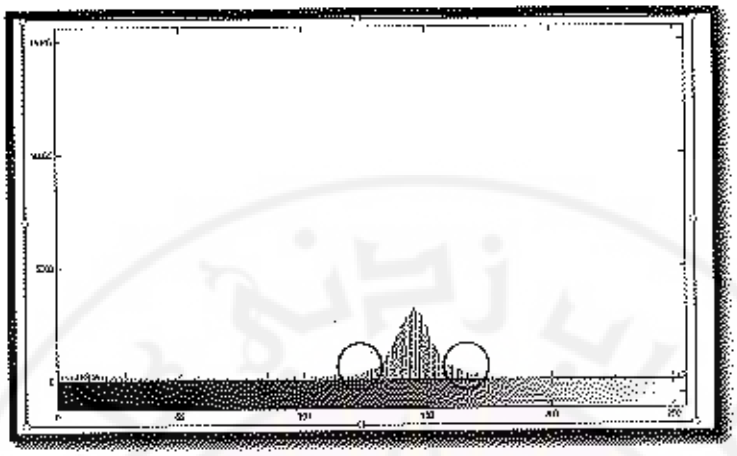
الخوارزمية. لهذا الغرض سنقوم بتنعيم الصورة باستخدام مرشح تنعيم حيزي من النوع المشروح في الفصل الرابع القسم 4-6 أبعاده 3x3 وأوزانه تساوي الواحد "1". يبين الشكل 10-37 نتيجة تطبيق هذا المرشح على الصورة حيث أصبح مظهرها العام أكثر نجانسا.



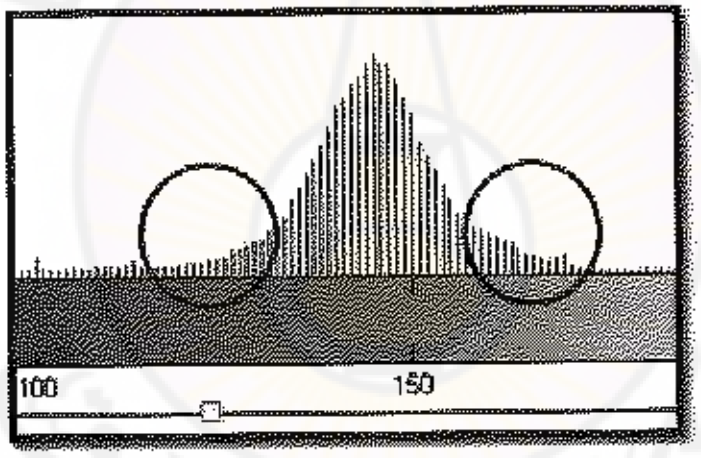
الشكل 10-37 نتيجة تنعيم صورة منطقة الكبد.

10-2-6-5 تعتيب الصورة المفيدة

تتعامل خوارزمية ترقيم المركبات المتصلة التي سنستعملها في المرحلة التالية مع صور ثنائية، لذلك سنعتب الصورة المفيدة بحيث تأخذ عناصر الكبد والعناصر الأخرى التي فيحكمهاقيمة الواحد "1"، وتأخذ جميع العناصر الأخرى قيمة الصفر"0". وكما رأينا في الفصل الرابع، لا بد لتعتيب الصورة من معاينة الهيستوغرام لمعرفة نمطه لتحديد نوع التعتيب اللازم. يبين الشكل 10-38 أن المركبة الأكبر في الصورة وهي الكبد تشغل المجال 120-170، (لاحظ الجزء المكبر من الهيستوغرام في الشكل 10-39)، من السلم الرمادي، وبالتالي يلزمنا عتبتان هما 120 و170 من حيث المبدأ.

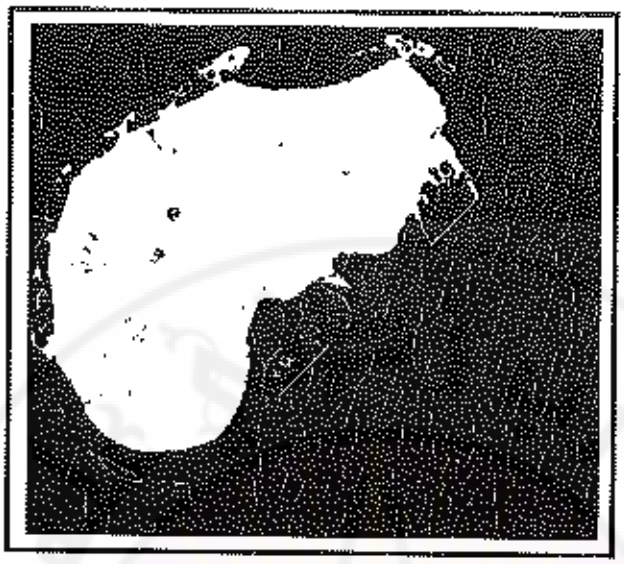


الشكل10-38 هيستوغرام صورة منطقة الكبد.



الشكل 10-39 هيستوغرام منطقة مركبة الكبد مكبرا.

يتم تعتيب الصورة هنا بإعطاء العناصر الواقعة في المجال (120-170) القيمة "1" وإعطاء العناصر خارج هذا المجال القيمة "0". يبين الشكل 10-40 نتيجة التعتيب.



الشكل10-40 صورة منطقة الكبد بعد التعتيب.

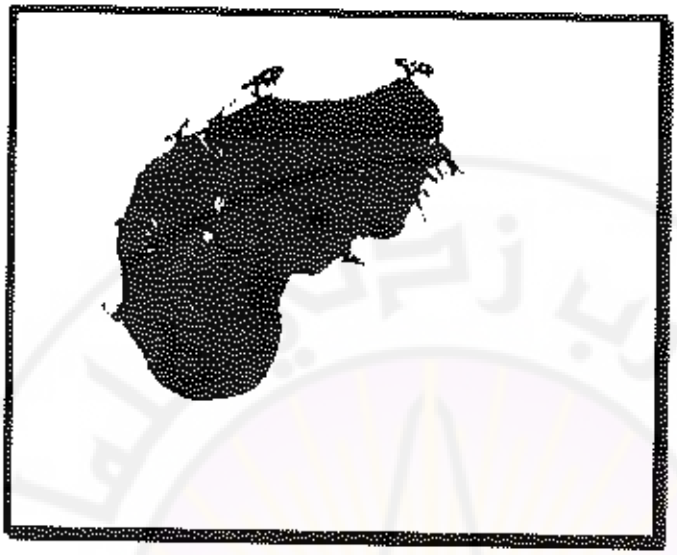
10-2-6-6 استخلاص الكبد باستخدام المركبات المتصلة

نلاحظ من الشكل 10-40 أن الأعضاء الظاهرة في الصورة حتى هذه المرحلة هي الكبد فقط، بالإضافة إلى حواف بعض المناطق التشريحية في منطقة البطن مع زوال محتواها الداخلي، الأمر الذي يجعل الصورة مناسبة لتطبيق خوارزمية ترقيم المركبات المتصلة لتحديد مساحة كل مركبة، وموقعها عند الضرورة.



الشكل 10–41 ترقيم المركبات المتصلة في الصورة.

يبين الشكل 10–41 نتيجة تطبيق خوارزمية ترقيم المركبات المتصلة حيث تظهر في الصورة كل مركبة بسوية رمادية مختلفة لأن ماتلاب يظهر نتيجة الترقيم بالألوان والإظهار هنا رمادي. الآن، باختيار المركبة ذات المساحة الأكبر(وهي مركبة الكبد في حالتنا هذه) ووضعها في صورة منفصلة نكون قد استخلصنا الكبد من الصورة المقطعية للبطن بعدعدة مراحل معالجة وعدد من تقنيات المعالجة في كل مرحلة اختيرت بشكل دقيق لتؤدي الغرض المطلوب. يبين الشكل 10–42 صورة الكبد التي حصلنا عليها بنتيجة العملية الأخيرة. يلاحظ في هذه الصورة بقاء بعض أجزاء الأعضاء المحيطة بالكبد التي تأخذ شكل نتوءات على أطرافه. في الحقيقة، يمكن إزالة هذه الأجزاء بعمليات معالجة لاحقة، ولكننا وجدنا أنها لا تؤثر في صحة اختيار الشريحة الأفضل من أجل التشخيص، لذلك لم نتعامل معها بمعالجة لاحقة في هذا البحث.

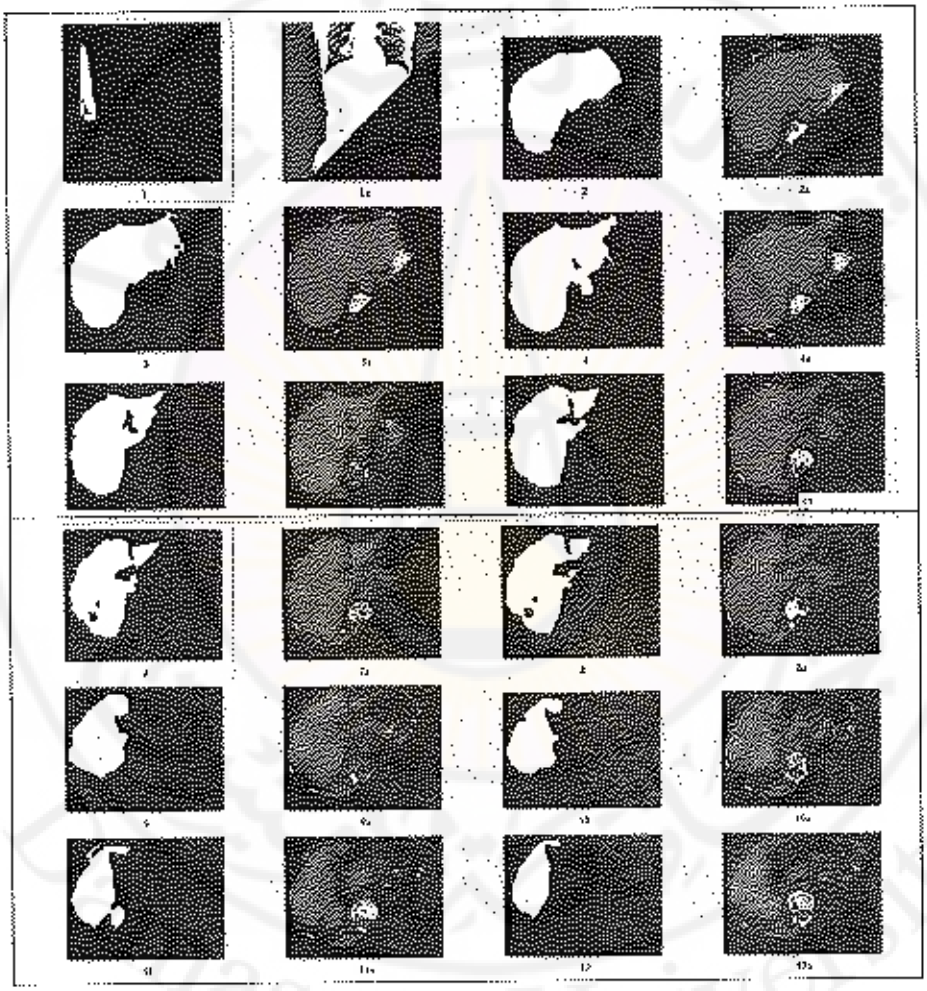


الشكل10-42 صورة مركبة الكبد بعد فصلها من الصورة.

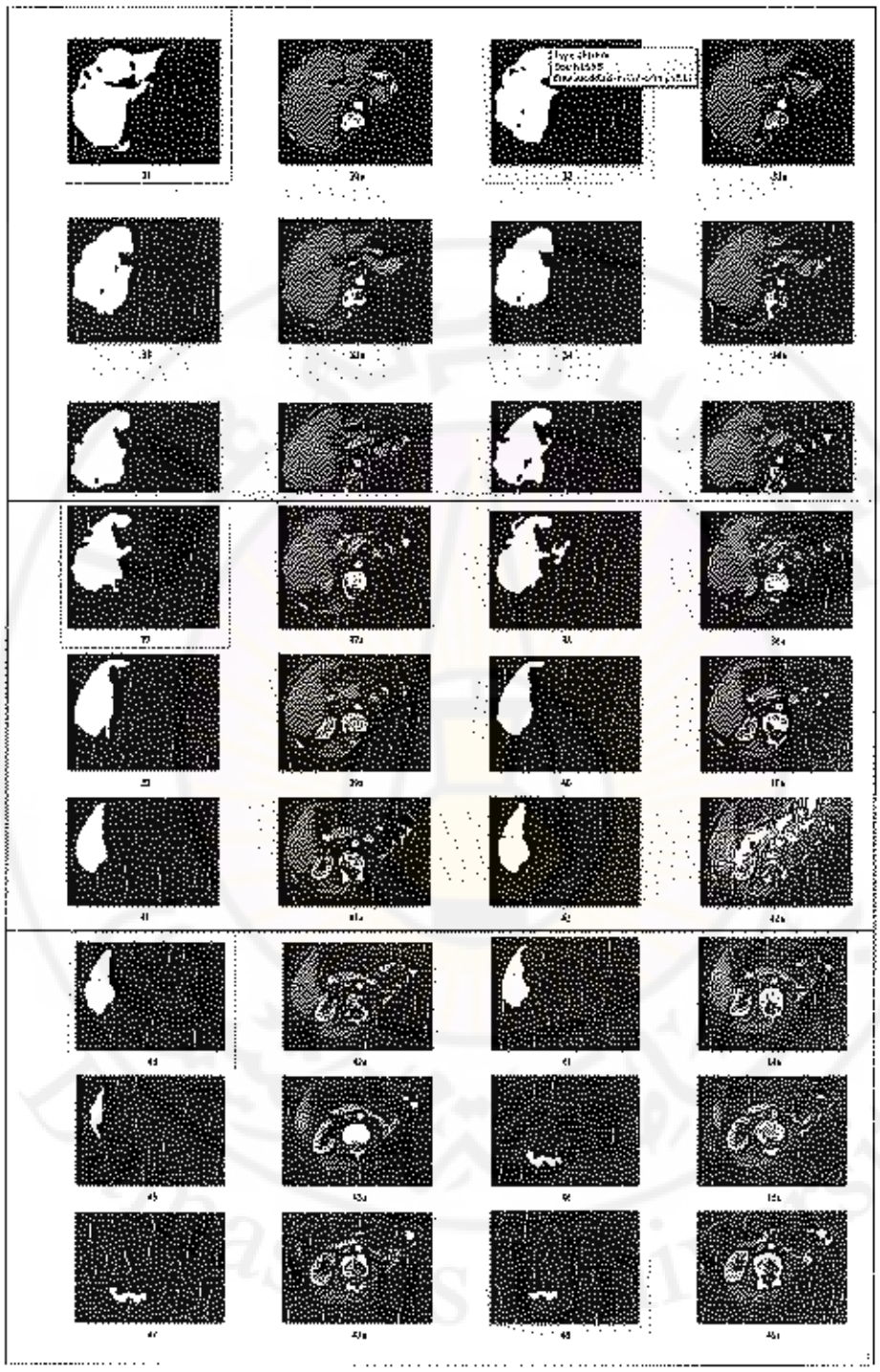
يبين الجدول 10-6 نتائج تطبيق الطريقة على المجموعة الأولى من الصور كاملة ونلاحظ دقة استخلاص منطقة الكبد على اختلاف نوعية الشريحة ومساحة منطقة الكبد فيها.

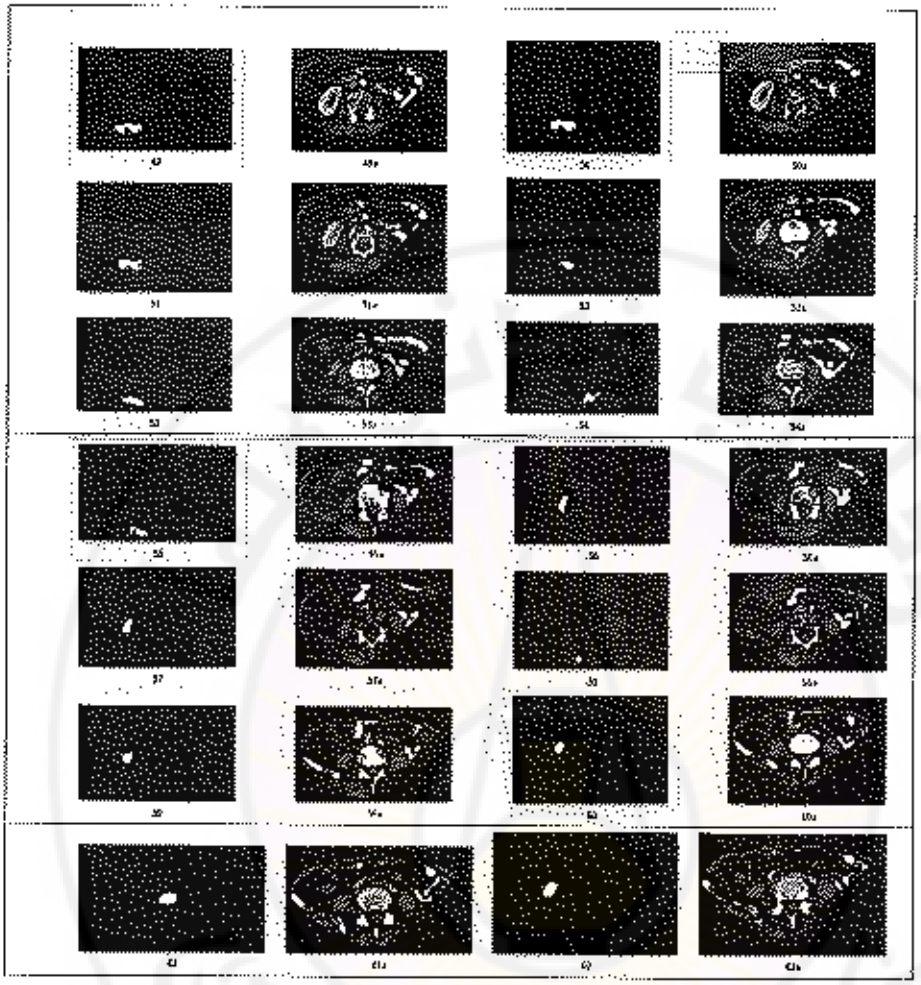
يعاد تنفيذ هذه العملية على كافة صور المجموعة ضمن المجلد، وتخزن قيم مساحة المركبة الأكبر من كل شريحة ضمن مصفوفة واحدة. يبين الشكل 10-43 مخطط مساحة الكبد المستخلص من كل شريحة من المجموعة المبينة في الجدول 10-6. يظهر في هذا الشكل أن المركبة ذات المساحة الأكبر تابعة للشريحة الثالثة (3) تليها الشريحة رقم 25 ثم الشريحة 4.

الجدول 10–6 نتائج تطبيق الطريقة على المجموعة الأولى من الصور كاملةالمنطقة البيضاء على خلفية سوداء هي منطقة الكبد المستخلصة وإلى يمينها الصورة الرمادية لمنطقة الكبد المستخلصة من الشريحة البطنية (ذات الدليل a) التي تم استخلاص الكبد منها.



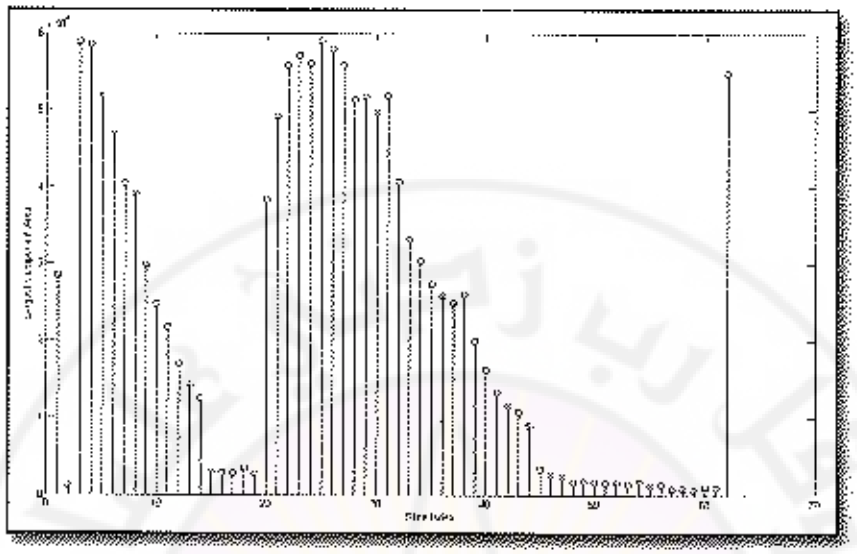






10-2-7 نتائج اختيار الشريحة (أو الشرائح) الأفضل

بغرض تقييم أداء الطريقة التي عرضت أعلاه، تمت كتابة برنامج تفاعلي تم فيه تخزين مساحات الكبد المستخلصة من جميع الشرائح مع أدلة لشرائحها الأصلية وإتاحة إمكانية الاستعلام عن الشريحة أو الشرائح الأفضل للمستخدم للبرنامج واسترجاعها واظهارها. نبين فيما يلي نتائج هذه الطريقة مع صنفي الصور المستخدمين.

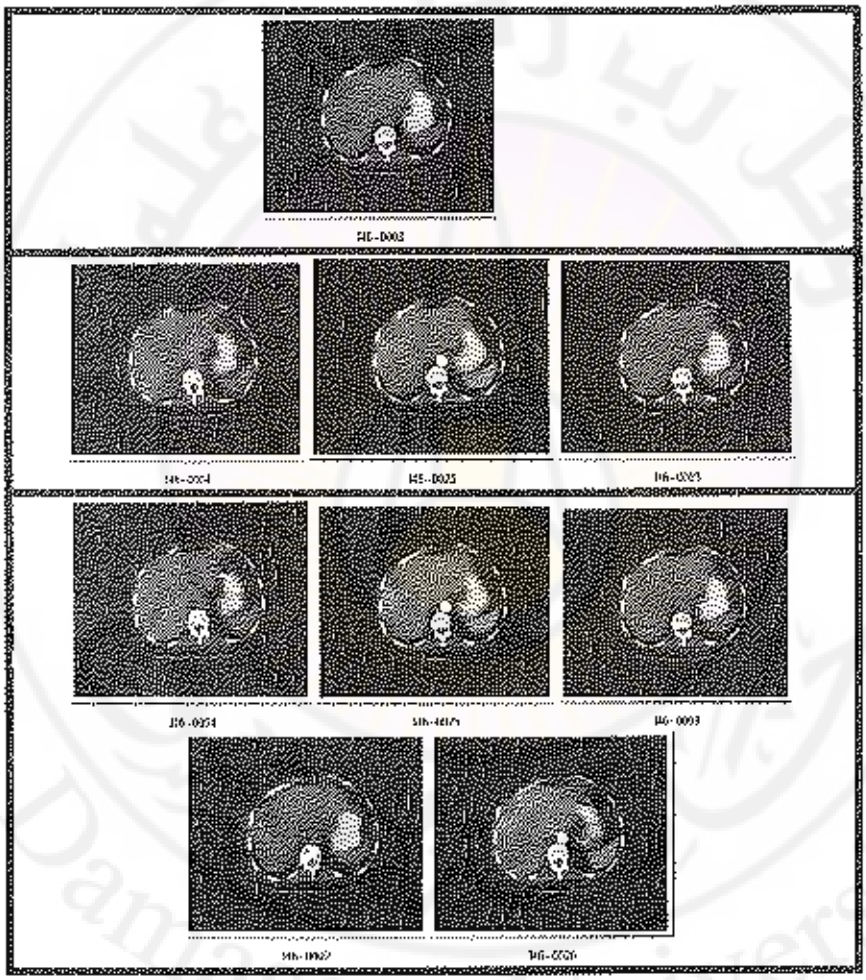


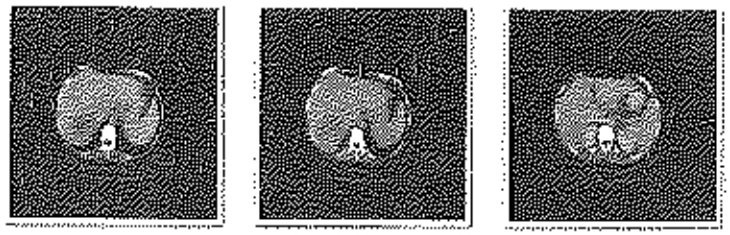
الشكل10–43 مساحة المركبة الأكبر المستخلصة من شرائح المجموعة المبينة في الجدول 10–6. يمثل المحور الأفقي رقم الشريحة، ويمثل المحور العمودي مساحة الكبد المستخلصة مقاسة بعدد عناصر الصورة.

10–2–7–1 أداء الطريقة مع الصنف الأول من الصور

أعطى استخدام الطريقة مع المجموعتين المتوافرتين من الصنف الأول النتائج المبينة في الجدول 10–7 من أجل الاستعلام عن أفضل شريحة، وأفضل ثلاث شرائح و أفضل خمس شرائح من المجموعة الأولى المكونة من 72 شريحة، من أجل المعاينة و التشخيص.ويبين الشكل 10–44نتيجة انتقاء أفضل ثلاث شرائح من المجموعة الثانية المكونة من 77 شريحة. وقد جاءت نتيجة استرجاع هذه الصور منسجمة مع انتقاء المختص الشعاعي.

الجدول 10–7 أفضل شريحة وأفضل ثلاث شرائح وأفضل خمس شرائح، على التوالي، اختارها النظام من المجموعة الأولى من الصنف الأول.

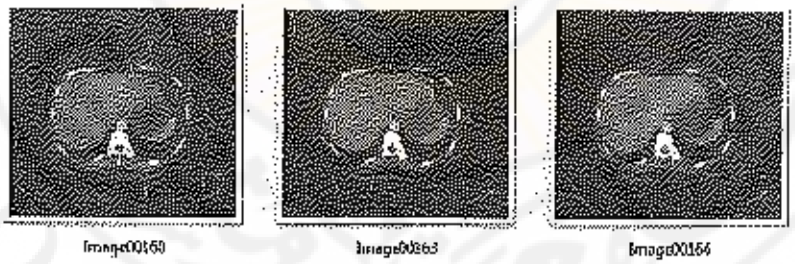




الشكل 10–44 أفضل ثلاث شرائح اختارها البرنامج من المجموعة الثانية من الصنف الأول من الصور والمكونة من 77 شريحة.

10–2–7–2 أداء الطريقة مع الصنف الثاني من الصور

تبين الأشكال 10–45 حتى 10–48 نتيجة استرجاع الطريقة لأفضل ثلاث شرائح من المجموعات الأربعة من الصنف الثاني. وهنا أيضا جاءت النتائج منسجمة مع اختيار المختص الشعاعي.



الشكل 10–45 أفضل ثلاث شرائح اختارها البرنامج من المجموعة الأولى من أصل 863 شريحة.



الشكل 10–46 أفضل ثلاث شرائح اختارها البرنامج المجموعة الثانية من أصل548 شريحة.



الشكل 10–47 أفضل ثلاث شرائح اختارها البرنامج من المجموعة الثالثة من أصل851 شريحة.



الشكل 10–48 أفضل ثلاث شرائح اختارها البرنامج من المجموعة الرابعة من أصل 818 شريحة.

10-2-7-3 ملاحظات ختامية على التطبيقين السابقين

تمثل التقنيات التي عرضناها في الفصلين الرابع والخامس الأدوات الأساسية التي يمكن أن تستخدم منفردة أو كمجموعة تقنيات تستخدم وفق تسلسل محدد وبارامترات معينة تمليه علينا طبيعة الهدف الذي نسعى للوصول إليه في نهاية المعالجة، تحسينا كان أم تحليلا أم تشخيصا أم أغراضاً أخرى.

وجدنا أن الاختيار السليم لتقنيات معالجة معينة بتسلسل معين وبارامترات مختارة بشكل مناسب يمكن أن يشكل مرحلة من مراحل معالجة أساسية تمكننا في النهاية من الوصول إلى تطبيق مفيد ككشف المناطق المريبة في الصور الطبية أو انتقاء أفضل شريحة من أجل التشخيص بشكل مؤتمت.

ويتضح من التطبيقين المذكورين أن اختلاف الباحث يمكن أن يؤدي إلى اختلاف الطريقة المصممة للهدف نفسه وقد كان هذا الهدف هنا هو "استخلاص منطقة الكبد من الشريحة المقطعية للبطن بشكل آلي". فكما رأينا، اتبعت طريقتان مختلفتان بشكل كبير وأدت كل منهما الغرض المرجو منها للتطبيق المحدد. وربما كان هناك طرائق أخرى لو تعامل مع الموضوع باحث (أو مجموعة بحث) مختلف. إن أفضلية طريقة على أخرى يحددها مدى نجاح الطريقة في التطبيق الفعلي (الميداني) سواء أكان تجاريا أم بحثيا.

وبطبيعة الحال، لا يمكن تطبيق أية طريقة من الطريقتين اللتين عرضتا مباشرة بشكل ميداني، إذ لا تزال هناك حاجة لتجريبهما مع عدد أكثر من عينات الاختبار وضبط

بارامتراتهما بشكل أفضل وربما تنقيحهما أيضا. لكن المؤكد أنهما تؤسسان بشكل سليم لتطبيقات ميدانية في مجالات تطبيقهما.

وأخيرا، يبين هذان التطبيقان عاليا المستوى اللذان أجريا في القسم ويتمتعان بالحداثة ويرتبطان بالواقع، أن تقنيات المعالجة التي عرضناها وندرّسها في هذا الكتاب، ليست تقنيات نظرية فقط، وإنما يمكن أن تستخدم للوصول إلى تطبيقات عملية تقدم فوائد جمة. وكان الهدف من وضع هذا الفصل في الكتاب هو التركيز على أن الهدف النهائي من تدريس المقرر هو تزويد الطالب بالأدوات التي تمكنه من وضع ما درسه موضع التطبيق العملي إذا ما توافرت لديه روح الإبداع والإصرار على النجاح، وما فعله المؤلف في مجال اختصاصه خير دليل على ذلك.

3-10 استرجاع الصور من قواعد البيانات الطبية اعتماداً على المحتوى

يمكن اعتبار هذا المجال من مجالات معالجة الصور الطبية أحد أهم تطبيقات معالجة الصور في المجال الطبي كونه يخدم تطبيقات التشخيص والتعليم والبحث العلمي. وتكمن أهميته في تمكين الباحث أو الطالب أو الطبيب من البحث في قواعد بيانات الصور الطبية الضخمة التي تحتوي عشرات أو مئات آلاف الصور اعتمادا على محتواها التصويري الذي يمثل حالة مرضية، أو تتابع تطور حالة فيزيولوجية ما لشخص محدد، بالمرونة نفسها التي يتعامل بها الباحث عن رقم هاتف شخص ما في قاعدة بيانات نصية تحتوي أرقام هواتف وعناوين مجموعة من مشتركي الهاتف. هذا من حيث الإمكانية، لأن استرجاع الصور من قواعد البيانات التصويرية والبحث فيها يستغرق زمنا أكبر بكثير من البحث في قواعد البيانات النصية. والأهمية الجوهرية لموضوع استرجاع الصور بناء على المحتوى يأتي من كونه يتيح تطبيقات غير ممكنة بطرائق البحث التقليدي. فإذا تصورنا أن طبيبا لديه صورة طبية تحتوي حالة مرضية معينه ويريد أن يبحث عن حالات سابقة مشابهة لها في قاعدة بيانات تحتوي مائة ألف صورة اعتمادا على المقارنة البصرية مع كل صورة أو حتى اعتمادا على الشروح النصية المكتوبة على حواشي الصور، لوجدنا أن ذلك يتطلب عشرات الساعات مما يجعل المهمة غير مجدية، أو لنقل مجازا "عبثية". ومن الجدير ذكره أن قواعد بيانات الصور المؤرشفة ألكترونيا بمئات آلاف الصور أمر مألوف في الدول المتقدمة في هذا المجال.

يمكن اعتبار هذا المجال قمة الهرم في مجال تطبيقات معالجة الصور الطبية كونه يستخدم مناحي معالجة الصور الطبية كافة مع تقنيات التعرف على أنماط الصور وتصنيفها للوصول إلى الغاية المرجوة منه.

10-3-1 أهمية الاسترجاع اعتمادا على المحتوى وحداثته

نظرا لغزارة البحوث التي تنشر في هذا المجال، قد يبدو للمهتم فيه أنه مجال حديث ولكن الحقيقة هو أنه من أقدم مجالات تطبيقات معالجة الصور وذلك لأن البحث في قواعد البيانات التصويرية Pictorial Databases واستنباط المعلومات والمعرفة منها بكفاءة عالية كان ولا يزال هدفا للباحثين لأن طرائق البحث في قواعد البيانات التقليدية لا تجدي نفعا هنا. وعلى سبيل الذكر، عندما كنت في طور التسجيل للماجستير في مجال معالجة المعلومات في اليابان عام 1983، كان أستاذي المشرف مهتما ببناء قاعدة معلومات تصويرية للتوافيع بغرض تعرفها والتحقق من صحتها بناء على محتواها التصويري وذلك لأنهم كانوا قد منحوا درجة الدكتوراه في المخبر نفسه عام 1982 في مجال بناء قاعدة بيانات تصويرية لخرائط الطقس الجوية واستخدامها في التنبؤ بحالة الطقس باستخدام الحاسوب. وكان في مكتبة القسم كتاب من دار نشر عالمية عن قواعد البيانات التصويرية واستخداماتها.

ومن اللافت للنظر أنه حتى الآن وبعد مضي نحو ثلاثين عاما على الوضع الذي ذكرته أعلاه لا يزال ينشر سنويا بضعة آلاف من البحوث في العالم في مجال استرجاع الصور بشكل عام بناء على المحتوى، وعشرات البحوث في مجال استرجاع الصور الطبية بناء على المحتوى كما سنرى في الفقرة التالية.

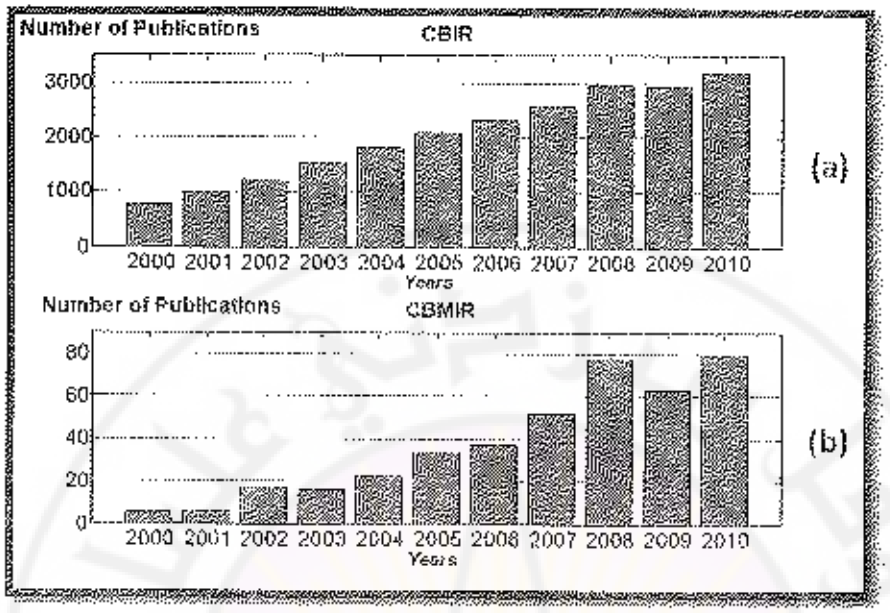
ونظرا للأهمية الكبيرة لهذا المجال فقد تم تخصيص جزء كامل لهذا الموضوع في هذا الفصل من الكتاب.

10-3-2 استرجاع الصور الطبية ونظم المعلومات الطبية

يستخدم استرجاع الصور الطبية اعتمادا على المحتوى بشكل أساسي في أنظمة المعلومات الطبية. إنَّ الهدف من أنظمة المعلومات الطبّيّة Medical Information Systems هو تقديم المعلومة المناسبة في الوقت والمكان المناسبين إلى الشخص المناسب من أجل تحسين جودة العملية المطلوب تحقيقها وكفاءتها. وفي هذا الإطار يُنظر إلى أنظمة استرجاع الصّور الطّبيّة بناءً على المحتوى Content Based Medical Image Retrieval (CBMIR) من قواعد بيانات الصّور الطّبيّة أنَّها أحدثت ثورة في مجال أنظمة المعلومات الطّبيّة حيث تعدّ واحدةمنمجالات البحثالأكثر نشاطاً وتفاعلاً فيمجال الإبصار الحاسوبي computer vision وكذلك من أكثر الأنظمةتداخلاً مع أنظمة التشخيص بمساعدة الحاسوب Computer Aided Diagnosis (CAD). وتجدر الإشارة هنا إلى أهميّة إدراك الفرق بين أنظمة التشخيص بمساعدة الحاسوب وأنظمة التشخيص الآلي المحوسبة.

ولإعطاء تصور دقيق عن مدى أهمية هذا المجال واهتمام الباحثين به، أظهر استقصاء أجريناه باستخدام محرك البحث الشهير google في سياق خطة بحث للتسجيل لدرجة الدكتورة في الهندسة الطبية في القسم النتائج التالية المبينة في الشكل 10-49 حيث يمكن استنتاج ما يلي:

1- يتجاوز عدد البحوث المنجزة في مجال استرجاع الصّور اعتماداً على المحتوى "content based image retrieval" نحو ثلاثة آلاف بحث عام 2010.



الشكل10-49 عدد البحوث التي تمّ إرجاعها من قبل محرك البحث Google Scholar خلال العشرة أعوام الأخيرة. (a) نتائج البحث عن العبارة " content based image retrieval". (b) نتائج البحث عن العبارة " content based medical image retrieval".

2 – يصل عدد البحوث المنشورة في مجال استرجاع الصّور الطّبيّة اعتماداً على المحتوى "content based medical image retrieval" نحو ثمانين بحثا عام 2010.

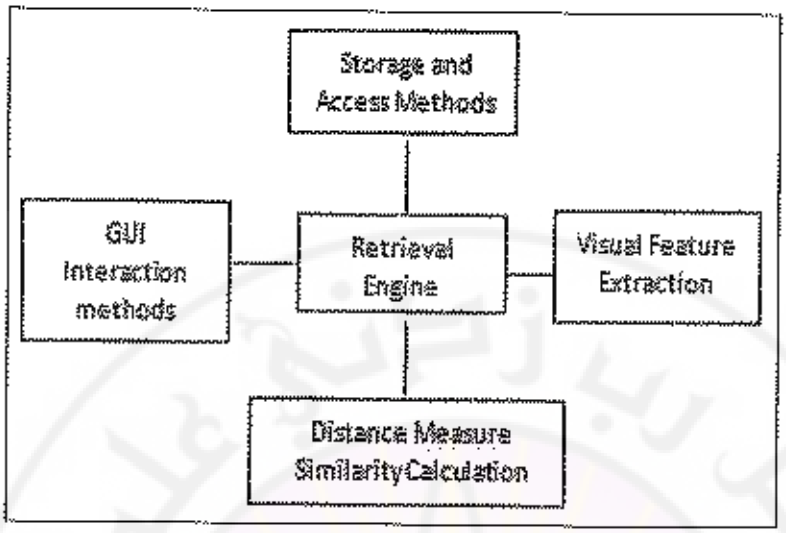
3 – عدد البحوث في المجالين لا يزال متزايدا عموما، وهذا يعكس حقيقة أن النتائج لم تصل إلى المستوى المطلوب من السرعة والدقة والمرونة.

ولقد أظهرت بحوث حديثة أنه على الرغم من مضي نحو 20 عاماً على البحث في هذا المجال لم تأخذ حتى الآن أنظمة استرجاع الصّور الطّبيّة طريقها إلى الاستخدام في العمل الطبي الروتيني.

10-3-3 أنظمة استرجاع الصور الطبية

تعتمد آلية استرجاع الصور بناء على محتواها في الأساس على خطوتين: (1) استخلاص واصفات الصورة و خصائصها، و(2) حساب قياس التشابه بين الصور. وتعتمد الخطوة الأولى بشكل عام على السوية الرمادية واللون، والشكل، والتركيب البنيوي، أما الخطوة الثانية فتعتمد عموما على قياس المسافة الذي يحدد مدى التشابه بين صورتين استنادا إلى الفرق بين متجهات الخصائص المستخلصة من كل منهما. فكلما كان الفرق أقل، كان التشابه أكبر، والعكس صحيح.

وبناء على ما سبق يمكن تلخيص البنية الأساسية لنظام استرجاع الصور اعتماداً على المحتوى كما في الشكل 10-50 حيث تُستخلص الخصائص من الصّور وتُصاغ بشكل متجهات vectors تُفهرس الصّور في قاعدة البيانات على أساسها. وعند الاسترجاع وفق استعلام محدد، يقوم محرّك الاسترجاع retrieval engine باستخلاص الخصائص نفسها من صورة الاستعلام (الدخل) وقياس التشابه similarity measuring مع المتجهات المستخدمة في الفهرسة وإرجاع الصّور التي تعطي تشابها أعلى (وفقاً لمعيار محدد). وبطبيعة الحال يتم التواصل مع النظام عبر واجهة ربط رسومية GUI.



الشكل 10-50 البنية الأساسيّة لأي نظام استرجاع صور بناءً على المحتوى CBIR.

وكما يتضح من المخطط المبين في الشكل 10-50، تشكل الخصائص المستخدمة في قياس التشابه الأساس لعملية الاسترجاع، ويوجد طيف واسع من هذه الخصائص التي استعرضنا قسما كبيرا منها في فصول سابقة في هذا الكتاب، ويبين الجدول 10-8 أهمها.

وتجدر الإشارة هنا إلى أن استرجاع الصّور بناءً على المحتوى CBIR يختلف عن استرجاع الصّور الطّبيّة بناءً على المحتوى CBMIR لأنّ المحتوى الطبي للصورة والتعرف على أعضاء محددة في مواقع محددة يجعل العملية أكثر تعقيداً ويتطلّب دقّة أعلى. ولذلك، يُضاف في أنظمة استرجاع الصور الطبية مراحل لتحميد الضجيج وحذف النصوص المكتوبة وأحياناً مرحلة انتقاء خصائص لتحسين دقة الإسترجاع.

10-3-3-1 خصائص الصورة المستخدمة في الاسترجاع

إنلنوع الخصائص المستخدمة في نظام الإسترجاع دورا حاسما في الأداء الذي يمكن الوصول إليه، ولذلك سنستعرض باختصار أنواع الخصائص المستخدمة في هذا المجال. يبين الجدول 10-8 أن الخصائص تنقسم أساسا إلى نوعين:

1. خصائص الكثافة (السويات الرمادية والألوان، والتركيب البنيوي)، و
2. الخصائص الهندسية (مجموعات النقاط والأطر والمنحنيات، والسطوح الهندسية، والمناطق وأجزاؤها، وغيرها).

وسنلقي الضوء على استخدام هذين الصنفين في مجال الاسترجاع بإيجاز.

النوع الأول: خصائص اللون والكثافة

اللون: يعود استخدام اللون كطريقة في استخلاص الخصائص والواصفات إلى بدايات أنظمة استرجاع الصور بالاعتماد على محتواها، فإما أن يحسب هيستوغرام الصورة الملونة (في فضاء لوني مناسب مثل HSL – Hue, Saturation, Luminance)، أو تقسم الصورة إلى أقسام فرعية يعالج كل منها وفقاً لمتوسط متجه المركبات اللونية فيها. وفي المجال الطبي، لا يدخل هذا النوع من المعالجة إلا في الصور الملونة مثل صور تشخيص الأمراض الجلدية، والعينية، وصور التنظير المعوي، أو عند استخدام الألوان الزائفة للتعبير عن الجريانات كما هو الحال في تشخيص الأمراض القلبية، وهي جميعها لا تشكّل حالات أساسية في أبحاث استرجاع الصور الطبية. أما بقية الصور (الصور الشعاعية) فهي تتمتع بتدرجات رمادية، ولا تدخل معالجتها ضمن تصنيفات المعالجة اللونية.

الجدول 10-8 أهم الخصائص المستخدمة في الاسترجاع.

أهم الخصائص المستخدمة في مجال أنظمة استرجاع الصور الطبية		
الصنف	طرائق التمثيل	طرائق الاستخلاص
خصائص الكثافة	السويات الرمادية والألوان	تحليل الهيستوغرام العزوم المعالجة الكتلية
	التركيب البنيوي	مصفوفات التراكيب المشتركة طيف طاقة تحليل فوريه خصائص غابور تحويل الموجة
الخصائص الهندسية	مجموعات النقاط	فضاءات الأشكال
	الأطر والمنحنيات	التقريب بالتضليع هيستوغرام الحواف تحويل فوريه
	السطوح الهندسية	مجموعات المستويات وتحويلات المسافة الحقول الغاوصية العشوائية
	المناطق وأجزاؤها	النماذج الإحصائية للأجزاء التشريحية واصفات المناطق بالاعتماد على تحويل الموجة التوزيع الحيزي للمناطق ذات الأهمية
	غيرها	الشكل العام (الحجم، التمركز، التحدب) العمليات المورفولوجية العلاقات الحيزية والموضعية

التركيب البنيوي: تحظى طرائق هذا النوع بأهمية بالغة في المجال الطبي نظراً لقدرتها على التعبير عن التفاصيل الدقيقة المحتواة في بنية الصورة، فمثلاً، تتمتع الكيسات cysts أو العقد المصمتة solid nodules بكثافة داخلية منتظمة وخصائص كثافة سويات معينة، بينما تعاني الإصابات الأكثر تعقيداً من خصائص غير متجانسة في سوياتها. وقد يكون بعضها دون حدود قدرة الإنسان على تمييزها بالنظر، بينما يكون الحاسوب أكثر قدرة على استخلاصها وكشف أنماطها رياضياً.

النوع الثاني : خصائص الشكل

استخدمت واصفات الأشكال في تطبيقات متعددة من أنظمة التشخيص بمساعدة الحاسب، مثل تشخيص أمراض المعي باستخدام الصور الطبقية المحورية وكشف العقد الرئوية، وحريّ بنا القول أن هذه الواصفات تحمل قدرات كبيرة في الكشف عن الاعتلالات المرضية في أنظمة استرجاع الصور، ولكنها غير مطبقة حالياً بشكل فعال في هذا المجال، ولم تستغل جميع الأبحاث المنجزة القدرات الكاملة لواصفات الأشكال، وإنما اتخذت إحدى منحيين. إما إجراء قياسات على التركيب البنيوي للشكل أو تطبيق سمات توصيفية عامة وبسيطة للأشكال، وهي غير قادرة على إيجاد تصنيف حاسم بين المجموعات المدروسة، كما تقف مسألة تجزيء الصورة عائقاً أمام عدم استخدام واصفات الأشكال بشكل فعّال، فالبنى التشريحية أو الاعتلالات المرضية موضع الاهتمام تكون مضمّنة في خلفيات عشوائية في خصائصها الشكلية، الأمر الذي يجعل بناء خوارزمية تجزيء آلي تحدياً صعباً.

10-3-3-2 قياس التشابه

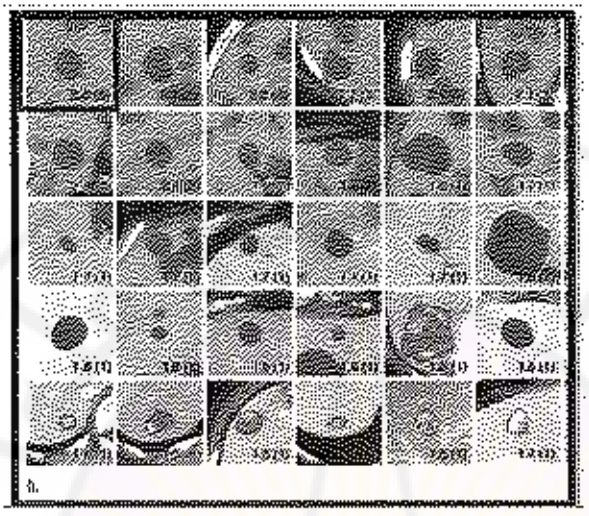
تعتمد قياسات التشابه على بناء فضاء اتجاهي متعدد الأبعاد تعرّف باستخدامه عمليات قياس للمسافة (مثل المسافة الأقليدية) لقياس مقدار الاختلاف بين القيم الممثلة بأبعاده. وتستخدم العديد من أنظمة استرجاع الصور هذه المسافات نظراً لسهولة تطبيقها حاسوبيا. ويمكن أن تستخدم تقنيات قياس التشابه الأخرى التي ذكرناها في فصل سابق، أو استخدام تقنيات أكثر تعقيدا كالتصنيف باستخدام الشبكات العصبونية و آلة المتجه الداعم support vector machine.

10-3-3-3 أمثلة عملية

آ – استرجاع صور الكبد المقطعية اعتمادا على المحتوى المرضي

يبين الشكل 10-51 نتيجة استرجاع حالات صور كبد مصابة بأورام وعائية مشابهة لصورة استعلام (الصورة المحاطة بإطار في الزاوية العليا اليسرى) من قاعدة بيانات صورية من دراسة أجريت بجامعة ستانفورد الأمريكية. استخدمت خصائص من حواف الصور وخصائص بنيوية لقياس التشابه. وكان متوسط دقة الاسترجاع 90%. احتوت قاعدة البيانات على 30 صورة طبقية محورية تتضمن 3 آفات (13 صورة لحالات إصابة بكيسات، و7 إصابات بأورام وعائية، و10 حالات إصابة بأورام انتقالية). ويبين الشكل نفسه نتائج الاسترجاع مع تحديد درجة التشابه. نلاحظ أن الصور من الحالة الثالثة التي تتبع لها صورة الاستعلام قد أعطت أعلى درجات تشابه بين جميع الحالات. في الشكل 10-51 الصورة اليسرى في الصف الأول هي صورة الاستعلام وبقية الصور في الصف نفسه إلى يمينها إضافة إلى الصورة اليسرى من الصف الثاني هي صور من الحالة

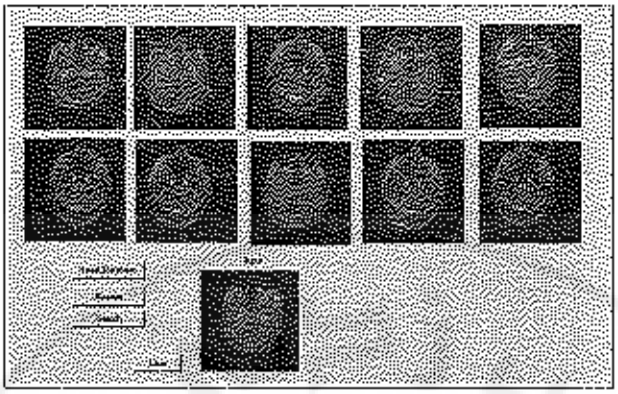
الثالثة. نلاحظ أن هذه الصور أعطت درجات تشابه بين 2.1 و 3 وهي أعلى من بقية الصور.



الشكل 10-51 استرجاع صور مقطعية محورية للكبد تحتوي (1) أورام وعائية،(2) أورام انتقالية، (3) كيسات.الصورة العلياليسرى هي صورة الاستعلام.

ب – استرجاع صور دماغ بناء على المحتوى التصويري

يبين الشكل10-52 نظام استرجاع صور طبية من قاعدة بيانات لصور رنين مغناطيسي للدماغ حيث تم تنفيذ عملية الاسترجاع من خلال تطبيق معياري طاقة تحويل الموجة Wavelet Transform والتحليل باستخدام المركبات الرئيسة Principal Component Analysisحيث استرجعت الصّور التي تحقّق أعلى تشابه باستخدام هذين المعيارين.



الشكل10-52 استرجاع صور طبيّة على أساس المحتوى التصويري من قاعدة بيانات لصور رنين مغناطيسي للدماغ باستخدام تحويل المويجة والمركبات الرئيسة.

ج ـــ استرجاع أفضل شريحة كبد مقطعية من أجل التشخيص

يمكن أن نعدّ البحث الثاني الذي استعرضناه في هذا الفضل أحد تطبيقات الاسترجاع اعتمادا على المحتوى.

10-3-3-4 الحاجة لاستمرار التطوير

مع ظهور قواعد بيانات ضخمة للصور الطّبيّة من مرتبة عشرات آلاف الصّور تُصبح عملية البحث التقليدية اعتماداً على النص المكتوب على حواشي الصّور غير فعّالة. وكما عرضنا في القسم السابق للتو، يمكن الوصول إلى استرجاع للصور من قاعدة بيانات صور طبية على أساس المحتوى التصويري بكفاءة معقولة. وقد أظهرت البحوث الأحدث إمكانية استرجاع صور طبية على أساس المحتوى التصويري من قاعدة بيانات صور طبية أمريكية لعنق الرحم تحتوي أكثر من مائة ألف صورة بدرجة معقولة. وخلصت الدراسات

أن هذا النوع من الأنظمة لا يزال بحاجة إلى التطوير للوصول إلى إمكانية استخدامه في الفحص الروتيني. وتم تلخيص النقاط التي لا تزال بحاجة للتطوير كما يلي:

1 -- الحاجة للتوصّل إلى تقنيات تجزيء عالية الأداء مع الدّقّة المنخفضة والضجيج المرتفع الذي تعاني منه الصّور الطّبيّة عادةً.

2 – الحاجة للتوصّل إلى خصائص أو مجموعات خصائص أكثر دقّة في نقل المحتوى البصري للصور إلى قيم موثوقة في الواقع العملي وأقل حساسيّة للضجيج الذي تحتويه الصور الطبية عادة.

3 – الحاجة لإيجاد طرائق فهرسة تُمكّن من الاسترجاع الأسرع للصور.

4 – البحث في مجال إيجاد طرائق قياس تشابه ذات فعاليّة أكبر.

5 – العمل على إيجاد واجهة ربط رسومية تؤمن تواصلا أسهل مع النظام.

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

الفصل

الحادي عشر

المعالجة الذكية للصور الطبية

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

أصبح مفهوم "معالجة الصور" واضحا من خلال الفصول السابقة التي تناولت معالجة الصور الطبية في المجالين الحيزي والترددي. ولكي نتناول مفهوم "المعالجة الذكية"، لا بد من توضيح مفهوم " الذكاء". ولأننا نتعامل مع معالجة حاسوبية للصور، لا بد أن نتناول هذا المفهوم من زاوية ما يعرف بالذكاء الصنعي artificial intelligence لأن تقنيات المعالجة الذكية ستنفذ في النهاية بوساطة الحاسوب للوصول إلى هدف محدد أو مجموعة من الأهداف الواضحة، تبعا للمسألة أو المسائل المطروحة.

1-11 الذكاء intelligence

يمكن أن نعرف الذكاء بأنه ذلك السلوك الذهني أو المحاكمة العقلية التي تؤدي إلى قرارات صحيحة ناتجة عن تحليل مسألة ما اعتمادا على معرفة بطبيعة المسألة وبطبيعة القواعد و القوانين التي تحكمها وما ينتج عن تطبيق هذه القواعد والقوانين منفردة أو على شكل مجموعات، مرة واحدة أو على مراحل متتابعة على هذه المسألة.

1-1-11 الذكاء الإنساني

الذكاء الإنساني نوعان: "فطري" خلق مع الإنسان وهو ما يميز مقدرة شخص عن آخر إذا نشأ الإثنان في البيئة نفسها وتعاملا مع المسألة نفسها، و"مكتسب" يتم تعلمه عبر الخبرة والتجربة والتعلم. ومحصلة هذين النوعين من الذكاء تشكل الذكاء العام لشخص ما، والذي ينعكس في المحصلة على مدى نجاحه في الحياة. فالشخص الذي يتمتع بذكاء فطري حاد، وفي الوقت نفسه كسول ولا يطور معرفته، قد يكون أقل نجاحا من شخص يتمتع بذكاء فطري متوسط لكنه مجد و مجتهد يسعى دائما لتطوير معرفته وخبرته.

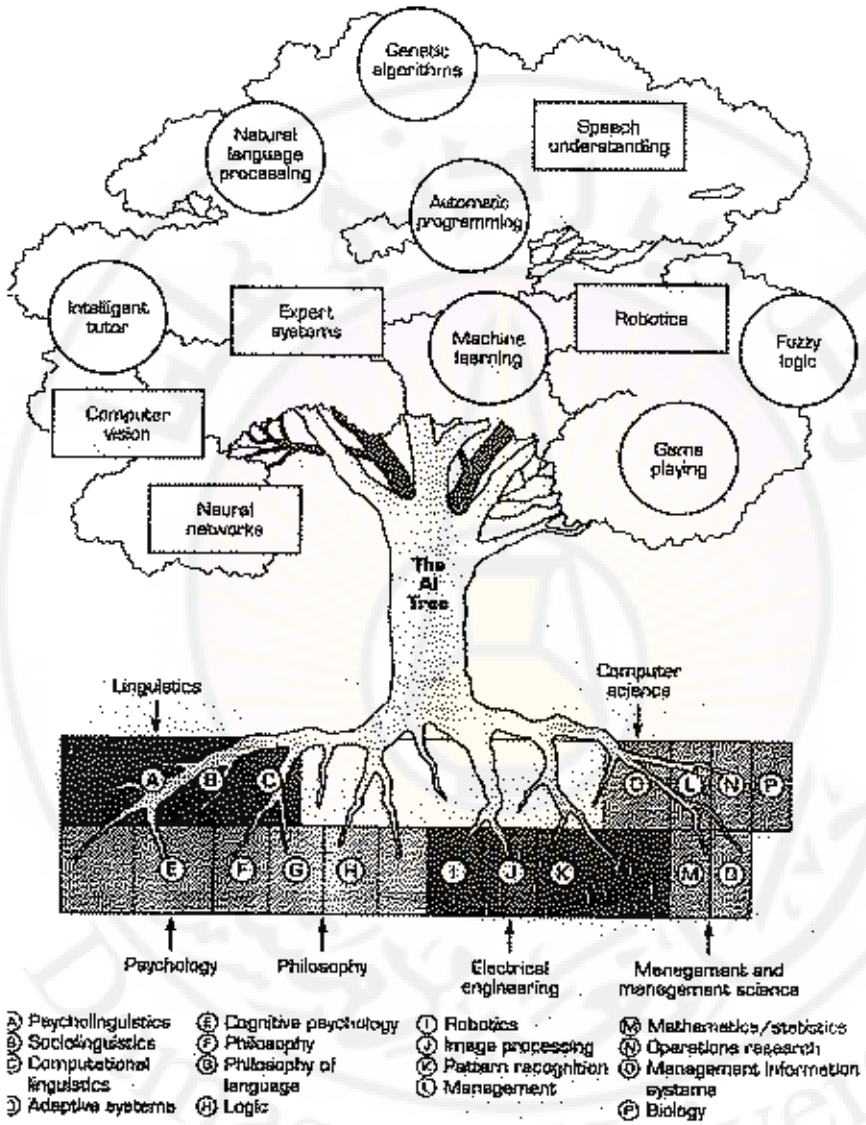
11-1-2 الذكاء الصنعي

يقصد بالذكاء الصنعي ذلك الذكاء الذي تتمتع به الآلة (المقصود بالآلة machine هو الحاسوب أو آلة يتحكم بعملها حاسوب). ويسمى بالصنعي لأنه ليس من صنع الخالق بل من صنع الإنسان عن طريق برنامج حاسوبي بتصميم معين يؤدي مهمة معينة. ويكون أداء الآلة "ذكيا intelligent" بشكل جزئي أو كلي إذا اتصف بإحدى أو بعض (أو جميع) سمات الذكاء التي يتصف بها الذكاء الإنساني من مقدرة على التحليل analysis والاستنتاج reasoning و التعلم learning واتخاذ القرار decision making الصحيح، وأكثر من ذلك، المقدرة على شرح لماذا وكيف اتخذ القرار، أي "امتلاك معرفة ميتا having meta knowledge". فعلى سبيل المثال، لا نستطيع القول عن برنامج حاسوبي يعالج صورة ثدي ويعطي النتيجة بأنها "سليمة" أو "مصابة بورم خبيث أو حميد" بأنه برنامج أو نظام ذكي فعلا إن لم يقدر على شرح أسباب اتخاذ هذا القرار حتى ولو كانت النتيجة صحيحة. أما إذا أعطى النظام القرار بأن الصورة تحتوي ورما خبيثا لأن بقعة الورم التي تظهر في الصورة "في الموقع المعين" داكنة أكثر من جوارها ومحيطها الخارجي مشرشر (غير منسجم الامتداد، أو متعرج على شكل نتوءات حادة)، ...، إلى آخر وصف التشخيص الذي يماثل تشخيص الطبيب وتفسيره، يمكن أن نقول: إن النظام ذكي حقا truly intelligent.

11-1-3 ما هو الذكاء الصنعي؟

ذكرنا أنه ذكاء من صنع الإنسان ينفذ بوساطة الحاسوب، فما تعريفه الدقيق؟ وما مكوناته وأدواته؟ وما تطبيقاته؟ وكيف نعكس ذلك كله على معالجة الصور الطبية لنقول: معالجة ذكية للصور الطبية؟

بالإبصار الحاسوبي computer vision و فهم الكلام speech understanding. يبين الشكل 11-1 شجرة الذكاء الصنعي وتطبيقاته.



الشكل 11-1 شجرة الذكاء الصنعي وتطبيقاته.

1-3-1-111 تعريفات

على الرغم من أنه متفق عليه أن الذكاء الصنعي يهتم بتصميم الأنظمة الذكية وتحليلها، فإنه منذ عام 1956 حيث طرح مصطلح "الذكاء الصنعي" artificial intelligence لأول مرة من قبل John McCarthy و Marvin Minsky، وبعد أكثر من نصف قرن من البحث والتطوير والتأليف في مجال الذكاء الصنعي الذي حظي باهتمام مميز بين الفروع العلمية المختلفة، لم يتفق حتى الآن على تعريف موحد لهذا المصطلح. ونورد فيما يلي أشهر التعريفات التي ظهرت:

(1) الذكاء الصنعي هو ذلك الفرع من علوم الحاسوب الذي يركز على تطوير أنظمة حاسوبية تحاكي عملية حل المسائل عن طريق تطوير نسخ من وظائف الدماغ (إلين ريتش Elaine Rich 1983).

(2) هو دراسة كيفية جعل الحواسيب تقوم بأشياء لا يزال الناس حتى الآن يؤدونها بشكل أفضل (تشارنياك Charniak 1985).

(3) هو ذلك الفرع من علوم الحاسوب الذي يهتم بأتمتة السلوك الذكي (لوجر Luger 2002).

(4) مجال الذكاء الصنعي يهتم بتصميم الأنظمة الذكية وتحليلها كتلك الموجودة في الروبوتات والمركبات الفضائية ذاتية التحرك (ACM جمعية الآلات الحاسوبية الأمريكية).

ويلخص الذكاء الصنعي كموضوع علمي بأسسه وتطبيقاته على شكل رسم شجرة تمتد جذورها في مجالين أساسيين: الأول هو علم الحاسوب computer science ، والثاني هو اللسانيات أو علم اللغات linguistics، بينما يمتد مجال تطبيقاته من ألعاب الحاسوب game playing إلى النظم الخبيرة expert systems مرورا

4-1-11 النظام الذكي

هو ذلك النظام القادر على فهم بيئته و يتحرك بشكل ذكي (حكيم) باتجاه المهمة الموكلة إليه، ويقدر على التفاعل مع الوسطاء الآخرين agents، ومع الإنسان (ACM).

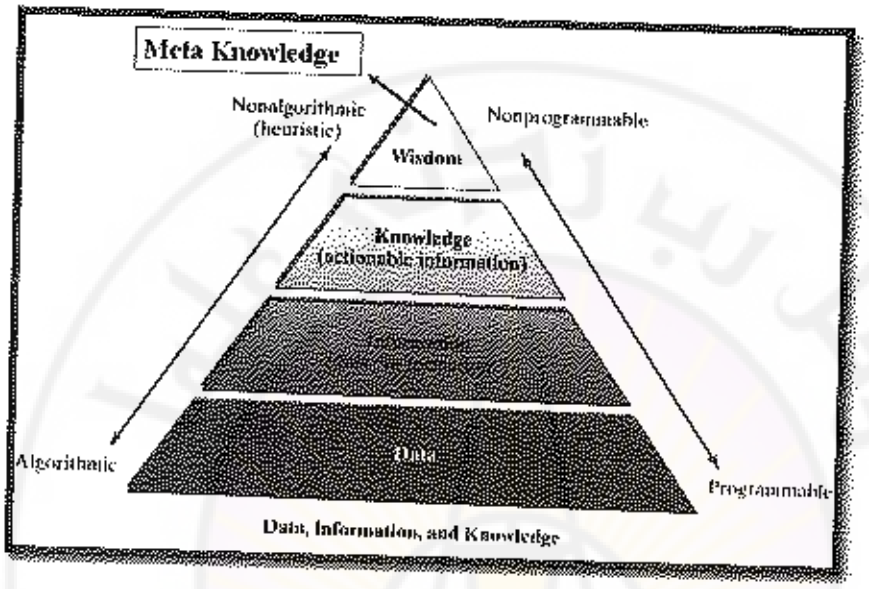
5-1-11 النظام الأكثر ذكاءً

النظام الأكثر ذكاءً أو "الذكي حقا"(truly intelligent) هو ليس النظام الذي يعرف فقط، وإنما **النظام الذي يعرف ما يعرف**. هذا النظام يجب ألا يكون قادرا على حل المسائل فقط، وإنما يجب أن يكون قادرا على شرح كيفية الحل ولماذا اتخذ قرارات معينة. "المعرفة حول المعرفة" (تدعى في بعض المراجع "الحكمة wisdom") تشكل سوية أعلى من المعرفة تدعى معرفة ميتا meta knowledge، وإتمتة هذه المعرفة أمر أساسي في تصميم الأنظمة الذكية حقا وتطويرها (لوجر 2005). يبين الشكل 11-2 العلاقة بين البيانات والمعلومات والمعرفة و معرفة ميتا.

معرفة ميتا Meta knowledge

كي يمتلك النظام معرفة ميتا، لا بد أن تكون آلية تمثيل المعرفة بطبيعة المسألة التي يستخدمها تمكنه من ذلك، ومثال هذا النوع من التمثيل هو ما يدعى الشبكات الدلالية semantic networks، وهي باختصار: لا تكتفي بوصف الشيء بمكوناته الأساسية، بل بالعلاقات الحيزية والحجمية والوصفية والوظيفية بين هذه المكونات. وكمثال بسيط: لا يكفي أن يصف التمثيل جسم الإنسان بأنه يتكون من رأس و رقبة وذراعين و رجلين وجذع، بل يجب أن يصف العلاقة الحيزية كأن نقول: الرأس هو الجزء الأعلى والرجلين هما الجزءان السفليان وأن الرقبة تقع بين الرأس والجذع، وأن اليدان

تستعملان لإمساك الأشياء، والرجلين تستعملان لنقل الجسم، والرأس هو المحرك الأساسي للجسم، وهكذا....



الشكل 11–2 البيانات والمعلومات والمعرفة والحكمة.

11–1–6 النظام المبني على المعرفة والنظام الخبير والنظام الذكي

إن جوهر الذكاء هو استخدام المعرفة في استنباط الاستنتاجات والوصول إلى حلول المسائل، وهو ما يتميز به الكائن البشري من غيره. وهذه المعرفة يمتلكها الإنسان عبر التعلم من مرحلة الطفولة إلى مرحلة الرشد، وصولا إلى مرحلة الإتقان والنبوغ في مجالات معينة.

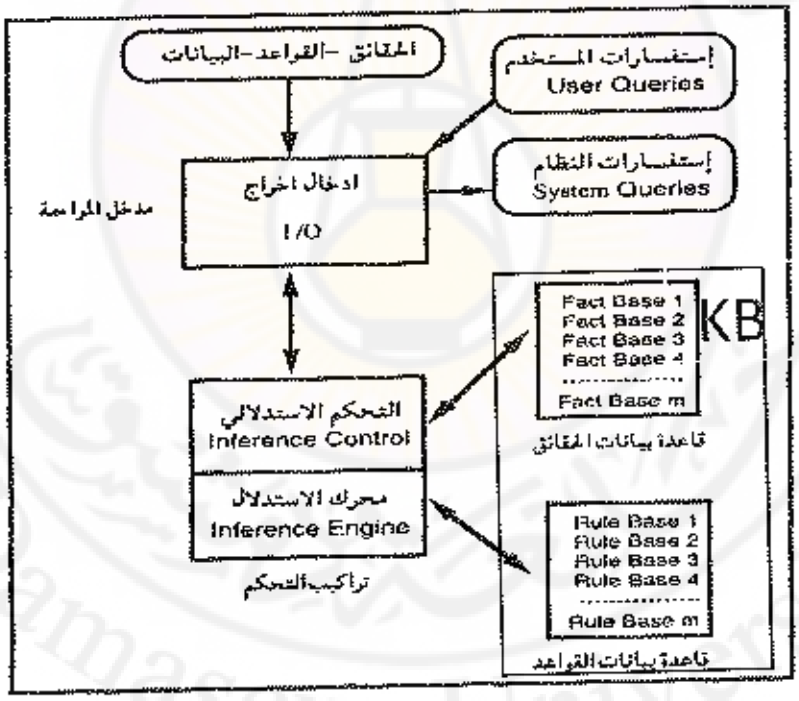
يبين الشكل 11–3 المخطط الكتلي العام للنظام المبني على المعرفة knowledge–based system. يتكون هذا النظام كما نرى من:

1 – وحدة إدخال وإخراج I/O، وتعرف أحيانا بمرحلة المواءمة بين المستثمر والنظام، و يتم من خلالها:

- إدخال الحقائق facts و القواعد rules والبياناتdata إلى النظام.
- توجيه استفسارات المستثمر إلى النظام، واستفسارات النظام للمستثمر.

2 – قاعدة المعرفة knowledge base(KB) التي تتكون من كتلتين هما:

- قاعدة بيانات الحقائق fact base.
- قاعدة بيانات القواعد rule base.



الشكل11–3 المخطط الكتلي العام للنظام المبني على المعرفة.

3- تراكيب التحكم التي تتضمن محرك الاستدلال inference engine و التحكم الاستدلالي inference control. وتعمل تراكيب التحكم على قاعدة المعرفة للوصول إلى الحلول المطلوبة للمسألة والمحددة من قبل المستخدم user الذي يمكن أن يكون طبيبا أو خبيرا جيولوجيا أو خبيرا متوسط الخبرة في مجال معين يستعين بنظام خبير لاستكمال المقدرة على إعطاء القرار الصحيح في موضوع معين في مجال عمله.

11-1-6-1 المعرفة وأنواعها

بني اختصاص الذكاء الصنعي الذي يتمتع به الحاسوب الذي يشغله برنامج طور لغرض معين على تحصيل المعرفة knowledge واستخدامها في الاستنتاج ويمكن تقسيم المعرفة إلى ثلاثة أنوع رئيسة هي:

آ – التصريحية declarative

وهي مجموعة الحقائق المتعلقة بمسألة معينة ويعرفها الخبير مثل: توجد كتلة في صورة ماموغرام الثدي؛ حواف الكتلة ملساء؛ حواف الكتلة متعرجة؛ المظهر العام للكتلة داكن؛ المظهر العام فاتح؛ الكتلة ذات الحواف الملساء هي كتلة حميدة (لا تمثل ورما خبيثا)؛ الكتلة ذات الحواف المتعرجة هي كتلة خبيثة (تمثل ورما خبيثا)، وهكذا..

ب – الإجرائية procedural

الأفعال actions التي تربط حقائق المعرفة التصريحية ببعضها تشكل المعرفة الإجرائية procedural knowledge، و يشكل الدمج بين المعرفتين التصريحية والإجرائية قوانين أو قواعد rules. ومن الناحية العملية يمكن أن يوجد من بضعة قواعد إلى عدة

آلاف قاعدة في قاعدة المعرفة للنظام الخبير، تبعا لتعقيد مجال خبرة النظام وتعقيد الوظائف التي يقوم بها.

تشكل المعرفة التصريحية والإجرائية معا، ممثلتين بجمل statements لغة برمجة محددة مثل برولوغ Prolog، أو الحساب الخبري Predicate Calculus، أو الليسب Lisp، أو أية لغة برمجة أخرى مناسبة، تمثيلا مرمزا لمهارات الخبير البشري وخبرته وتعليميه وتدريبه.

تمثّل معرفة الخبير على شكل قواعد إنتاج production rules ،أوشبكات دلالية semantic networks،أو إطارات frames، أو طرائق تمثيل معرفة أخرى.

ج – المعرفة التخمينية

تسمى استراتيجيات حل المسائل التي تطبق من قبل محرك الاستدلال "القواعد التخمينية" heuristic rules، ومجال تطبيقها الفعلي هو قاعدة المعرفة، حيث يحدد محرك الاستدلال اتجاه الاستنتاج: أماميا forward، أم خلفيا backward؛ البحث بشكل أعمى blind search، أم في العمق أولا depth first، أم في العرض أولا breadth first، أم تخمينيا heuristically. كما يحل التعارضات في تطبيق القواعد ويطبق القواعد الأكثر دقة في الاستنتاج للحالة المعينة. وتسمى نتائج تطبيق هذه الاستراتيجيات أحيانا "المعرفة التخمينية heuristic knowledge ".

وتتمثل أهمية النظام الخبير بالمعرفة التي تحتويها قاعدة معرفته التي يعدّ مهندس المعرفة مسؤولا عن بنائها بالتعاون مع الخبير البشري domain expert في الموضوع المحدد (طبيب، خبير جيولوجي، إلخ..). وأفضل أنواع قواعد المعرفة هي القواعد الديناميكية

التي تستطيع أن تنمّي وتصحح نفسها خلال الاستعمال الفعلي بما يعرف بالتعلم learning، كما يفعل الإنسان تماما (Ammar, 2011).

سمينا المخطط المبين في الشكل 11-3 المخطط العام للنظام المبني على المعرفة. وقد جاءت هذه التسمية من كون قاعدة المعرفة تضم عددا غير محدد من قواعد المعرفة (m). ويمكن أن تكون الأولى طبية عينية و الثانية طبية قلبية والثالثة جيولوجية، وهكذا. أما بالنسبة إلى بقية مكونات النظام فهي ثابتة في الأساس.

11-1-7 النظام الخبير والنظام المبني على المعرفة

إن كل نظام خبير لا بد أن يحتوي بالحد الأدنى قاعدة معرفة تمكنه من الاستنتاج وبالتالي كل نظام خبير هو نظام مبني على المعرفة والعكس ليس صحيحا لأن بعض ما يصنف بالأنظمة المبنية على المعرفة لا تتبع البنية المبينة في الشكل 11-3 بشكل صريح ،كالوسيط agent مثلا.

11-1-8 النظام الخبير والنظام الذكي

يمكن أن نقول عن أي نظام يستخدم تقنية أو أكثر من تقنيات الذكاء الصنعي إنه نظام ذكي intelligent system. وبالتالي فإن أي نظام خبير هو نظام ذكي بالضرورة لأن بناء قاعدة المعرفة واستقصائها والبحث فيها من أجل الاستدلال والاستنتاج والوصول إلى النتائج يتطلب استخداما فعالا لتقنيات الذكاء الصنعي.

واستنادا للمفهوم الذي أوردناه أعلاه فإن أي نظام تطبيقي يقع في إطار التطبيقات المبينة في الشكل 11-1 هو نظام ذكي أيضا. وبقدر ما يستخدم النظام من تقنيات الذكاء الصنعي التي تمكنه من الوصول إلى حل مسائل معقدة وإعطاء قرار صحيح فيها

يكون ذكاؤه أفضل، ويصل النظام ذروة الذكاء عندما يصبح قادرا على اتخاذ القرار (الذي يفترض أن يكون صحيحا) وعلى شرح اسباب اتخاذ هذا القرار وكيفية اتخاذه، وهذا ما سميناه في البداية النظام الذكي حقاtruly intelligent system.

مثال: نظام خبير لتعتيب الصور

يمكن أن نطبق المفاهيم السابقة التي عرضناها في سياق شرح بنية النظام الخبير في مجال معالجة الصور على نظام خبير لتجزيء الصور باستخدام التعتيب كمثال توضيحي مبسط.

على الرغم من أن التعتيب يعد مرحلة أولية في معالجة الصور تسبق أي تمثيل أو وصف أو تعرّف أو تفسير للصورة، فهو من أعقد هذه العمليات وعلى جودة هذه العملية تتوقف جودة أداء العمليات اللاحقة. فالصورة غير المجزأة بشكل صحيح تعطي نتائج ناقصة أو غير صحيحة في جميع المراحل اللاحقة. ومن المعروف جيدا في علم معالجة الصور أن التعتيب الجيد لصنف من الصور ليس جيدا بالضرورة لصنف آخر، ولا بد من الاعتماد على خبرة الشخص المتخصص في هذا المجال (الخبير البشري problem domain expert) في اختيار طريقة التعتيب المناسبة لكل نوع من الصور. اعتمادا على هذه المقدمة، لو استطعنا بناء نظام خبير قادر على تعتيب عدة أنواع من الصور ببرنامج واحد لأنجزنا نظاما خبيرا ذا تطبيق فعلي مفيد.

ذكرنا أن قيمة النظام الخبير تتحدد أساسا بالمعرفة التي تحويها قاعدة معرفته من "حقائق" و "قواعد". نورد فيما يلي الحقائق والقواعد التي يمكن أن تحتويها قاعدة المعرفة لنظام التعتيب الخبير.

آ – الحقائق

بناء على ما ذكرناه في الجزء المتعلق بالتعتيب في الفصل الثامن يمكن أن ندرج الحقائق التالية في قاعدة بيانات الحقائق:

1 – الهيستوغرام هو وصف إجمالي للصورة يستخدم في اختيار العتبة.

2– الصورة ذات التباين الجيد التي تحتوي نوعا واحدا من الأجسام إضافة إلى الخلفية يكون لهيستوغرامها قمتان بينهما واد.

3– الصورة ذات التباين الجيد التي تحتوي نوعين اثنين من الأجسام (كصورة كرية الدم البيضاء) إضافة إلى الخلفية يكون لهيستوغرامها ثلاث قمم منفصلة بواديين.

4– الصورة التي يحتوي هيستوغرامها قمة واحدة تكون إما :

4-1 صورة لا تحتوي أجساما بل خلفية فقط، أو

4-2 صورة تحتوي أجساما من نوع واحد وخلفية لكن التباين منخفض ومساحة الأجسام صغيرة بالنسبة إلى مساحة الخلفية.

ب – القواعد

1 – إذا كان الهيستوغرام ذا قمتين منفصلتين بواد نحسب العتبة في النقطة الأخفض في الوادي.

2 – إذا ظهرت عدة نقاط لها نفس القيمة في الوادي، ننعم الهيستوغرام بالتوسيط قبل اختيار العتبة.

3 – إذا احتوى الهيستوغرام ثلاث قمم، نختار العتبتين اللتين تفصلان نوعي الأجسام عن بعضهما وعن الخلفية، ونختار العتبتين في النقطتين الأخفض في الواديين.

4– إذا ظهرت أكثر من قيمة في أي من الواديين، نطبق القاعدة (2).

5– إذا كان الهيستوغرام وحيد القمة نطبق عملية زيادة التباين، ثم نعم بالتوسيط قبل اختيار العتبة.

6– إذا كان الهيستوغرام وحيد القمة وفشلت عملية زيادة التباين في إظهار الوادي لاختار العتبة، نطبق عملية تعميق الوادي بطريقة اللابلاسيان التي تعلمناها.

يمكن زيادة الحقائق والقواعد في ضوء التطبيق العملي وبحسب طرائق التعتيب التي سيستخدمها النظام فهناك العديد من الطرائق التي لم تذكر في الكتاب ويمكن الوصول إليها بسهولة في المراجع.

ج – المواءمة بين المستخدم والنظام

في نظام خبير من هذا النوع، سيكون دور كتلة المواءمة بين الدخل والخرج (I,O) للربط بين النظام والمستثمر هو تأمين إدخال الصورة المراد تعتيبها (قراءتها) و إظهار الصورة المعالجة أو المعتبة وطباعتها وتخزينها حسب اللزوم. ويقوم محرك الاستدلال بتحديد تسلسل تطبيق القواعد ويقوم التحكم الاستدلالي بتحديد الحقائق التي سيبدأ منها الاستنتاج المحدد.

أما استفسارات النظام فيمكن أن يصمم النظام ليوجهها للمستثمر في حال عدم مقدرته على تحديد العتبة وطلب معلومات أو توجيهات من المستثمر. كما يمكن أن يزود النظام بإمكانية الإجابة عن بعض الاستفسارات من المستثمر كأن يسأل النظام عن أسباب اختيار عتبة معينة يراها المستثمر غير مناسبة بسبب النتيجة التي أعطتها، وهكذا.

11-1-9 المنطق الاحتمالي والنظم الخبيرة

Fuzzy logic and expert system

إن إحدى أهم ميزات النظم الخبيرة هي مقدرتها على التعامل مع المعرفة الناقصة عبر استخدام ما يسمى "المنطق الاحتمالي Fuzzy (possibilistic) logic" الذي اخترع عام 1965 والذي وسّع المنطق التقليدي ليتضمن الأعداد الحقيقية إضافة إلى الصفر "0" و الواحد"1". فعلى سبيل المثال، عندما نكتب:

$$P(tall(X)) = 0.75$$

تعني هذه العبارة في لغة الحساب الخبري predicate calculus أن "X طويل" بدرجة ثلاثة أرباع الواحد من الصحة، وتعني في الوقت نفسه أنها ربع خطأ. ولكي نضم قيم الحقيقة غير الصحيحة يعرف "المنطق الاحتمالي" ما يكافئ العلاقات المنطقية AND و OR و NOT كما يلي:

P1 AND p2 = MIN(p1,p2) (*smaller*)

P1 OR p2 = MAX(p1,p2) (*greater*)

NOT P1 = 1 – p1 (*inverse*)

وبهذا الشكل يمكن مراكمة الأدلة الجزئية بطريقة سليمة، ويمكن استخدام المنطق الاحتمالي في نظم دعم القرار كما في نظام "ريفال" REVAL،

(R. Forsyth, 1984).

وفي هذا السياق تم تعريف ما يسمى "عامل الثقة Certainty Factor" وهو تعبير عن "درجة الثقة" التي يمكن أن نعطيها لاستنتاج معين بنتيجة مراكمة الأدلة الجزئية حتى هذه النقطة (النقطة التي تم فيها مراكمة آخر دليل ثقة جزئي)، وعامل الثقة هو حاصل الفرق بين مركبتين، ويعطى بالعلاقة التالية:

$$CF[h : e] = MB[h : e] - MD[h : e].$$

حيث إن:

MB: measure of believe

MD: measure of disbelieve

h: hypothesis

e: evidence

$CF[h : e]$ هو الثقة في الافتراض h الذي أعطى الدليل e، و $MB[h : e]$ هو قياس لتصديق h الذي أعطى e في حين أن $MD[h : e]$ هو قياس درجة عدم التصديق في الافتراض h الذي أعطى الدليل e.

وتتراوح قيم CF من 1- "الخطأ الكامل" إلى 1+ "الصحة الكاملة" مع قيم جزئية بينهما، ويشير "الصفر" إلى "عدم المعرفة ignorance " . أما قيم MB و MD فيمكن أن تأخذ قيما بين الصفر "0" والواحد "1".

كانت هذه المقدمة الوجيزة عرضا مبسطا لمبدأ استخدام المنطق الاحتمالي وعوامل الثقة في الوصول إلى استنتاجات تدعم قرارا معينا في حال توافر أدلة غير قطعية في مسألة ما.

ويمكن أن تكون هذه المسألة في إطار معالجة الصور أو التشخيص أو أي مجال آخر. ويمكن إيجاد تفاصيل كافية في مراجع مثل:

.(ForsythR., 1984)

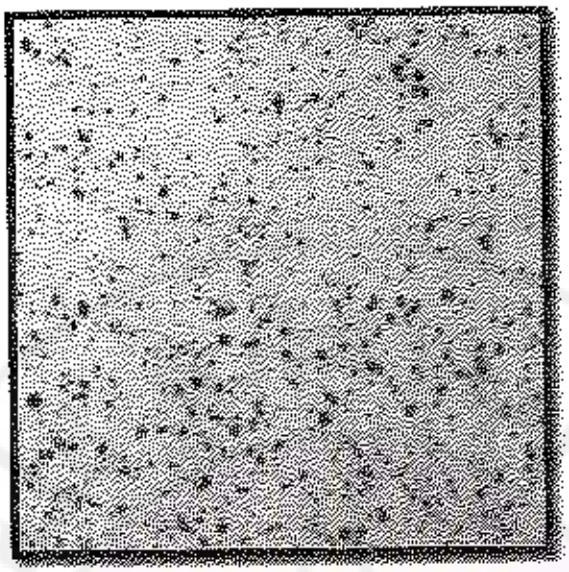
وتجدر الإشارة هنا إلى أن مقرر الذكاء الصنعي أو النظم الخبيرة أو النظم المبنية على المعرفة تحتاج لفصل دراسي أو اثنين لتغطية كل واحد منها وكان الغرض من عرضها بهذا الإيجاز المكثف هو وضع المهتم غير المتخصص (طالبا كان أم باحثا) في بداية الطريق في هذه المجالات. وسنلقي الضوء بشكل عملي في هذا الاتجاه باستخدام النظام الخبير المشروح في القسم التالي.

11-1-10 نظام خبير لكشف جسيمات معينة في سائل حيوي

لدينا صورة مجهرية لسائل حيوي تحتوي عددا كبيرا جدا من الجسيمات المختلفة ونرغب بالكشف الآلي عن وجود جسيمات محددة المواصفات ضمن هذه الصورة وإعطاء هذه الجسيمات في صورة الخرج إن وجدت مع قياسات معينة لها. يبين الشكل 11-4 هذه الصورة.

11-1-10-1 مجال معالجة الصور الذي يعمل ضمنه النظام

ما دام الغرض من النظام هو تعرّف جسيمات بأشكال ذات خصائص محددة فمجال المعالجة هو المجال الثاني، أي "**تعرّف محتوى الصورة**"، حيث كان المجال الأول الرئيس هو "**تحسين الصورة**". وبالتالي فإنه يلزمنا بشكل عام **التجزيء والتمثيل والوصف والتعرف**.



الشكل 11–4 صورة مجهرية لسائل حيوي.

11–1–10–2 آلية البناء

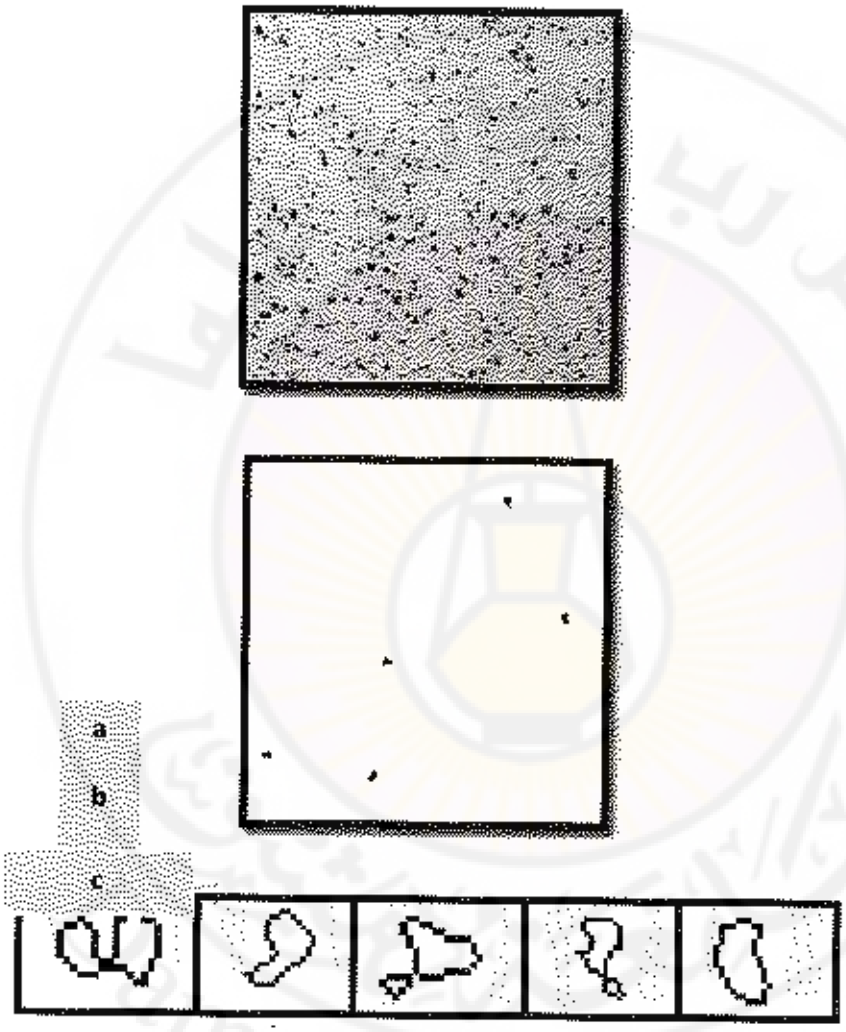
سنبني نظاما خبيرا من النوع المعروف بالنظام الخبير المبني على القواعد rule-based expert system ليؤدي المهام التالية:

1 – يقبل الصور الرمادية والثنائية.

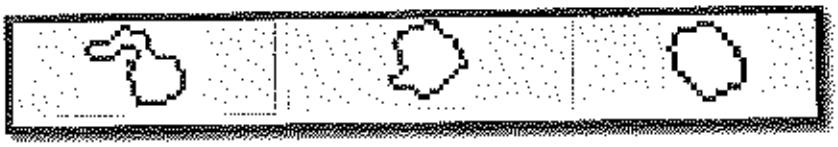
2 – يعطي صورة الجسيمات المطلوب الكشف عنها مع بعض القياسات الهندسية لها (الخصائص).

سنعطي مثالا للأداء العملي للنظام الذي أنجز فعلا (كوسيلة إيضاح لهذا الكتاب) قبل أن نشرح آلية بناء النظام وأنواع المعرفة المستخدمة فيه، ثم نعرض إمكانية تطبيق معماريته بشكل مباشر في مجال مختلف كليا عن المجال الطبي وذلك لترسيخ مفهوم "**المخطط العام للنظام المبني على المعرفة**".

يبين الشكل 11–5: (a) صورة دخل للنظام وهي الصورة المبينة في الشكل السابق. (b) صورة خرج الجسيمات المكشوفة. (c) صور مكبرة لجسيمات المكشوفة. ويبين الشكل 11–6 صور مكبرة لجسيمات من نمط آخر.



الشكل 11–5 (a) صورة الدخل الرمادية . (b) صورة الجسيمات المكشوفة من نمط محدد. (c) صور مكبرة للجسيمات المكشوفة.



الشكل 11-6 نمط ثان من الجزيئات المكشوفة بمعرفة مختلفة.

الحقائق الموجودة

1 — الصورة المطلوب التعامل معها من النوع الرمادي.

2 — تحتوي الصورة جسيمات أغمق من الخلفية (سويات رمادية أخفض).

3 — تحتوي الصورة عددا كبيرا جدا من الجسيمات متفاوتة جدا في الحجم والشكل.

المعرفة بطبيعة المسألة من (الخبير domain expert)

1— الجسيمات المطلوب كشفها تقع ضمن الصنف ذي الحجم الأكبر وحجمها أكبر من 5% من مساحة الصورة.

2 — الجسيمات المطلوب كشفها نوعان:

3— النوع الأول ذو كثافة منخفضة نسبيا بمعيار مساحة الجسيم مقسومة على مساحة المستطيل الذي يحتويه.

4 – النوع الثاني كثافته أعلى من النمط الأول.

5 — النوع الثاني محيط جسيماته أكثر نعومة وانسجاما.

كما نرى، تتصفهذه المعرفة بالعمومية والنسبيةوالمعرفة بالشكل الدقيق للجسيمات يعرفه الخبير فقط. وبالتالي يقتضي كشف الجسيمات المطلوبة اتباع الأسلوب التخميني بالتفاعل بين مهندس المعرفة والخبير والنظام، أي تصميم خصائص تكشف الشكل التقريبي

المعطى بالقواعد الخمسة المذكورة أعلاه ومن ثم تجريبها وعرض النتائج على الخبير، وفي كل مرة يتم تعديل بارامترات الخصائص التي تستخدم في الكشف في اتجاه الاقتراب من الهدف (استخلاص الجسيمات المطلوبة) إلى أن يستطيع النظام الخبير كشف هذه الجسيمات بأكبر دقة ممكنة. هذا الصنف من البحث عن الحل يعرف بالـ (البحث التخميني heuristic search) والذي نصل في نهايته إلى الحل المطلوب وهو هنا طريقة كشف الجسيمات المطلوبة، والذي يصبح قواعد دائمة تستخدم كلما أريد كشف جسيمات من النوع المحدد في هذا النوع من الصور. الخوض في تفاصيل أكثر في هذا المضمار يقع خارج نطاق الهدف من هذا الفصل، ويمكن الوصول إليه في كتب الذكاء الصنعي مثل (.. ,Luger 2003) و كتب الأنظمة المبنية على المعرفة و الأنظمة الخبيرة.

للوصول إلى هذا النظام يلزمنا نظام مبني على المعرفة يتيح تنفيذ الأفعال التالية:

1 – تعتيب صورة الدخل إذا كانت رمادية، و تعامل معها كما هي (دون تغيير) إذا كانت ثنائية.

2 – تجزيء الصورة إلى مكوناتها الأساسية، أي الأجسام الموجودة فيها (هنا تستخدم تقنية ترقيم المركبات المتصلة).

3 – حذف الجسيمات التي تقل مساحتها عن 5% من مساحة الصورة.

4 – تصميم تابع لحساب الكثافة وآخر لقياس النعومة وضبط بارامتراتهما بالتفاعل مع الخبير لإنجاز الغرض المطلوب.

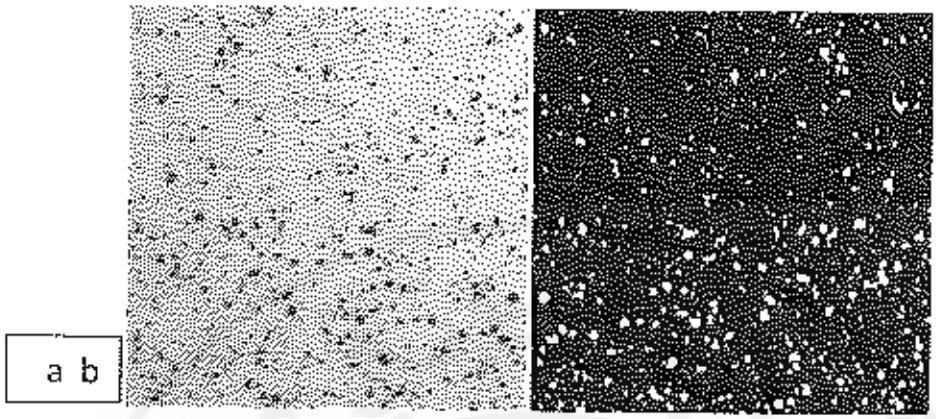
6 –تمثيل الصورة بكامل مركباتها بشكل ملائم لاستخلاص الخصائص منها (سلاسل الرموز هنا تمثيل ملائم، وليس وحيدا).

7 – تصميم (أو اختيار) التوابع التي تستخلص خصائص تعطي مقياسا دقيقا (أمينا) لنعومة المحيط وكثافة الجسيمات. (في هذا المثال تم تصميم أكثر من تابع).

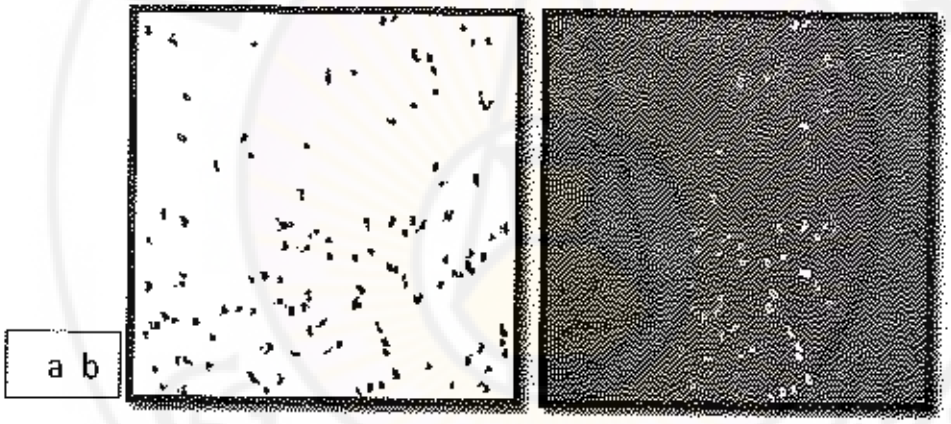
8 – تصميم التوابع المنطقية اللازمة لدمج آثار التوابع الوظيفية لتحقيق الهدف المنشود.

9 – بالتفاعل مع الخبير البشري والنتائج الجزئية التي يعطيها النظام المبني على المعرفة عبر آلية ربطه مع المستثمر (I/O)، استخدم الاستقصاء التخميني للوصول إلى الحدود الدنيا والعظمى للخصائص مع القوانين المنطقية المناسبة للكشف الفعال للجسيمات المطلوبة.

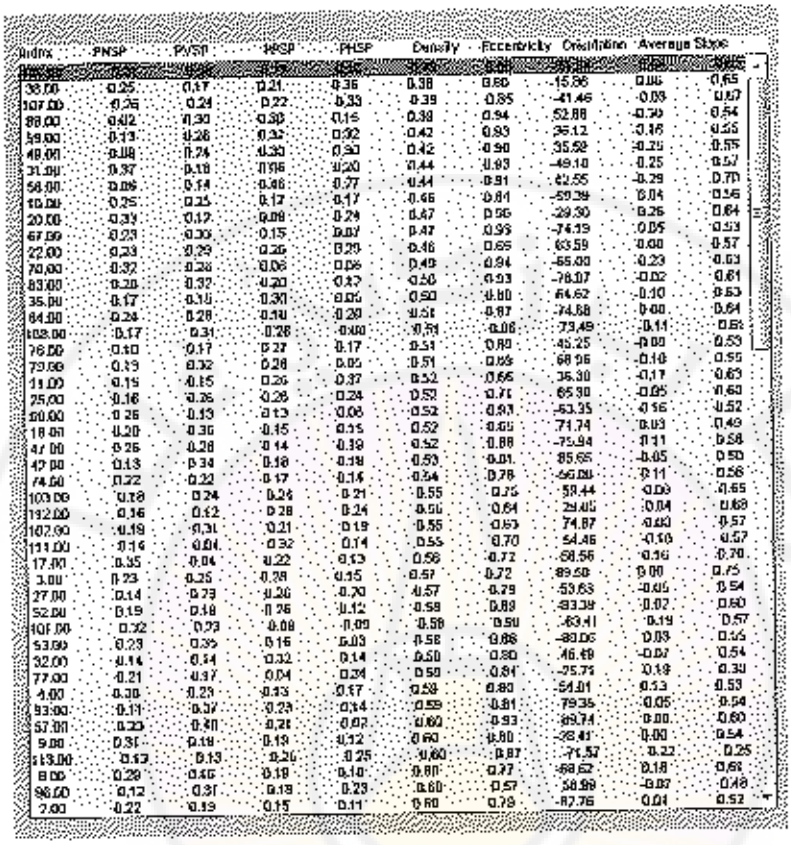
تبين الأشكال التالية صورا مختارة من مراحل مختلفة من عمل النظام منذ إدخال الصورة وحتى ظهور الجسيمات المطلوبة للنمط المحدد مرورا بمرحلة استنتاج المعرفة التخمينية التي حققت الهدف المنشود.



الشكل 11–7 (a) صورة الدخل الرمادية. (b) الصورة المعتبة.

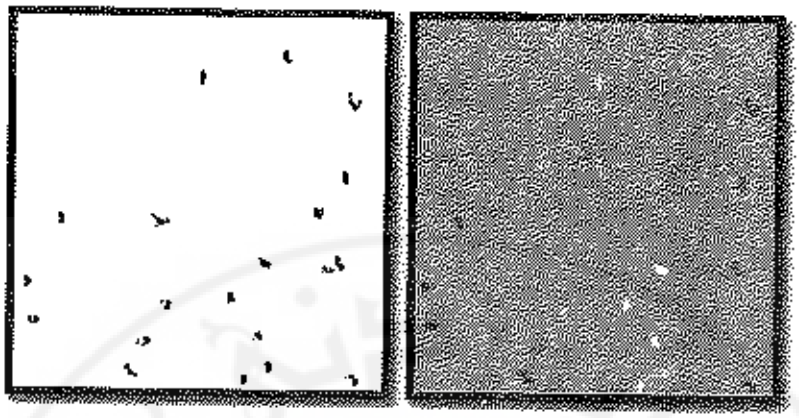


الشكل 11–8 (a) نتيجة حذف المركبات المتصلة التي تقل مساحتها عن 2% من مساحة الصورة. تحتوي هذه النتيجة 118 مركبة متصلة. (b) نتيجة ترقيم المركبات المتصلة في الصورة (a) وقد أظهر الرقم على شكل سوية رمادية، أي أن هذه الصورة تحتوي 118 سوية رمادية مختلفة.



Index	PNSP	PVSP	HNSP	PHSP	Density	Eccentricity	Orientation	Average Slope	
38.00	0.25	0.17	0.21	0.36	0.38	0.60	-15.96	0.06	0.65
107.00	-0.26	0.24	0.22	0.33	0.39	0.85	-41.46	-0.09	0.57
88.00	0.42	0.30	0.30	0.16	0.38	0.94	52.88	-0.50	0.54
59.00	0.13	0.26	0.32	0.32	0.42	0.93	35.12	-0.16	0.55
49.00	0.08	0.24	0.30	0.30	0.42	0.90	35.59	-0.29	0.55
31.00	0.37	0.18	0.16	0.20	0.44	0.93	-49.10	-0.25	0.57
56.00	0.06	0.14	0.46	0.27	0.44	0.91	62.55	-0.29	0.70
10.00	0.25	0.25	0.17	0.17	0.46	0.81	-59.39	0.04	0.56
20.00	0.31	0.12	0.09	0.24	0.47	0.66	-29.30	0.26	0.64
67.00	0.23	0.30	0.15	0.07	0.47	0.93	-74.19	0.05	0.53
22.00	0.23	0.29	0.26	0.29	0.48	0.65	63.59	0.00	0.57
70.00	0.32	0.28	0.06	0.06	0.49	0.94	-66.00	-0.23	0.63
83.00	0.20	0.32	0.20	0.12	0.50	0.93	-78.07	-0.02	0.61
35.00	0.17	0.10	0.30	0.06	0.50	0.80	64.62	-0.10	0.53
64.00	0.24	0.28	0.10	0.20	0.51	0.87	-74.68	0.00	0.64
103.00	0.17	0.31	0.28	0.00	0.51	0.06	73.49	0.11	0.62
76.00	0.10	0.17	0.27	0.17	0.51	0.80	-45.25	0.00	0.53
79.00	0.19	0.32	0.28	0.05	0.51	0.66	68.96	0.10	0.55
11.00	0.15	0.15	0.26	0.37	0.52	0.66	36.30	0.17	0.63
25.00	0.16	0.26	0.28	0.24	0.52	0.71	65.30	0.05	0.60
50.00	0.26	0.13	0.13	0.08	0.52	0.93	-63.35	0.16	0.52
18.00	0.20	0.36	0.15	0.15	0.52	0.65	71.74	0.03	0.49
47.00	0.25	0.28	0.14	0.39	0.52	0.88	-75.94	0.11	0.58
42.00	0.13	0.34	0.18	0.18	0.53	0.01	85.65	0.05	0.50
74.00	0.22	0.22	0.17	0.14	0.54	0.78	-66.80	0.11	0.56
100.00	0.18	0.24	0.24	0.21	0.55	0.75	58.44	0.00	0.65
102.00	0.16	0.12	0.28	0.24	0.55	0.64	29.05	0.04	0.69
102.00	0.19	0.31	0.21	0.19	0.55	0.63	74.87	0.00	0.57
111.00	0.16	0.04	0.32	0.14	0.55	0.70	54.46	0.10	0.57
17.00	0.35	0.04	0.22	0.13	0.56	0.72	68.56	0.16	0.70
3.00	0.23	0.25	0.28	0.15	0.57	0.72	89.58	0.00	0.75
27.00	0.14	0.29	0.20	0.20	0.57	0.79	53.63	0.05	0.54
52.00	0.19	0.18	0.26	0.12	0.58	0.89	83.39	0.02	0.60
101.00	0.32	0.23	0.08	0.09	0.58	0.50	63.41	0.19	0.57
53.00	0.23	0.35	0.16	0.03	0.58	0.88	-83.06	0.03	0.55
32.00	0.14	0.14	0.32	0.14	0.60	0.80	46.49	0.07	0.54
77.00	0.21	0.17	0.04	0.24	0.60	0.84	-75.75	0.19	0.31
4.00	0.30	0.23	0.13	0.17	0.60	0.80	54.01	0.13	0.53
93.00	0.11	0.37	0.23	0.14	0.60	0.81	79.35	0.05	0.54
57.00	0.23	0.30	0.21	0.02	0.60	0.93	69.74	0.00	0.60
9.00	0.31	0.19	0.19	0.12	0.60	0.80	-28.41	0.00	0.54
113.00	0.13	0.13	0.26	0.25	0.60	0.87	-71.57	0.22	0.25
8.00	0.29	0.46	0.19	0.10	0.60	0.77	-68.62	0.18	0.61
96.00	0.12	0.31	0.18	0.23	0.60	0.57	58.99	-0.07	0.48
2.00	0.22	0.19	0.15	0.11	0.60	0.79	-87.76	0.04	0.52

الشكل **11–9** جزء من جدول يبين تسعة قياسات بعضها مركب (يدخل في حسابه أكثر من خاصة): التقوس، متوسط الميل، الاتجاه العام، اللامركزية، الكثافة، النسبة المئوية للعناصر المائلة بشكل (إيجابي و سلبي وأفقي وعمودي). قيم هذا الجدول مفرزة **sorted** حسب خاصة الكثافة.

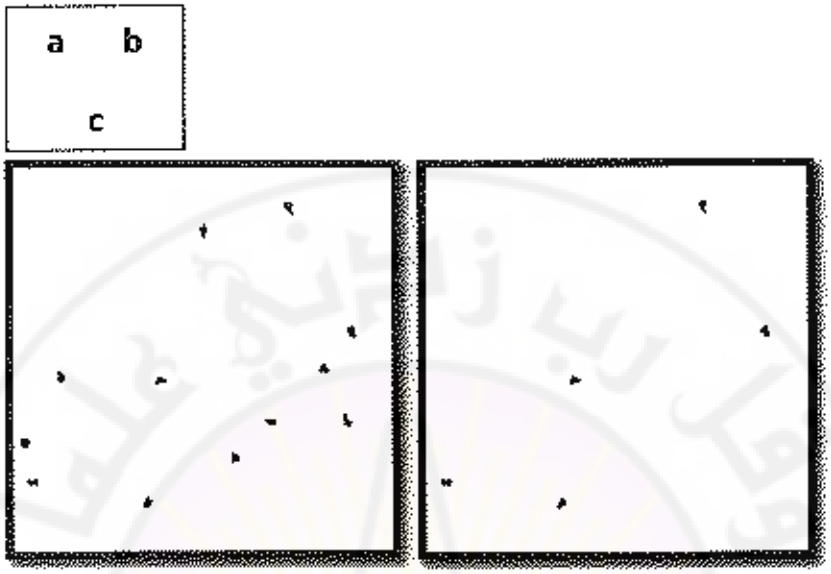


a b

الشكل 11–10 نتيجة حذف المركبات المتصلة التي تقل مساحتها عن 5% من مساحة الصورة. تحتوي هذه النتيجة 24 مركبة متصلة.(b) نتيجة ترقيم المركبات المتصلة في الصورة (a).

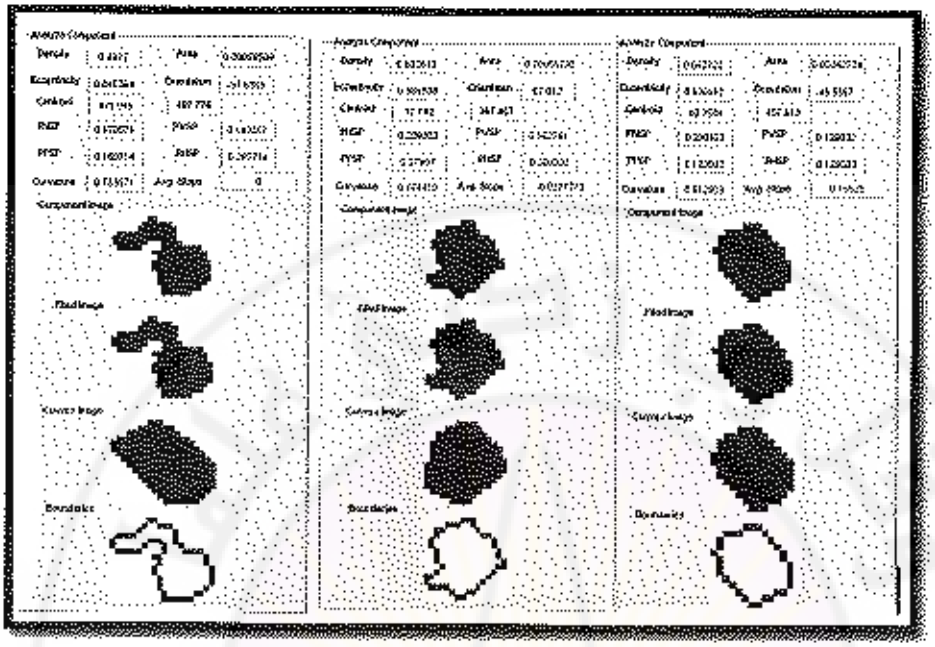
Index	TNSP	PVSP	PPSP	PHSP	Density	Eccentricity	Orientation	Average Slope	
13.00	0.00	0.00	0.00	0.00	1.00	0.87	0.00	0.00	0.00
16.00	0.00	0.00	0.00	0.00	1.00	0.00	0.00	0.00	0.00
5.00	0.00	0.14	0.14	0.00	0.77	0.74	64.10	-0.13	0.21
12.00	0.08	0.29	0.12	0.03	0.80	0.80	62.50	-0.06	0.24
9.00	0.09	0.24	0.18	0.00	0.71	0.61	77.89	-0.06	0.36
15.00	0.21	0.17	0.04	0.04	0.69	0.84	-25.71	-0.19	-0.38
17.00	0.18	0.34	0.11	0.05	0.72	0.81	-77.13	0.05	0.42
2.00	0.15	0.30	0.11	0.08	0.70	0.73	-2.61	0.05	0.43
11.00	0.13	0.22	0.20	0.13	0.64	0.72	86.51	-0.09	-0.46
19.00	0.12	0.31	0.19	0.23	0.60	0.57	38.58	0.07	0.48
3.00	0.23	0.17	0.33	0.10	0.69	0.83	-75.35	0.15	0.50
20.00	0.20	0.13	0.12	0.27	0.62	0.88	8.18	0.02	0.53
22.00	0.19	0.33	0.10	0.12	0.71	0.89	79.55	0.09	0.55
4.00	0.37	0.19	0.06	0.20	0.94	0.90	-69.18	0.25	0.57
21.00	0.32	0.29	0.09	0.09	0.00	0.00	-63.41	0.18	0.57
14.00	0.22	0.22	0.17	0.14	0.56	0.78	-56.00	0.11	0.58
10.00	0.23	0.40	0.21	0.02	0.60	0.93	89.74	0.06	0.60
8.00	0.17	0.15	0.30	0.05	0.50	0.80	64.62	-0.10	0.63
18.00	0.24	0.28	0.10	0.20	0.56	0.87	-74.83	0.09	0.64
7.00	0.25	0.17	0.21	0.36	0.50	0.81	15.06	0.08	0.66
23.00	0.21	0.30	0.19	0.10	0.35	0.50	-51.54	0.06	0.65
24.00	0.26	0.24	0.22	0.33	0.30	0.65	-41.46	0.03	0.67
1.00	0.23	0.25	0.28	0.15	0.57	0.72	89.59	0.00	0.75

الشكل 11–11 قيم القياسات التسعة المذكورة في الشكل 11–10 مفرزة sorted حسب خاصة الانحناء curvature (العمود الأخير في الجدول–أقصى اليمين).



Index	PNSP	PVSP	PPSP	PHSP	Density	Eccentricity	Orientation	Average Slope
8.00	0.14	0.03	0.00	0.28	0.78	0.85	-11.56	0.11	0.22
7.00	0.19	0.11	0.11	0.17	0.68	0.50	-65.61	0.00	0.38
3.00	0.17	0.26	0.11	0.00	0.73	0.74	-81.16	0.08	0.43
1.00	0.14	0.11	0.17	0.11	0.75	0.43	24.44	0.05	0.44
10.00	0.16	0.16	0.14	0.14	0.73	0.57	-18.37	0.03	0.46
11.00	0.24	0.30	0.09	0.15	0.56	0.80	-65.89	0.13	0.50
6.00	0.21	0.43	0.15	0.17	0.51	0.67	-87.49	0.04	0.51
2.00	0.22	0.40	0.16	0.23	0.57	0.61	-3.77	0.00	0.56
12.00	0.22	0.27	0.12	0.15	0.65	0.77	-87.15	0.12	0.59
5.00	0.16	0.21	0.21	0.29	0.54	0.75	12.29	0.05	0.63
4.00	0.15	0.16	0.32	0.06	0.58	0.79	54.52	0.17	0.65
9.00	0.27	0.36	0.18	0.18	0.51	0.83	-59.99	0.20	0.67

الشكل 11–12 (a) اثنا عشر جسيما متبقيا من الأربعة والعشرين في الشكل 11–11. (b) الخمسة جسيمات المتبقية من الاثني عشر جسيما في (a). (c)جدول القياسات التسعة مفرزة حسب التقوس: الجسيمات المتبقية الخمسة هي العائدة للقياسات الخمسة الأخيرة (التقوس محصور بين 0.56و 0.67) وهي الجسيمات المبينة في الشكل 11–5 (c).



الشكل 11-13 نموذج لمخرج النظام للجسيمات المكبرة التابعة للنمط الثاني (الأكثر نعومة والأعلى كثافة والأكثر انتظاما) مع القياسات الهندسية لها في مرحلة بناء المعرفة التخمينية. يظهر الجسيم المكبر في أربعة أشكال: الأصلي ومع ملء الثقوب وغلافه المحدب وحوافه ممثلة بسلسلة الرموز الثمانية. هذه الأشكال مع الجداول تستخدم في تقويم النتائج في مرحلة بناء المعرفة التخمينية وصولا إلى القيم النهائية للبارامترات وتسلسل تطبيق توابع القياسات الهندسية مع شروط التطبيق المنطقية التي تعطي في النهاية النظام الخبير المطلوب.

11-1-10-3 واجهة الربط بين المستثمر ونظام المعرفة

لقد بني نظام المعرفة الذي استخدم في تطوير نظام خبير لكشف جسيمات في صورة حيوية من نمطين مختلفين بحيث يمكن استخدامه كنظام عام الأغراض. أي يمكن

استخدامه لتطوير أنظمة خبيرة لأغراض متنوعة بتنوع قاعدة المعرفة التي يزودها. يبين الشكل 11-14 الواجهة الرئيسة وهي مزودة بما يلي:

1 – متصفح يسمح بإدخال الصورة من أي مكان في الحاسوب المعالج أو على الشبك التي يرتبط بها الحاسوب.

2 – شاشتين فرعيتين لعرض صورة الدخل ونتيجة المعالجة المرحلية.

3 - أربع نوافذ فرعية لعرض أربعة أنماط من صورة أي مركبة متصلة يتم اختيارها لاستخدامها في التحليل والتقويم.

4 – نافذتين لإظهار أرقام المركبات المتصلة في الصورة الأصلية وفي صورة نتيجة المعالجة تمكن من اختيار أية مركبة للقياس والعرض.

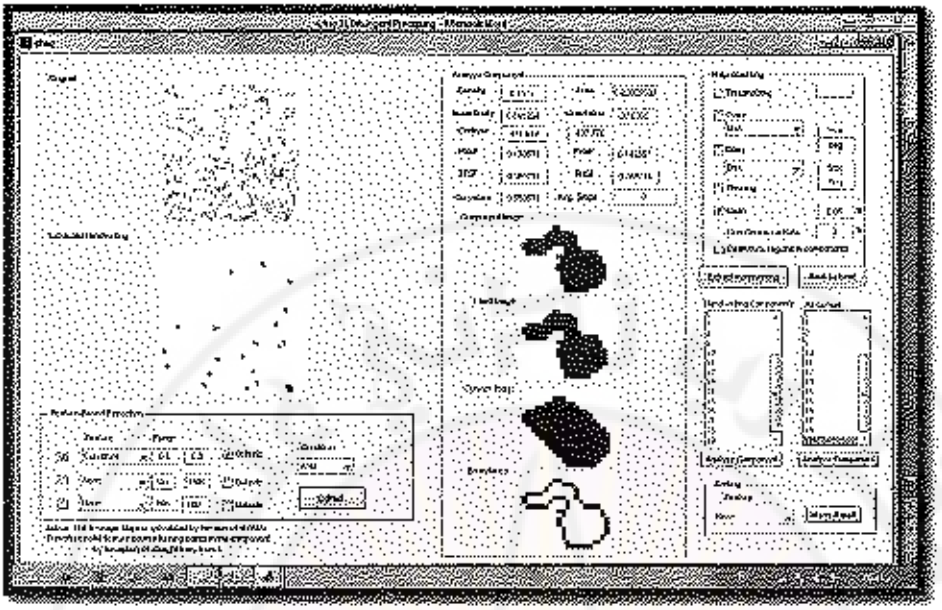
5– نوافذ لعرض قيم القياسات للمركبة المختارة.

6– نوافذ لاختيار مراحل المعالجة الأولية (أغلبها مورفولوجية هنا) وبارامتراتها وأنواع عناصر تشكليلها.

7– نوافذ لتحديد القيم الدنيا والعظمى للخصائص التي ستطبق وشروط التطبيق ومنطقية تطبيقها (.. ,AND, OR, XOR). **وفي هذه الإمكانيات تكمن فاعلية نظام المعرفة التطويري هذا.**

8– آلية إظهار شروح وتفسيرات وتخزين وإظهار نتائج على شكل صور أو نص أو جداول.

9– جميع العمليات تنفذ تفاعليا من الواجهة الرئيسة (ALL IN ONE SCREEN).

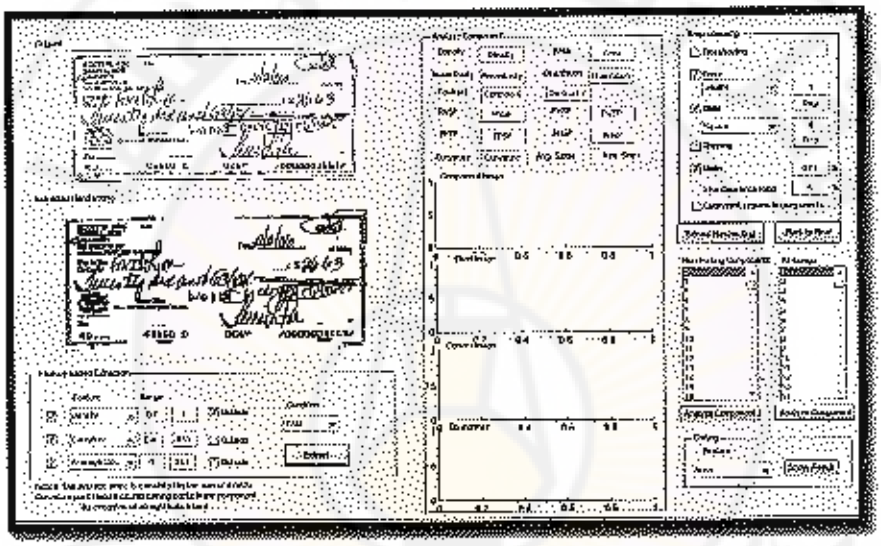


الشكل 11–14 الشاشة الرئيسة للنظام المبني على المعرفة الذي يمكن أن يولد أنظمة خبيرة في الكشف عن جسيمات تتبع لأنماط محددة من بين عدد كبير من الجسيمات المختلفة في صورة حيوية، وأنظمة أخرى متنوعة التطبيق. هذه اللقطة للواجهة هي إحدى حالات التفاعل أثناء بناء المعرفة التخمينية.

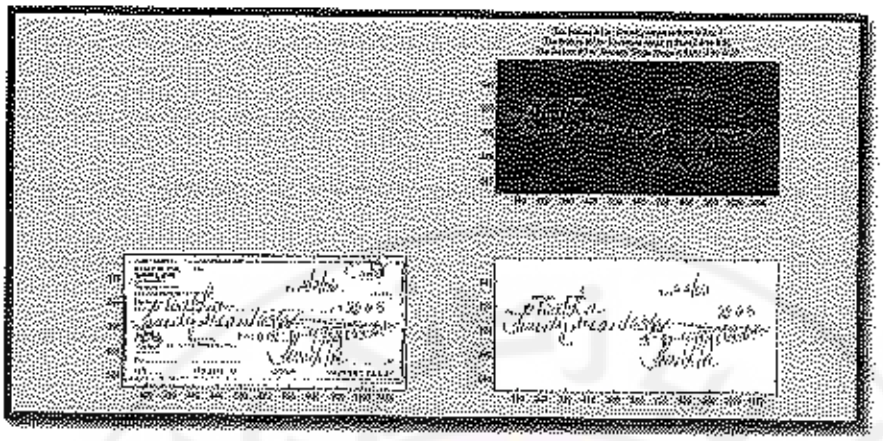
11–1–10–4 تغير وظيفة النظام بتغير قاعدة المعرفة

ذكرنا في القسم 11–1–6 والشكل 11–3 أن ما يميز أي نظام خبير من غيره هو بشكل اساسي قاعدة معرفته سواء من حيث الوظيفة أو من حيث القيمة والفعالية. وقلنا إن الربط بين النظام والمستخدم ومحرك البحث يمكن أن يكون مشتركا، وبتغير قاعدة المعرفة يتغير عمل النظام. سنوضح هذا الكلام بمثال حي هو النظام الذي استخدمناه للتو من أجل كشف جسيمات من أنماط محددة من صورة حيوية. والآن، سنستخدمه

نفسه لكشف كتابة اليد من بيئة معقدة متداخلة هي الشيك المصرفي واستخلاصها منه، علما أن هذه المسألة بقيت ميؤوسا منها أكثر من عشر سنوات في شركة متخصصة لديها فريق عمل متخصص. و باستخدام النظام الموصوف أعلاه أمكن إيجاد حل لها خلال فترة قصيرة نسبيا (بضعة أشهر). تبين الأشكال 11-15حتى 11-18 نماذج من استجابات النظام أثناء تطوير كاشف ومستخلص كتابة اليد من الشيكات المصرفية.



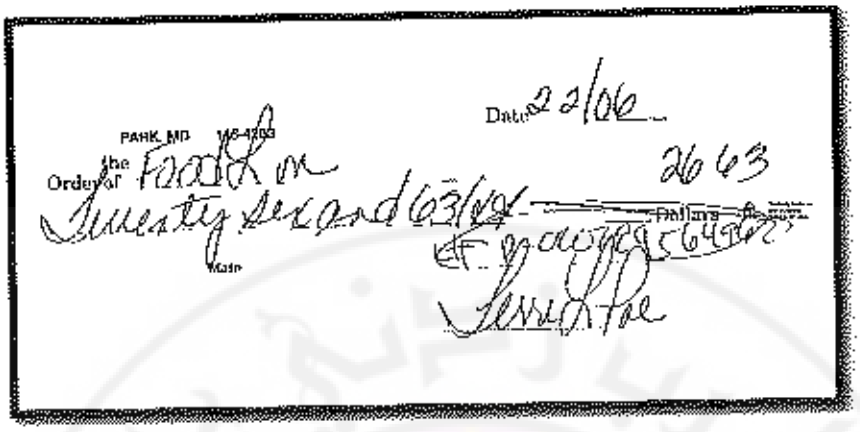
الشكل 11-15 لقطة للواجهة الرئيسة للربط بين المستخدم والنظام أثناء تطوير كاشف ومستخلص كتابة اليد من الشيك المصرفي.



الشكل 11–16 إحدى آليات الإظهار المزود بها النظام حيث يظهر الصورة الأصل والنتيجة الهدف ومتممها مع بعض الشروح.



الشكل 11–17 صورة شيك الدخل الأصلية.



الشكل 11–18 كتابة اليد المكشوفة و المستخلصة.

11-1-11 ملاحظات ختامية

نظرا لأن مفهوم الذكاء الصنعي والأنظمة الذكية مفهوم فضفاض وواسع لدرجة كبيرة حيث وكما أوردنا في بداية الفصل لم يتم التوصل إلى تعريف واحد للذكاء الصنعي ولكن الثابت هو أن الذكاء الصنعي يقوم على التحليل والاستنتاج والاستدلال أو البحث من خلال البدائل للوصول إلى حل معين لمسألة معينة. أما في الأنظمة الذكية بشكل عام فتطبق تقنيات الاستنتاج هذه على قاعدة معرفة تحتوي الحقائق والقواعد كما أسلفنا. وبقدر ما تكون الحقائق والقواعد صحيحة وتعكس العالم الحقيقي بدقة وأمانة كلما كانت فعالية استخدام تقنيات الاستنتاج أكبر. ففي تطبيقات معالجة الصور تحتوي قاعدة المعرفة على حقائق وقواعد تنقل من عالم الصورة إلى عالم الأرقام بوساطة طرائق وتوابع قياس الأمر الذي ينطوي على قدر من التقريب كما هي الحال في حساب التقوس والميل على سبيل المثال. ففي المثالين الذين أوردناهما في هذا الفصل، مهما كانت تقنيات

الاستنتاج سليمة وفعالة، سيصطدم أداؤها بسقف دقة نقل عالم الصورة إلى عالم الأرقام، وبالتالي فإن جودة أداء طرائق استخلاص الخصائص والقياسات الهندسية أو التركيبية سيكون لها الدور الحاسم. من هنا، ففي مجال معالجة الصور وتطبيقاته خصوصا، تكون تقنيات الذكاء الصنعي أدوات مساعدة وفعالة، لكنها لا يمكن أن تحسم كل شيء، الأمر الذي يختلف عن التعامل مع قواعد البيانات النصية التي يمكن أن تكون خالية من أي خطأ أو تقريب.

عرض المثالان اللذان استُخدِما في هذا الفصل بطريقة فيها شيء من الاقتضاب لأن الحيز المخصص للفصل في الكتاب لا يسمح بعرض كامل التفاصيل، هذا من جهة، ومن جهة أخرى فإن هذه الطريقة في العرض تحرض ذهن القارئ المهتم على التفكير والتحليل والاستنتاج بدلا من تلقي كامل التفاصيل، وهذا الأمر بحد ذاته، له أثر إيجابي. هذه الطريقة في العرض لا يمكن أن نتبعها في الفصول الأساسية بطبيعة الحال، لأن التقنيات الأساسية يجب أن تغطىبتفصيل كاف.

من أحدث ما نشر في مجال تطبيقات الذكاء الصنعي

يعد مجال تطبيقات الذكاء الصنعي من أكثر مجالات البحث العلمي التي تلقى اهتماما من الباحثين عالميا. يتضمن ملحق الكتاب عددا من أحدث البحوث العلمية في هذا المجال والمنشورة للمؤلف عالميا، وفيما يلي تعريف مقتضب جدا بكلٍّ منها:

1 - كتاب Intelligent Signature Verification and Analysis المنشور من قبل دار النشر الألمانية العالمية the LAP عام

2011. يتناول الكتاب موضوع التحقق من صحة التواقيع المكتوبة وتحليلها بشكل ذكي. ومن أهم المناحي التي اعتمد عليها الكتاب هو "أتمتة السلوك الذكي" وهو تعريف الذكاء الصنعي الذي وضعه "لوجر" صاحب أشهر كتاب في مجال الذكاء الصنعي حاليا. ويوضح الكتاب مناحي الذكاء التي يتضمنها الكتاب والمستخدمة في تطوير نظام تحليل التواقيع وكشف المزور منها في الشيكات المصرفية المستخدم عالميا في الوقت الراهن، ومن أهمها **أتمتة السلوك الذكي و قاعدة المعرفة الديناميكية التي تحدث نفسها بنفسها كما يفعل الإنسان تقريبا**. وكانت دار النشر قد تواصلت مع المؤلف وأبدت رغبتها في نشر إنجازاته العلمية في مجال التواقيع وانتهت المداولات إلى نشر الكتاب المذكور.

2 – ورقة البحث (المقالة) ذات العنوان:

Raising the Performance of Automatic Signature Verification Over that Obtainable by Using the Best Feature Setأي، " رفع أداء التحقق الآلي من صحة التواقيع فوق ذاك الذي يمكن الحصول عليه من أفضل مجموعة خصائص"، المنشورة في مجلة International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligenceالدولية المحكمة واسعة الانتشار عام 2011.

وهذه الورقة تطرح لأول مرة رفع الأداء فوق أداء أفضل مجموعة خصائص وهو الأداءالأعلى الذي يمكن الحصول عليه (حتى نظريا). وقد اعتمد المؤلف مفهوم أتمتة السلوك الذكي واستخدم عدة مجموعات خصائص بدلا من واحدةمع آلية للاستفادة من إيجابيات الخصائص المتعددة وتجاوز سلبياتها لتحقيق ذلك.

لقيت هذه المقالة اهتماما كبيرا من محرري المجلات ودور النشر العالمية وتواصلوا مع المؤلف طالبين كتابة بحوث لينشروها له (يحتوي الملحق بضعة أمثلة لهذه الطلبات).

3 – ورقة البحث Off-line Signature Verification by Matching With a 3-D Reference Knowledge Image: from Research to Actual Application، أي "التحقق من صحة التواقيع المكتوبة باستخدام صورة معرفية مرجعية ثلاثية الأبعاد: من البحث إلى التطبيق الفعلي." هذه الورقة نشرت في كتاب:

Pattern Recognition, Machine Intelligence and Biometrics للمحرر Patrick S. P. Wang المنشور من قبل داري النشر العالميين: Springer و HEP عام 2011 وتقع المقالة في 34 صفحة.

4 – ورقة البحث Using Multisets of Features and Interactive Feature Selection to Get Best Qualitative Performance for Automatic Signature Verification أي "استخدام مجموعات الخصائص المتعددة وانتقاء الخصائص التفاعلي للحصول على أفضل أداء **نوعي**للتحقق من صحة التواقيع" التي نشرت في الكتاب السابق نفسه عام 2011 وتقع في 26 صفحة.

وقد اعتمدت المقالتان أساسا على مبدأ أتمتة السلوك الذكي للوصول إلى أفضل طرائق لاستخلاص الخصائص وانتقائها من أجل التحقق من صحة التواقيع وتحليلها.

قيد الكتابة

الجدير ذكره هنا أن النظام المبني على المعرفة الذي استخدم لتوليد نظامين خبيرين أحدهما لكشف جسيمات حيوية والآخر لكشف كتابة اليد من الشيك المصرفي الذي استعرضناه في هذا الفصل، يمثل مفهوما جديدا وهو توليد الأنظمة الخبيرة من نظام تطوير واحد مبني على المعرفة، وهو لم ينشر بعد، وكان قد تم تطويره أثناء تأليف هذا الكتاب فجاء مثالا ممتازا على الأنظمة المبنية على المعرفة والأنظمة الخبيرة. العنوان المرجح لورقة البحث التي ستكتب لنشره هو:

Expert Systems Generating Machine.

وقد كُتبت هذه البحوث التي ذكرناها أعلاه خلال فترة البحث العلمي التي قضاها المؤلف بين تشرين الثاني 2009 وشباط 2010 (أربعة أشهر) والأشهر القليلة التي تلتها. وفي هذه الفترة التي قضاها المؤلف أستاذاً زائراً visiting professor في المختبر الذي تخرج فيه عام 1989 وحصل على الدكتوراه ، دهش الأستاذ المشرف على المختبر الذي استضافه من مقدرة المؤلف على تطوير موضوع الدكتوراه إلى نظام عالمي يخدِّم أمريكا الأكثر تطورا في هذا المجال في حين لم يفلح الباحثون المعاصرون له في كندا وأمريكا وفرنسا وغيرها في ذلك، وبإمكاناته المحدودة في سوريا. ولأنهم رأوا أن هذا الإنجاز جدير أن يتعلموا منه، طلبوا من المؤلف "محاضرة مستضافة invited lecture " تجيب على هذا السؤال: (كيف نجحت؟) على مستوى جامعة ناغويا وهي من جامعات الصف الأول في اليابان فهي إحدى الجامعات الإمبراطورية الخمس وقد حصل ثلاثة من علمائها على جائزة نوبل في السنوات الخمس الأخيرة. وألقيت المحاضرة في 19 شباط 2010 لمدة ساعتين ونصف وحضرها بروفيسور من طوكيو حيث كان تم الإعلان عنها على الشبكة العنكبوتية قبل شهر ونصف من موعدها. يحتوي الملحق الدعوة التي وزعت لهذه المحاضرة على الإنترنيت. وأوردها في الملحق كحافز

للطلبة ليضعوا التميز نصب أعينهم، فقد كنت طالباً مثلهم وعلى مقاعد الكلية التي يدرسون فيها نفسها.

من أجل معرفة إضافية

يعتمد الذكاء الصنعي أساسا على هندسة المعرفة والمقدرة على الاستنتاج. وتوجد مراجع شهيرة في هذا المجال لمن يرغب في مزيد من التفاصيل أهمها:

(George F. L. et al, 2002) و (Ammar M., 2003) و (Turban et al, 2005) و (Charniak E. et al, 1985) و (Steven G.T. , et al, 1989) و (Stuart R. et al, 1995) و (Wang P. S. P., 2011) و (Forethys 1988) و (Ammar 2011) و (Pratt W. K., 2001) الموجودة في سبت المراجع في آخر الكتاب.

الفصل

الثاني عشر

الآفاق المستقبلية لمعالجة

الصور الطبية وتطبيقاتها

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

مقدمة

كانت معالجة الصور حتى بداية الثمانينيات حكرا على الدول المتقدمة كاليابان والولايات المتحدة الأمريكية و دول أوروبا الغربية. لقد كان السبب في ذلك ندرة تجهيزات تحصيل الصور (الماسحات scanners) وغلاء أثمانها،ووجودها في مراكز الحواسيب الضخمة، وكان ماسح الصور الموجود في مركز حاسب جامعة ناغويا اليابانية عام 1983، وهو من أضخم مراكز الحاسوب في حينها، والذي يؤمن دقة مسح بحدود 2400 نقطة في الإنش بحجم خزانة ملابس صغيرة. وأذكر أنه عندما أعطاني مشرفي العلمي ورقة بحث علمية منشورة في مجال تعرّف كتابة اليد لقراءتها وتقديمها في جلسة السيمينار تفاجأ أنها نشرت من قبل باحث هندي وأبدى استغرابه كون الهند تجري أبحاثا في هذا المجال. بعد ذلك بعشرة أعوام استطعنا أن نشتري ماسحا للصور من أمريكا واستيراده لسوريا بنفس الإمكانيات ولكنه صغير يوضع على الطاولة ويربط مع حاسب شخصي.

في أوائل الثمانينيات كان علم معالجة الصور الرقمية قد أخذ أبعاده ونضج في المجالين الحيزي والترددي، وشمل تقنيات التحسين واستخلاص الخصائص والترميز والتمثيل والوصف والتعرف والتفسير، كما كانت بحوث استرجاع الصور بناء على محتواها من قواعد البيانات التصويرية قد أصبحت في التطبيق العملي، ومنشورة في كتب عالمية مكرسة لهذا الغرض. وكان هناك مراجع مشهورة في مجال معالجة الصور الرقمية أهمها كتاب غونزاليز R. Gonzalez، وكتاب روزينفيلد A. Rosenfeld، وكان متوسط حجم الكتاب نحو 800 صفحة.

في التسعينيات أصبحت أجهزة تحصيل الصور ومعالجتها صغيرة الحجم ومتوافرة في جميع دول العالم مما جعل عدد البحوث المنشورة يتضاعف عدة مرات، وتضاعف عدد

المؤتمرات الدولية المعنية بهذا المجال، وهذا ما أدى إلى ظهور تقنيات جديدة متعددة فعلى سبيل المثال نجد في فصل تحسين الصور في هذا الكتاب أن عدد تقنيات التحسين الحيزية قد تضاعف عدة مرات مقارنة مع كتاب معالجة الصور الطبية الذي ألفته في أوائل التسعينيات (عمار 1993)، وفي تحويلات الصور ظهرت تحويلات جديدة مثل تحويل المويجة وظهرت تقنيات تصنيف جديدة في أوائل التسعينيات مثل "آلة المتجه الداعم "support vector machine.

وعلى وجه العموم توسع مجال استخلاص الخصائص ومجالات التحسين والتصنيف وإعادة بناء الصور باستخدام معالجة الصور والرسم بالحاسوب معا واستخدم ذلك في محاكاة عمليات الجراحة والتجميل وفي الطب الشرعي وتحسن الأداء بتحسن تكنولوجيا تجهيزات تحصيل الصور ومعالجتها وعرضها وطباعتها.

ونتيجة لضخامة حجم الكتب اللازمة لتغطية تقنيات معالجة الصور وضرورة الحفاظ على الكتاب دون ألف صفحة، لجأ المؤلفون (غونزاليز على سبيل المثال) إلى إزاحة تفاصيل التحويلات الرياضية والأمثلة المحلولة، إلخ... من الكتب ووضعها في مواقع على الإنترنيت لتلك الكتب.

وعلى وجه العموم، يمكن إن نقول أن تقنيات تحسين الصور وتمثيلها ووصفها واستخلاص خصائصها والتعرف المحوسب على مكوناتها وتفسير محتواها قد بلغ مرحلة متقدمة جدا من النضج، ولكن يمكن أن نتوقع ظهور تقنيات جديدة قد يتفتق عنها العقل البشري مع هذا التقدم الهائل للتكنولوجيا والفرص التي يتيحها، هذا من جهة، ومن جهة أخرى فإن العدد الكبير للتقنيات التي أصبحت متوافرة يتيح إمكانية دمج

بعضها بتسلسل معين لينتج تقنيات وأساليب أخرى أكثر فاعلية لأغراض محددة، وبعدد غير محدود من حيث المبدأ.

ومع تطور أنظمة الاتصالات من حيث السرعة والوثوقية، وربطها مع تجهيزات معالجة الصور أصبح بالإمكان، منذ عقد من الزمن، للطبيب في سوريا مثلا، أن يمسك قفازا مربوطا عبر الإنترنيت إلى جهاز في أمريكا ليتحسس ثديا على طاولة الفحص هناك ويتفحص إن كان يحوي كتلا غير طبيعية أم لا، ويمكن لطبيب آخر أن يجري عملية جراحية في بلد آخر باستخدام الإنترنيت.

ومن حيث المبدا، فإن المستوى الذي يمكن أن يصل إليه التقدم في مجال معالجة الصور وتطبيقاتها في المجال الطبي لا يحدُّه سوى تخيلنا.

وفي ختام هذا الفصل القصير، أورد مثالا لما وصل إليه استخدام الحواسيب في تشخيص أمراض سرطان الثدي باستعمال تقنيات معالجة الصور الطبية لإعطاء الحس العملي ببعض ما ذكر أعلاه.

12–1 التشخيص بمساعدة الحاسوب في مجال التصوير الطبي

تعتمد الاستفادة من فحص الصور الشعاعية لتقديم تشخيص دقيق على كل من نوعية الصورة التي يتم استحصالها ودقة تفسيرها. ونتيجة لتقدم تكنولوجيا الحاسوب والتصوير أصبح بالإمكان الحصول على صور مرنان وصور مقطعية محوسبة بنوعية عالية جدا مقارنة بعقد مضى. ومن جهة أخرى فإن التقدم في مجال التفسير المحوسب للصور بدأ حديثا يستفيد من التقدم الكبير في تقانة الحواسيب. ويعرف التشخيص بمساعدة الحاسوب بأنه التشخيص الذي يقدمه طبيب الأشعة الذي يستخدم خرج التفسير المحوسب كرأي ثان في كشف البقع المرضية وإعطاء قرارات التشخيص.

2-12 تشخيص صور الثدي الشعاعية

على الرغم من أن تصوير الثدي الشعاعي يعد أفضل طريقة لكشف سرطان الثدي في هذه الأيام، فإن ما بين 10-30 % من النساء الذين لديهم سرطان ثدي تأتي نتيجة تشخيص الماموغرام (صورة الثدي الشعاعية) سلبية بمعنى عدم كشف السرطان من صورة الثدي الشعاعية. في ثلثي هذه الماموغرامات يفشل الطبيب الشعاعي في تشخيص المرض. وهذا الفشل في التشخيص من قبل المختص الشعاعي يمكن أن يأتي من طبيعة مناطق الورم وعدم وضوحها في الصورة، أو بسبب الضجيج، أو إجهاد العين نتيجة العمل المستمر. إضافة إلى ذلك، فقد تبين أن قراءة الصورة من قبل متخصصين مختلفين يزيد احتمال الكشف. ولذلك فإن الهدف الرئيس من التشخيص بمساعدة الحاسوب Computer Aided Diagnosis (CAD) هو استخدام البرنامج الحاسوبي كقارئ ثان للصورة كما هي الحال في استخدام فاحص التهجئة spell checker في معالج النصوص لاكتشاف الأخطاء الإملائية، بما يزيد احتمال الكشف للمرض، ويترك القرار النهائي للمختص الشعاعي.

عندما يشك المختص في صور الأشعة بمنطقة ما في الماموغرام يعيد التدقيق والمقارنة وأحيانا يلجأ إلى الخزعة الجراحية للتأكد من وجود المرض من عدمه. وقد دلت الإحصاءات على أن 10-20% فقط من الخزع التي تؤخذ للتأكد من البقع المشكوك فيها تأتي مرضية. لهذا السبب فإن السبب الآخر لاستخدام الـ CAD هو زيادة قدرة تشخيص مختص الأشعة على اتخاذ القرار الصحيح بما يقلل عدد الخزع الجراحية. كما يؤمل من الـCAD تحسين دقة تفسير الماموغرامات.

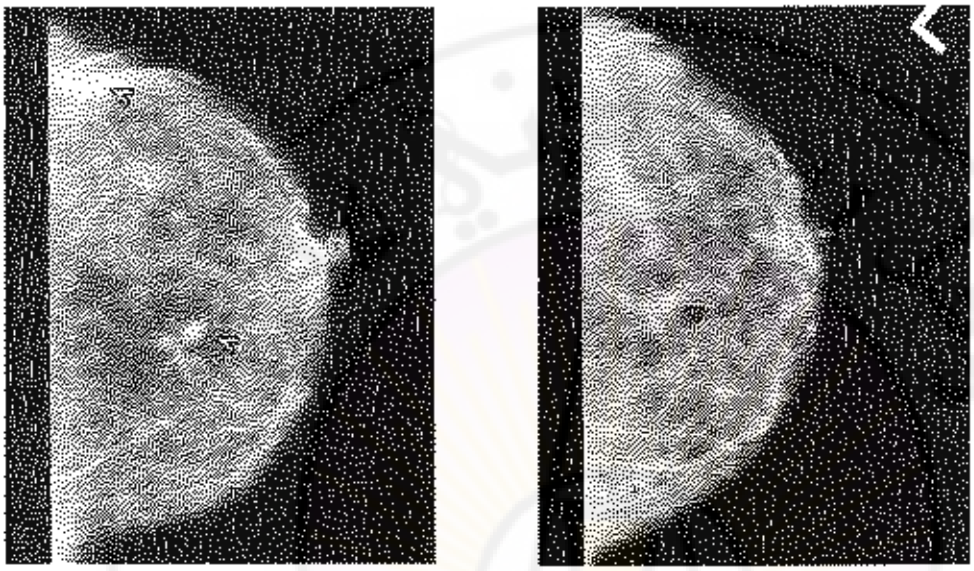
وبشكل عام يبرز السؤال عن احتمال وجود المرض كلما ظهرت بقعة مشكوك فيها في أحد أعضاء الجسم كالثدي والكولون و الرئة، ولذلك فإن دور الحاسوب يأتي في كشف الاحتمال الأولي لوجود الورم.

يبين الشكل (12-1) في (a) صورة ثدي شعاعية يظهر فيها بقعة ورمية وهي المشار إليها بسهم في منتصف الثدي (السفلي) وقد تم كشفها من قبل المختص بتشخيص صور الأشعة والحاسوب معا، بينما يشير السهم العلوي إلى بقعة تم تشخيصها من قبل الحاسوب كبقعة ورمية، ولكن المشخص المختص لم يعدّها ورمية (وهذا ما يسمى التشخيص الإيجابي الخاطئ false positive diagnosis). أما الشكل (b) فيبين ماموغراما سابقا للثدي نفسه وتظهر فيه البقعة المرضية نفسها، ولكن البقعة العليا التي شخصت من قبل الحاسوب فهي غير موجودة.

الآن، لو كان الماموغرام (b) متوافرا للمختص، لربما وضع احتمال انتقال المرض من البقعة القديمة المثبتة بالتشخيص السابق إلى البقعة العليا في الماموغرام (a) كاحتمال تشخيصي.

ومن الجدير ذكره هنا أن التشخيص الإيجابي الخاطئ غير خطير ويؤدي في أسوأ الأحوال إلى أخذ خزعة للتأكد، بينما التشخيص السلبي الخاطئ هو الخطير إذ ينجم عنه عدم اكتشاف المرض الموجود فعلا والذي يمكن أن تكون نتيجته الموت إذا تأخر الاكتشاف والمعالجة.

a b



الشكل 12-1 (a) صورة حديثة تحتوي بقعة مرضية مشار إليها بسهم في المنتصف، وبقعة إضافية في الأعلى شخصها الحاسوب ولم يشخصها الطبيب.(b) صورة قديمة للثدي نفسه والبقعة العليا غير موجودة.

تسمى الأنظمة التي تستخدم بيانات سابقة إضافة للبيانات الحالية من أجل التشخيص "أنظمة ارتجاعية retrospective" وقد حصل أحد هذه الأنظمة حديثا على ترخيص للاستخدام في أمريكا. وإذا علمنا أنه لدى تفحص عدد من الماموغرامات يوجد نحو 1% منها مصابا بالورم. من هنا تظهر أهمية استخدام أنظمة الـ CAD في التشخيص حيث تتفوق على الإنسان في العمل التكراري لمسح أعداد ضخمة من الصور في قاعدة بيانات صور طبية مثل صور الثدي.

وبعبارات مختصرة، تبين أن أنظمة التشخيص بمساعدة الحاسوب لصور الثدي الشعاعية (الماموغرامات):

1 – تكشف بقعا ورمية لم يستطع الطبيب كشفها.

2 – لا تؤثر سلبا في معدل الاسترجاع (نسبة الصور المسترجعة ذات الصلة إلى الصور الموجودة ذات الصلة).

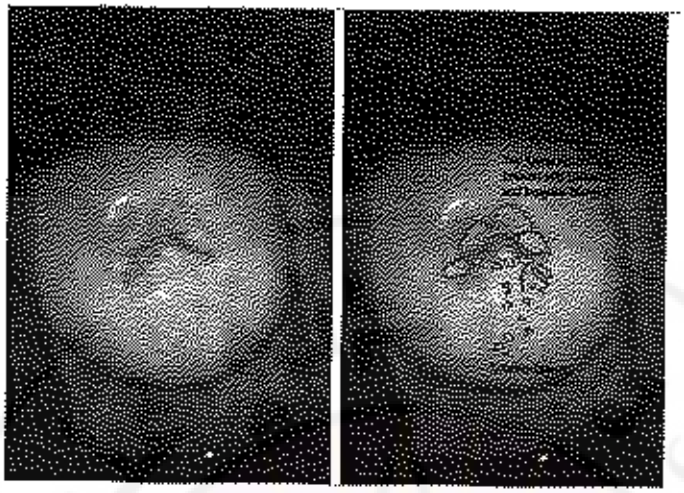
3 – تتمتع بوثوقية كافية عند تغير شروط تحصيل الصورة ورقمنتها.

4 – يمكن مكاملتها بشكل جيد في أنظمة تصوير الثدي الموجودة مسبقا في المراكز الطبية، وأخيرا

5 -- تصنف البقع المرضية بشكل مشابه لتصنيف المختصين في تشخيص الصور الشعاعية.

12-3 تشخيص سرطان عنق الرحم

يتم في كل عام تشخيص 371000 حالة سرطان عنق رحم. ونظرا لانتشار هذا المرض فقد لقي اهتماما كبيرا من الباحثين، وتم تطوير نظام للتشخيص بمساعدة الحاسوب لسرطان عنق الرحم و تم تقييم هذا النظام من قبل الجمعية المختصة عام 2011. تعطي نتيجة هذا التقييم فكرة واضحة عن أهمية ومدى تقدم أنظمة استدعاء الصور الطبية اعتمادا على المحتوى والتطويرات المستقبلية المطلوبة. وقبل عرض نتيجة التقييم، نبين في الشكل 12-2 صورة لعنق رحم مصاب وصورة لتحديد المنطقة المصابة باستخدام الحاسوب اعتمادا على خصائص اللون وأنماط الأوعية الدموية.



الشكل 21–2 استعمال خصائص اللون وأنماط الأوعية الدموية

لتشخيص سرطان عنق الرحم.

12–4 مثال حديث لأنظمة استرجاع الصور الطبية بناءً على المحتوى

اسم النظام: CervigramFinder.

عمل النظام: شرح الصور واسترجاع صور من قاعدة بيانات تصورية حجمها 100,000 صورة.

الجهة المنفذة: المعهد الوطني للسرطان والمكتبة الوطنية للطب في أمريكا.

الهدف من البحث: تقييم النظام، وتحديد ميل المستثمرين لاستخدامه لاكتشاف العوائق الفعلية لاستخدام هذا النوع من الأنظمة في العمل السريري اليومي.

الجهة التي قيّمت البحث: أعضاء المؤتمر نصف السنوي للجمعية الأمريكية لأمراض عنق الرحم وتنظير المهبل.

تم تطوير هذا النظام تحت اسم CervigramFinderللبحث في قاعدة بيانات تصويرية يتجاوز عدد الصور فيها 100,000 صورة رقمية لعنق الرحم بالتعاون بين المعهد الوطني للسرطان National Cancer Institute (NCI) والمكتبة الوطنية للطب National Library of Medicine في أمريكا.

أكّد البحث على الحاجة الفعلية لأنظمة استرجاع الصور وعلى تمتّع هذه الأنظمة بقدرات مثل إمكانيات الأطلسatlas-like capabilities إلّا أنّه نظراً لعدم استخدام السجلّات الطبية الإلكترونية Electronic Medical (EMR) Records وإدارة الصورImage Management فإنّه من غير الواضح كيف ستلقى هذه الأنظمة القبول المطلوب في الاستخدام الروتيني.

التقييم

تم قياس كفاءة النظام عن طريق قياس الوقت الذي استغرقته كل عملية طلب نفذها المستثمرون (أعضاء المؤتمر نصف السنوي للجمعية الأمريكية لأمراض عنق الرحم وتنظير المهبل). كما طُلب من المشغلين تحديد انطباعهم عن مدى سهولة استخدام النظام، وكذلك تحديد مدى رضاهم عن الخدمات التي يقدمها. في نهاية عملية التقييم، تمّ تسجيل جميع الملاحظات والاقتراحات لتحسين أداء عمل النظام.

النتائج

كانت أهم نتائج الدراسة السابقة ما يلي:

- واجه المشاركون عدة مشاكل في استخدام النظام أهمها صعوبة فهم الهدف من النظام من دون تدريب مسبق وكافٍ على تشغيله. كما أنّهم لم يتمكنوا من معرفة كيفية صياغة استعلام بصري visualquery وهو أمرٌ يشكّل عنصراً جوهرياً في أنظمة CBIR.
- وجود صعوبة لدى المشاركين في التمييز بين وظائف أدوات النظام ومتصفح الويب الذي يعمل ضمنه.
- أكّد المشاركون بأغلبيتهم أن التطبيق الأكثر فائدةً المحتمل من نظام CBIR في المجال الطبّي الممكن تطويره سيكون بمثابة أداة تعليمية وأنّهم مهتمون جداً في تطبيقٍ يوفر لهم مكتبة من الصور تحتوي على أمثلة جيدة لحالات تشخيصية متنوعة.
- أبدى المشاركون اهتماماً ملحوظاً بفكرة البحث في قاعدة بيانات صورية بناءً على خصائص الصورة image features، أو حالة تشخيصية محددة أو شرط ما.
- نظرا لعدم وجود المعرفة الكافية لاستخدام مبادئ ومهارات الحاسوب الأساسية لدى خبراء الرعاية الصحية health care professionals المشاركين في الدراسة، فقد كانت هناك صعوبة في تصفّح النظام وفهم معاني الأيقونات والمصطلحات المستخدمة في واجهة النظام. حيث إنه لم يكن لديهم أي خبرة سابقة في استخدام أنظمة طبية متخصّصة.

لقد بيّنت الدراسة أنّ قبول أي نظام CBIRيعتمد بشكلٍ كبير على تفاعل مستثمري النظام من المشغّلين في المجال الطبّي والباحثين والذين يقومون بالتعليم مع النظام. كذلك تبين أنّ تنفيذ نظام مستقل بذاته a standalone system يعتمد هذه التكنولوجيا (CBIR) يواجه عقبات عديدة بينما تتزايد فرص نجاح هذا النظام بتنفيذه كجزء من أنظمة تسجيل المرضى في الاستخدام السريري الروتيني. وأشارت الدراسة أيضا إلى مختلف الثغرات التي لا تزال قائمة والتي يجب جعلها في الحد الأدنى إذا

لم يتم التغلّب عليها قبل أن يتم قبول هذا النظام. وكما بينت الدراسة أنّه من أهم ميزات نجاح أنظمة CBMIR هي بساطة برامج واجهة النظام و سرعة الاستجابة لأوامر المستخدم.

يتضح من هذين المثالين أن استخدام تقنيات معالجة الصور وتعرّف محتواها في مجال التشخيص كحالة سرطان الثدي قد بلغ مرحلة هامة من التطور بحيث أصبح يستخدم في الفحص الروتيني في بعض الدول، بينما ما زالت بعض التطبيقات الأخرى كاستخدام أنظمة استرجاع الصور في الفحص الروتيني بحاجة إلى بعض الوقت.

وبشكل عام، فإن جميع مجالات معالجة الصور وتطبيقاتها في مجالي التشخيص والمعالجة لا تزال مجال بحث وبدرجات متفاوتة تبعا لطبيعة العضو وتقنيات التصوير المتوافرة له والطرائق العلمية التي تبدو واعدة في مجال معالجته والتعرف الآلي على بنيته وعلى الآفات التي تصيبه.

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

الفصل الثالث عشر

قراءة الصور ذات اللاحقة bmp

وكتابتها باستخدام برنامج C++

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

تقدم الحزم البرمجية الجاهزة مثل (AdobePhotoshop) إمكانية فتح الصور المرقمنة بصيغ متعددة وأشهرها صيغة (Bit Map (BMP، وهي أبسطها كونها لا تحوي أي نوع من أنواع الضغط للصورة. ويمكن معالجة الصور في هذا النوع من الحزم البرمجية باستخدام العمليات المبرمجة مسبقا فيها كالتوسيط وكشف الحواف، و إظهار النتيجة وتخزينها. بهذه الطريقة يمكن استخدام الحزم البرمجية هذه كوسيلة إيضاح أو كوسيلة معالجة للصورة دون إمكانية التدخل في برنامج المعالجة لإجراء أي تعديل غير مبرمج مسبقا يرغب به.

وفقا لما سبق، لا يستطيع الطالب أو الباحث، من حيث المبدأ، تعديل أي برنامج ليقوم بأي فكرة معالجة جديدة أو تعديل على تقنية المعالجة التي تؤمنها الحزمة ما يجعل هذه الحزم البرمجية مفيدة أساسا للاستثمار التجاري وليس لمطوري البرامج والتقنيات، الأمر الذي يجعل فائدتها محدودة جدا للتطوير والبحث العلمي.

وفي إطار السعي الدائم لتطوير مختبر معالجة الصور الطبية الذي أسسه المؤلف في القسم ببنية تحتية مكرسة لهذا الاختصاص منذ عام 1996، وتزويده بشكل دائم بما يمكن الطلبة والباحثين الراغبين بالبحث والتطوير الفعلي بأدوات قراءة الصور، وإعادة تخزين نتيجة معالجتها بغرض المعاينة البصرية للنتيجة، وتقدير جدوى العملية المجراة على الصورة، تم تزويد المختبر بأداة برمجية تمكن المستثمر من قراءة الصور بصيغتي BMP و TIFF وفض ترويستهما HEADER، وتسليمها للمستثمر مصفوفة ثنائية الأبعاد ليستطيع معالجتها بلغة "باسكال" التي كانت متوافرة في ذلك الوقت. كما كانت هذه الأداة البرمجية تمكن المستثمر من إعادة تركيب الترويسة على المصفوفة المعالجة وتخزينها من أجل معاينتها بأي نظام إظهار مثل adobe.

وخلال تدريس المؤلف لمقرر معالجة الصور إضافة لمقررات أخرى ذات صلة مثل "الرسم بالحاسوب" واالذكاء الصنعي" في الجامعات الأردنية التي كانت تتبع المنهج الأمريكي والأوروبي في الأعوام 2001--2006، تبين أن اللغة البرمجية الأهم أكاديميا ومهنيا هي لغة " الـ ++C". لذلك، سعى المؤلف جاهدا لتأمين برنامج لقراءة الصور ذات الامتداد bmp و إعادة كتابتها بالصيغة نفسها بعد المعالجة بحيث يمكن معاينتها بأي برنامج إظهار مثل adobe. لم يكن ذلك متوافرا بشكل جاهز ولكن بالتعاون مع أحد المبرمجين المحترفين في جامعة العلوم التطبيقة الخاصة في الأردن، تم التوصل إلى عدة صيغ لهذا النوع من البرامج. وقد زوّد مختبر معالجة الصور الطبية بأبسطها، وقام مشرف المختبرباستخدامه على شكل مكتبة تتيح مرونة عالية في الاستخدام وتمت كتابة مجموعة من البرامج بلغة C++ لتنفيذ عمليات معالجة صورة أساسية (مفتاحية) كالتوسيط وكشف الحواف والتحكم بالسويات الرمادية وأصبحت في متناول الطلبة. نتيجة لهذا الواقع الجديد في المختبر، أصبح أي طالب أو باحث مهتم، يستطيع أن يمتلك إمكانية معالجة الصور سواء أكانت طبية أم غيرها، واستخدامها لأي غرض بحثي محدد. وكما سنرى لاحقا، تم تزويد المختبر أيضا بمجموعة تجارب باستخدام لغة "الماتلاب matlab"، اللغة الشائعة الاستخدام حديثا في الوسط الأكاديمي والبحثي، وذلك لتمكين الطالب أو الباحث من الاستفادة من إمكانات الماتلاب الشاملة في التطوير.

13–1 قراءة الصور نوع bmp وكتابتها ببرنامج مكتوب بلغة C++

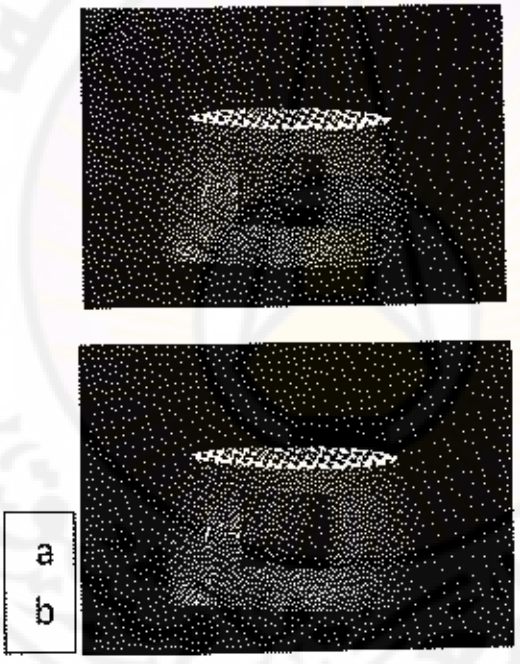
يبين الشكل 13–1 النسخة المصدرية لبرنامج C++ يستطيع قراءة أية صورة bmp بالأبعاد المبينة في البرنامج، ومن ثم كتابتها بالصيغة نفسها، أي bmp بحيث يمكن تصفح الصورة المكتوبة بأي برنامج تصفح صور مثل ADOBE و ACDC و PHOTOSTUDIO وغيرها.

في هذا البرنامج، تقرأ الصورة الأصلية bio.bmp من خلال تعليمة readFilc في مصفوفة inimage وتكتب ببرنامج فرعي هو writeImage إلى ملف bioresult.bmp، والصورتان في المجلد "c:\\RW". وقد تمت كتابة تعليقات كافية ضمن أسطر البرنامج تجعل المبرمج المبتدئ يفهم عمله.

```
// this progrem is to read and write an image

    # include <stdio.h>
    # include <conio.h>// console
    # include <dos.h> // DOS
    # include <stdlib> // standard library
    # include <malb>
    # include <iostream> // input output stream
    # include <fstream>    // file stream
    # include <iomanip>   // io manipulation

    // read file from    C:\RW\bio.BMP //
    // write file to:    C:\RW\bioresult.BMP //


    # define XX   256

    typedef  unsigned char block; // block of pixels (each pixel is a block of unsigned char)
    typedef struct
    {
      unsigned char RD,GN,BU,DM;
    } Pal;

    Pal pal1[XX], pal2[XX];

//

    using namespace std;
    using std::ifstream;
    using std::ifstream;
    using std::ofstream;
//
    unsigned char ch1,ch2;
    unsigned int filesize;
    unsigned short  res1,res2;
    unsigned int off,size,width,height;
    unsigned short plan,bitpix,xpm[3];
    unsigned int comp ,xsize,bixpi,biypi,cu,cv;

//

    # define XD   1561
    # define YD   2729
    # define DIM  XD*YD

//
    block inimage [XD][YD], outimage[XD][YD];
    int  imgpresent[XD][YD];

    void  writeimage(char *outfile2);



    void main (void)
    {
```

```
    char *imageFile,*outFile2;

    imageFile  =  "C:\\EV\\bio1 BMP";
    outFile2   =  "C:\\EV\\bioresult.bmp";

//  --------    ----------------    -------

      ifstream readFile(imageFile, ios::in|ios::binary);// readFile: an object of a class ifstream
      if ( !readFile ) {cerr << "File for reading could not be opened.1" << endl;exit( 1 );} // end if

      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &ch1 ),sizeof( ch1 ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &ch2 ),sizeof( ch2 ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &filesize ),sizeof( filesize ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &rs1 ),sizeof( rs1 ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &rs2 ),sizeof( rs2 ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &ofb ),sizeof( ofb ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &size ),sizeof( size ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &width ),sizeof( width ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &height ),sizeof( height ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &plan ),sizeof( plan ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &bitpln ),sizeof( bitpln ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &comp ),sizeof( comp ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &sizeg ),sizeof( sizeg ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &bixpl ),sizeof( bixpl ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &biypl ),sizeof( biypl ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &ou ),sizeof( ou ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &cr ),sizeof( cr ));
      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &pali ),sizeof( pali ) );

      readFile.read( reinterpret_cast< char * >( &inimage ),sizeof (inimage)  );// stream

      readFile.close();

      // the input file is read in a character array (inimage).


      for(int i=0;i<height;i++)
      {
          for(int j=0;j<width;j++)
          {
              imgprocess[i][j]= inimage [i][j];
          }
      }

      // the file is read in an integer array ( imgprocess).

    //  ****        ***********  ********** ********** **********
```

يبين الشكل 13-2 الصورة bio.bmp الأصلية وهي صورة لجزء دماغ تمت إعادة بنائه من صور مقطعية محورية وفتحت فيه نافذة بوساطة برامج متخصصة، والصورة bioresult.bmp التي قرئت بالبرنامج المبين وكتبت بوساطته. الصورتان متطابقتان في المحتوى وهذا يعني أن عملية القراءة والكتابة تمتا بنجاح، أي أن البرنامج يعمل بشكل سليم.



الشكل 13-2(a) الصورة **bio.bmp** الأصلية التي قرئت بالبرنامج المبين في الشكل 13-1. (b)الصورة **Bioresult.bmp**التي كتبت بالبرنامج نفسه.

2-13 معالجة الصورة باستخدام البرنامج

يبين المثال التالي التعديلات التي ستدخل على البرنامج لتعتيم الصورة (تخفيض شدة إضاءتها، أي سوياتها الرمادية) إلى 30% من القيم الأصلية.

سندخل قبل تعليمة (outFile2)writeImage في البرنامج الأصلي الجزء التالي:

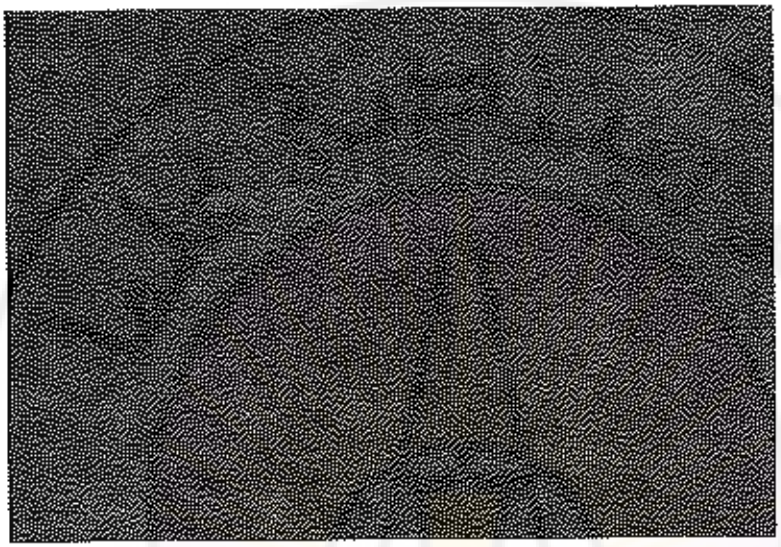
```
for( i=0;i<height;i++)
 {
     for(int j=0;j<width;j++)
     {
         outimage[i][j]= imgprocess [i][j]*0.3;
     }
 }
```

ونستبدل inimage بـ outimage في التعليمة الأخيرة في برنامج الكتابة الجزئي لتصبح كما يلي:

```
out.write( reinterpret_cast < char * >( &outimage)),
sizeof (outimage)); // stream.
```

وحيث إن التعليمة (imageprocess[i][j]=inimage[i][j]) كانت قد قرأت الصورة الأصلية iminmage في المصفوفة imageprocess فإن الجزء المضاف

سيخفض السويات الرمادية (شدة الإضاءة) للصورة إلى 30%. والسطر الأخير المعدل سيكتب الصورة الناتجة بعد المعالجة outimage بدلا من صورة الدخل inimage في الحالة السابقة. يبين الشكل 13-3 الصورة بعد التعتيم.



الشكل 13-3 الصورة الأصلية **bioimage.bmp**

بعد التعتيم إلى **30%** من شدة الإضاءة الأصلية.

12-3 استخدام البرنامج لمعالجة ذات قيمة بحتة

رأينا كيف استخدمنا البرنامج في تغيير شدة إضاءة الصورة، وكان ذلك مثالا توضيحيا. في الحقيقة، يمكن إيجاد هذه العملية في الحزم البرمجية الجاهزة التي سبق أن ذكرناها أعلاه، ولكن لو أردنا على سبيل المثال، طرح متوسط السويات الرمادية في كل عمود في الصورة من قيمة كل عنصر في ذاك العمود (أو الشيء نفسه بالنسبة إلى السطر) من أجل تسوية المختلفية في الصورة وإبراز الأجسام على حساب خلفية غير متجانسة، هل نستطيع ذلك

في حزمة مثل adobephotoshop ؟ بالتأكيد لا لأنها عملية غير تقليدية في معالجة الصور ولا تحتويها الكتب المنشورة في مجال معالجة الصور.

يكفي في البرنامج السابق أن نضيف حلقة تجمع قيم العناصر في كل سطر، وتحسب المتوسط وحلقة ثانية تطرح المتوسط الناتج من قيمة كل عنصر في السطر، على غرار ما فعلنا بإضافة حلقة الضرب بالقيمة 0.3 لتعتيم الصورة.إن كتابة حلقتين من هذا النوع أمر في غاية البساطة لمبرمج مبتدئ. لقد أوردت هذا المثاللأنه كان بدايةً لعمل بحثي انتهى ببحث نشر عالميا وأصبح بعد خمسة عشر عاما اختراعا مسجلا ببراءة اختراع أمريكية وعالمية (Maan Ammar, 2011).

هذا الموضوع كان السبب في كتابة هذا الفصل في هذا الكتاب، وأورده هنا كحافز للطلبة على التفكير والاستنتاج بمنهجية سليمة موجهة باتجاه البحث العلمي المنتج:

1 – أعطي المؤلف (وكان في مرحلة التسجيل للماجستير) في مخبر يوشيدا في جامعة ناغويا-اليابان عام 1983 إمكانية الدخول إلى مركز الحاسب وبرنامجا بلغة الفورتران استخدموه قبله لعام أو عامين لقراءة التواقيع المتوافرة لديهم ومعالجتها وكشف المزور منها، وكان كل شيء في مركز الحاسب باليابانية التي لم يكن يتقنها.

2 – كان المؤلف قد اجتاز امتحان البرمجة بالفورتران كشرط من شروط التسجيل للماجستير (entrance examination) وعرف الحد الأدنى من البرمجة بالفورتران .

3 – لاحظ أن خلفية صور التواقيع غير منجانسة، وهي أعلى من التوقيع نفسه في بعض المناطق مما ينعكس سلبا على نتيجة المعالجة، ويجعل استخلاص التوقيع من الخلفية بشكل جيد غير ممكن.

4 – دخل إلى البرنامج وحشر حلقتين لحساب القيمة المتوسطة وطرحها من قيم العناصر فأظهرت النتيجة تحسن وضوح التوقيع، وبتغيير بارامترات المعالجة بدأت تظهر مناطق متمايزة السوية الرمادية عن باقي جسم التوقيع في الورقة المطبوعة التي كانت تقارب مساحتها ربع متر مربع للتوقيع الواحد.

5 – بعقلية المهندس، بدأ بتغيير شروط التوسيط والطرح وتغيير قيم الثوابت التي استخدمها في ضوء النتائج العملية التي كانت شيقة للغاية، وانتهى في تلك الجلسة المسائية في مركز الحاسب في جامعة ناغويا إلى الحصول على مناطق مميزة متشابهة في التواقيع الحقيقية وتختلف بالشكل عن مثيلاتها في التواقيع المزورة.

6 – حمل النتائج التي حصل عليها وكانت عشرات الصور وعرض النتائج في الجلسة الأسبوعية للنقاش (السيمينار) لمخبر يوشيدا دون استخدام أي نص توضيحي، وبعد أن استمع المشرف إلى العرض قال: أين الهيستوغرامات؟ أجاب الطالب: لم أستخدم هيستوغرامات. قال المشرف: وكيف حددت العتبات والثوابت؟ أجاب: تجريبيا، وأدرك الطالب عندئذ أنه قام بعمل ارتجالي بخلفية هندسية، لكنه كان بالغ الأهمية في حياته. أردف المشرف قائلا: إن طريقتك تبدو هامة لكنها ملأى بالمشاكل، فإن استطعت حلها كان ذلك جيدا. أحضر في المرة القادمة الهيستوغرامات، والمعادلات الرياضية التي استخدمتها، وطريقة تحديد الثوابت، واكتبها بشكل علمي formal.

7 – لم يكن الطالب يعرف استثمار الحزمة البرمجية لمعالجة الصور وتعرف الأشكال SPIDEWR المتوافرة لديهم في مركز الحاسب، وكانت الأكثر تطورا في العالم، واضطر لكتابة جميع البرامج اللازمة لعرض النتائج بالفورتران ببرامجه الخاصة. لم يكن ذلك سهلا وربما كان له إيجابياته.

8 – أعد الطالب كل شيء كما طلب المشرف، ولم يكن ذلك بدوره سهلا، وسمي تلك المناطق المميزة في التوقيع بمناطق الضغط العالي high pressure regions التي كانت اكتشفت لأول مرة في العالم باستخدام الحاسوب، ومنذ ذلك التاريخ تعرف باسمه ويذكر كل باحث يعمل في هذا المجال في بحوثه أن (M. Ammar) هو أول من استخلص مناطق الضغط العالي في التوقيع، ومن أوائل من استخلصوا المعلومات الديناميكية من صور التواقيع الساكنة. وأصبح مشهورا عالميا في هذا المجال بعد نشر عدة بحوث، وكان لا يزال طالب ماجستير.

أوردت هذا المثال لأوضح أهمية محتوى هذا الفصل لمن يرغب بالعمل في معالجة الصور لأي مجال من التطبيقات الممكنة بما فيها الطبية. والبرنامج المبين فيالشكل 13–1 متوافر في مختبر معالجة الصور الطبية في القسم.

الفصل الرابع عشر

تجارب أساسية في معالجة الصور

باستخدام C++

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

مقدمة

لكي تكتمل الفائدة من هذا الكتاب الذي أعد أساسا لغرض التدريس في المرحلة الجامعية الأولى لقسم الهندسة الطبية في جامعة دمشق بحيث يقدم الأساس النظري لأهم تقنيات معالجة الصور الرقمية والإمكانات التي تتيحها هذه التقنيات للتطبيق الفعلي في مجال الهندسة الطبية كتحسين نوعية الصور وتحليلها وتعرف محتواها وتشخيصه، لا بد من تقديم إمكانية تعلم كتابة البرامج حاسوبية لتنفيذ التقنيات الأساسية في معالجة الصور.

استعرضنا في الفصول السابقة مختلف تقنيات المعالجة مع عرض نتيجة عملية واحدة لصورة طبية باستخدام تلك التقنية المحددة المشروحة، ولكننا لم نتطرق لكيفية كتابة البرنامج الحاسوبي الذي يمكّن الطالب أو الباحث من تنفيذ التقنية ببرنامج كتبه بيده ويستطيع إدخال أي تعديل عليه في المكان الذي يريد وبالكيفية التي يريد تمكينا له من تفعيل روح الإبداع لديه في حال توافرها.

وقد أوردنا في الفصل السابق برنامجا يمكّن من قراءة الصورة وكتابتها وإدخال أية تقنية معالجة معينة ضمن البرنامج. ولكن برنامجا كالذي عرض يمكن أن يستخدم لأغراض محددة وتنقصه المرونة.

ولذلك فقد أدرج هذا الفصل البالغ الأهمية بالنسبة إلى الطلبة والباحثين على حد سواء ليمكنهم من ربط النظرية بالتطبيق ويطلق يد من تتوافر لديه الرغبة والإرادة في تطوير التقنيات والتطبيقات في مجال معالجة الصور الطبية خصوصا، والصور بشكل عام.

ونظرا لكون لغة C++ هي لغة البرمجة المعتمدة في الأوساط الأكاديمية إضافة إلى بيئة MATLAB الذائعة الصيت وإمكانية استخدام كلتيهما في كتابة برامج معالجة الصور الرقمية، فقد تم إدراج مجموعتين من التقنيات الأساسية والشائعة لمعالجة الصور

الرقمية على شكل تجارب إحداها بلغة C++ في هذا الفصل والثانية باستخدام MATLAB في الفصل التالي لتغطية أهم أداتين لكتابة برامج معالجة الصور.

ومن الجدير بالذكر أن التجارب المعروضة أدناه تنفذ فعليا من قبل طلاب السنة الرابعة في الهندسة الطبية تغطية للقسم العملي من المقرر.

تعتمد التجارب المدرجة في هذا الفصل على البرنامج الذي عرض في الفصل السابق بحيث أخذ منه برنامجا لقراءة الصورة وكتابتها وتم تكوين مكتبة تمكن من استخدامهما بشكل متكرر وبفعالية لتنفيذ خوارزميات بسيطة أو معقدة لمعالجة الصور، وزود المختبر بهذه المكتبة لتمكين الطلبة من تنفيذ التجارب التي سنوردها بعد تقديم الشرح اللازم من قبل المهندسين المشرفين على المخبر.

C++ وملف bmp ومكتبة التعامل مع الصور

سنغطي هذه المفاهيم الثلاثة بشكل موجز تحت ثلاثة عناوين كتقدمة لفهم البرامج الأساسية لمعالجة الصورة التي سنعرضها في هذا الفصل.

1-14 تذكرة بلغة البرمجة C++

تعتبر لغة C++ من أكثر لغات البرمجة انتشارا و استخداما في الوسط الطلابي الاكاديمي، و في وسط تطوير البرمجيات و انتاجها.

يتكون البرنامج في C++ بشكل أساسي من مرحلتين:

1- مرحلة ما قبل البرمجة: و هي تضم توجيهات لمترجم اللغة . يبدأ أمر التوجيه بالحرف #، و أشهر أوامر التوجيه هو include و هو يخبر المترجم بتضمين الملف الراسي ذو الامتداد(H.).

2- جسم التابع الرئيس main( ): وهذا التابع هو جزء أساسي من أي برنامج C++ و يبدأ تنفيذ البرنامج من التابع MAIN حتى و لو لم يكن هو التابع الأول في البرنامج. و يتضمن التابع MAIN مجموعة من التصريحات و استدعاء للتوابع الأخرى حسب الترتيب الذي يؤدي الغرض العام من البرنامج.

الشكل العام للبرنامج

```
#include<iostream.h>
  void  main()
{
int a=5;
int b=23;
cout<<a+b;
}
```

```
يمثل الملف الراسي المسؤول عن التعامل مع مجرى الدخل و الخرج
التابع الرئيس \ بداية البرنامج
تصريح عن متحول صحيح  A  قيمته  5
تصريح عن متحول صحيح  B  قيمته  23
طباعة ناتج جمع المتحولين  A,B
نهاية البرنامج
```

14-2 تعرف تشكيل ملف الصورة ذي الامتداد BMP

يتم تخزين الصورة في الملفات ذات الامتداد BMP على شكل مصفوفة من النقاط Pixels. و تأخذ هذه الملفات أحجاما كبيرة مقارنة مع أنواع أخرى من ملفات الصور كونها تتضمن مصفوفة الصورة بدون أي ضغط. و يتألف ملف bmp من الأجزاء التالية:

القسم	الوظيفة
BMP Header	و يتضمن معلومات عامة عن ملف bmp و هي: 1- الرقم السحري 2- حجم ملف الصورة مقدرة بالبايت 3- معلومات خاصة حسب البرنامج الذي قام بإنشاء الصورة 4- موضع أول نقطة من الصورة
Bitmap Information (DIB header)	و يتضمن هذا القسم معلومات تفصيلية عن الصورة. و هي : 1- حجم هذا القسم / 40 BYTE 2- عرض الصورة (Pixel) 3- طول الصورة (Pixel) 4- حجم النقطة (Bits) 5- حجم الصورة مقدرة بالبايت 6- الدقة الأفقية و الشاقولية
Color Palette	و يتضمن هذا القسم تعريف مصفوفة الألوان المستخدمة لفهرسة الصور الملونة.
Bitmap Data	و يتضمن هذا القسم مصفوفة الصورة الفعلية بكامل عناصرها.

3-14 التعريف بمكونات المكتبة Image_utility.h:

تم تطوير المكتبة Image_utility.h لتضمين الإجراءات الرئيسة للتعامل مع ملفات الصور ذات الامتداد bmp، من قبل المهندس المشرف على مختبر معالجة الصور الطبية باستخدام البرنامج الذي أوردناه في الفصل السابق. و تتألف المكتبة من أربعة برامج جزئية كما يلي:

1- برنامج الحجز الديناميكي لمصفوفة ثنائية الأبعاد **Creatm (height, width)**: يستخدم هذا البرنامج لحجز مصفوفة ثنائية الأبعاد بقياس height × width و هو يعتمد أساسا على استدعاء التابع malloc من المكتبة القياسية malloc.h.

2- برنامج تحرير الذاكرة **freem**: و يستخدم لحذف المصفوفة الثنائية الأبعاد من الذاكرة بعد الانتهاء من استخدامها لضمان استقرار نظام التشغيل .
و هو يعتمد أساسا على استدعاء التابع free من المكتبة القياسية malloc.h.

3- برنامج قراءة الصورة **Readimage**: يستخدم لقراءة ملف الصورة و الحصول على المعلومات الأساسية للتعامل مع الصورة و هي طول الصورة height و عرض الصورة width و المصفوفة الثنائية للصورة.

4- برنامج حفظ الصورة بعد المعالجة **writeimage** : و يقوم بحفظ الصورة بعد المعالجة في ملف جديد.

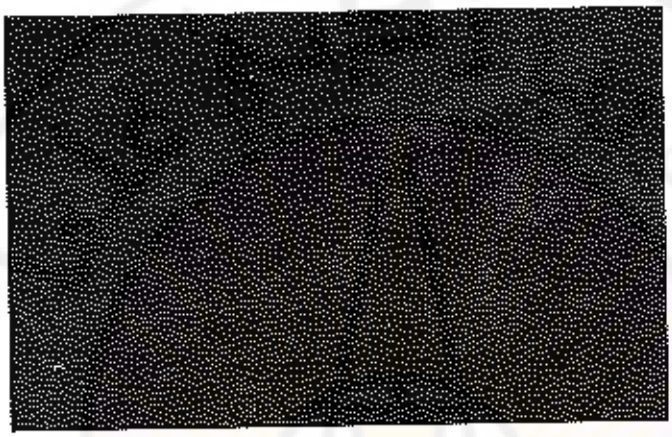
4-14 التحكم بشدة الإضاءة (السوية الرمادية)

يتم التحكم بتغيير شدة الإضاءة لكامل الصورة و ذلك بإضافة قيمة صحيحة إلى جميع عناصر مصفوفة الصورة، و ذلك باعتبار أن قيمة كل عنصر في المصفوفة تمثل السوية الرمادية للنقطة المعينة في الصورة التي تأخذ إحداثيا العنصر قيد المعالجة.

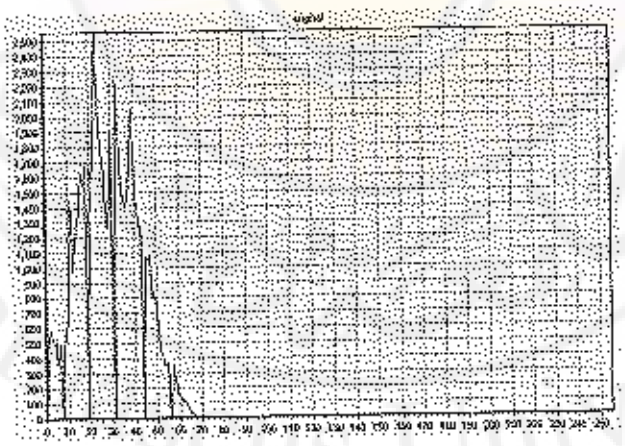
الشكل الكامل للبرنامج:

```
#include"imageutil.h"
                                        //تضمين المكتبة المسؤولة عن التعامل مع ملفات bmp

void main (void)
{
        char *imageFile,*outFile2;
  // تعريفات لأسماء ملف الصورة المصدر و ملف تخزين الصورة بعد المعالجة مع ملاحظة ان يكون ملف
                                                المصدر مخزن على وسائط التخزين في الحاسب
        imageFile  =  "c:\\RWFile\\P1PART.bmp";
        outFile2   =  "c:\\RWFile\\brightness.bmp";


//////////////   End of file name adjustment   //////////

   image s_image;

                                                // تعريف مصفوفة الصورة
s_image=readImage(imageFile);
                                                // قراءة مصفوفة الصورة من ملف المصدر



// **********   بداية قسم المعالجة   **************************

Int b_offset;
Cout<<"Insert a number between -128 --+128 ";
Cin>>b_offset;  //يعبر هذا المتحول عن قيمة الانزياح في الاضاءة
        for( i=1;i<height-1;i++)
                for(int j=1;j<width-1;j++)
```

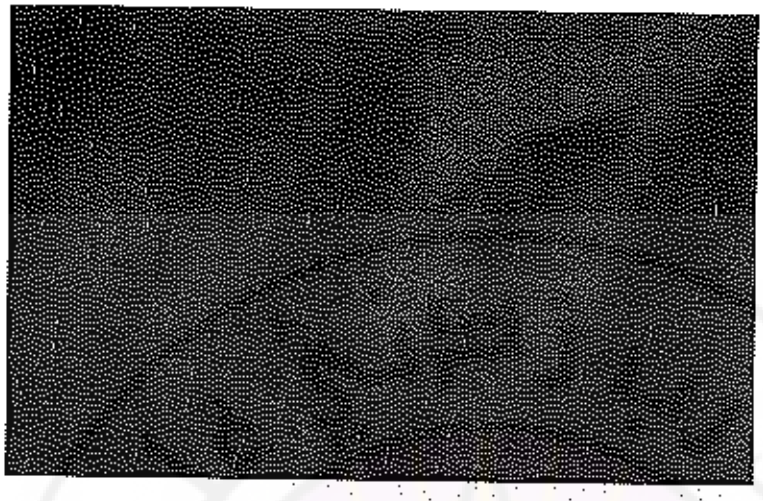
```
                s_image[i][j]+=b_offset;

// **********  نهاية قسم المعالجة  **********************

        cout<<"end processing....\n";
        writeImage(outFile2, s_image);
}
```



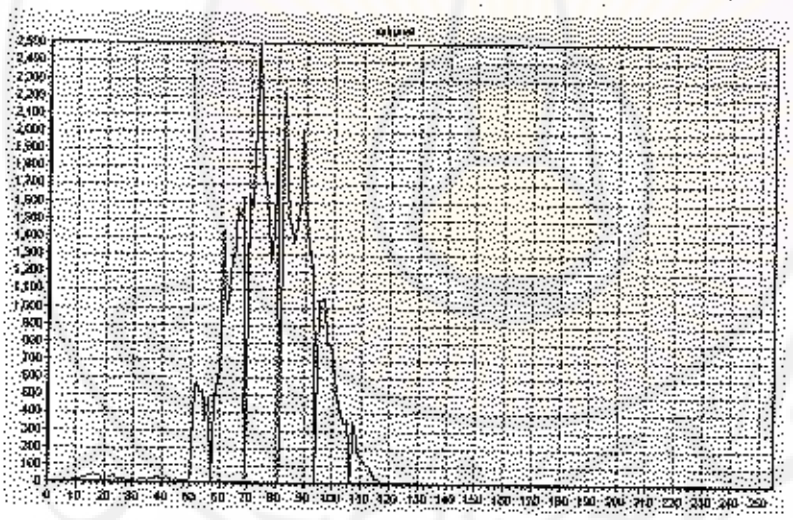
الصورة قبل المعالجة.



هيستوغرام الصورة قبل المعالجة.



الصورة بعد زيادة شدة الإضاءة بمقدار 50.



الهيستوغرام بعد زيادة شدة الإضاءة بمقدار 50. نلاحظ انزياح الهيستوغرام بشكل كامل إلى اليمين بمقدار 50.

نلاحظ في هذه التجربة أن العمل الذي تم هنا مشابه لعملية تخفيض شدة الإضاءة في الفصل السابق لكن حجم البرنامج أصبح صغيرا بالمقارنة مع سابقه نتيجة تقسيمه إلى برنامج قراءة وبرنامج كتابة وتضمينهما في المكتبة.

14-5 تنعيم الصورة

تستعمل عمليات تنعيم الصورة، كما شرحنا في فصل سابق، بشكل أساسي لإضعاف الآثار الزائفة التي يمكن أن توجد في الصورة الرقمية و الناتجة عن أخطاء في نظام الاعتيان أو الضجيج في الإرسال و الاستقبال.

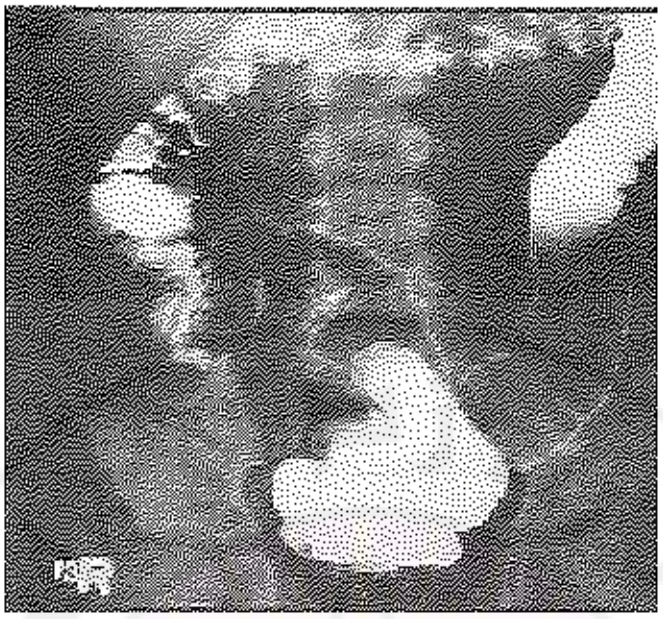
نستخدم هنا خوارزمية توسيط الجوار، وهي تقنية مجال حيزي مباشر لتنعيم الصورة .

يعتمد تطبيق توسيط الجوار هنا على استخدام نافذة 3×3 قيم أوزانها1/9 كما في الجدول التالي:

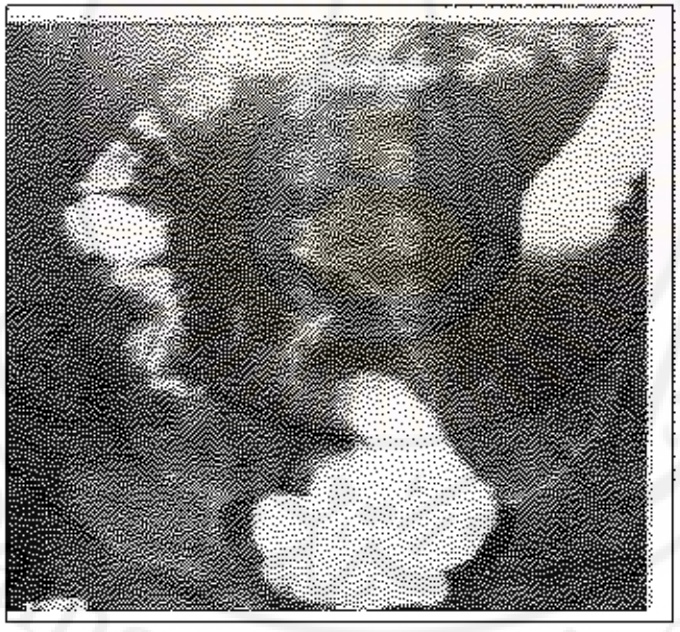
1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9

الشكل الكامل للبرنامج:

```
#include"imageutil.h"

void main (void)

{
        char *imageFile,*outFile2;
        imageFile  =  "c:\\RWFile\\BARIUM1.bmp";
        outFile2   =  "c:\\RWFile\\blurring.bmp";
         image s_image, t_image;
        s_image =readImage(imageFile);
        t_image=creatm(height,width);

// **********   بداية قسم المعالجة **********************

        for( i=1;i<height-2;i++)
                for(int j=1;j<width-2;j++)
                        {
                                int s=(s_image[i-1][j-1]+ s_image[i-1][j]+
                                s_image[i+1][j-1]+ s_image[i][j-1]+
                                s_image[i][j]+  s_image[i][j+1]+
                                 s_image[i+1][j-1]+ s_image[i+1][j]+
                                s_image[i+1][j+1])/9;
                                t_image[i][j] =s;
                        }

// **********   نهاية قسم المعالجة

        cout<<"end processing....\n";
        writeImage(outFile2,t_image);
}
```



الصورة قبل المعالجة.



الصورة بعد التنعيم و يظهر فيها تنعيم التغيرات الحادة.
وظهور التغبيش الناتج عن التوسيط.

6-14 كشف النقاط المعزولة والشاذة

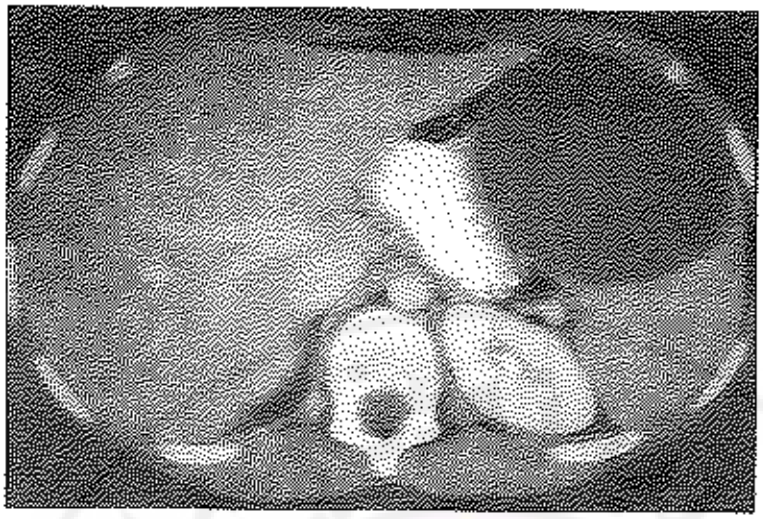
تستخدم تقنية الكشف عن النقاط المعزولة لتحديد نقاط الضجيج بغية حذفها والتخلص منها ولكشف الانقطاعات. إن نتيجة هذه العملية في منطقة ذات سويات رمادية ثابتة ستكون صفرا (0=black). أما إذا نفذت العملية على نقطة معزولة أو شاذة ستكون النتيجة عندها كبيرة بشكل ملحوظ مقارنة مع جيرانها.

تطبيق كشف النقاط المعزولة هنا يعتمد على استخدام نافذة 3 × 3 قيم أوزانها كما في الجدول التالي:

1	1	1
1	-8	1
1	1	1

الشكل الكامل للبرنامج:

```
#include"imageutil.h"

void main (void)

{
        char *imageFile,*outFile2;
        imageFile  =  "c:\\RWFile\\BARIUM2.bmp";
        outFile2   =  "c:\\RWFile\\ isolatedpoint.bmp";


         image s_image, t_image;
         s_image =readImage(imageFile);
          t_image=creatm(height,width);
          int w[3][3]={{1,1,1},{1,-8,1},{1,1,1}};

// **********   بداية قسم المعالجة **************************
        for( int i=1;i<height-2;i++)
                for(int j=1;j<width-2;j++)
                        {
                        int s=0;
                        for(int x=0;x<3;x++)
                                for(int y=0;y<3;y++)
                                        s+=s_image[i+x-1][j+y-
                                        1]*w[x][y];
                        t_image[i][j] =s;}


// **********   نهاية قسم المعالجة **************************

        cout<<"end processing....\n";
        writeImage(outFile2,t_image);
}
```



الصورة قبل المعالجة.



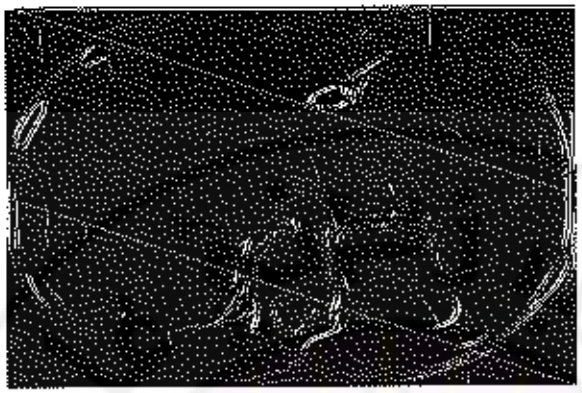
نتيجة المعالجة.

نلاحظ أن هذه النتيجة لا توضح المعنى الفيزيائي الذي درسناه في الكتاب وذلك لأن البرنامج لم يأخذ بالاعتبار القيم السالبة أو الأكبر من 255 الناتجة، لذلك، ولكي

نظهر النقاط الشاذة والمعزولة والحواف بطبيعة الحال وبإظهار منسجم،سنعدل البرنامج لحساب عملية النافذة المبينة أعلاه والمعروفة باللابلاسيان بحساب القيمة المطلقة وحصر النتيجة في مجال السلم الرمادي المألوف [255 ~ 0].

الشكل الجديد للبرنامج:

```
#include"imageutil.h"

void main (void)

{

        char *imageFile,*outFile2;
        imageFile  =  "c:\\RWFile\\BARIUM2.bmp";
        outFile2   =  "c:\\RWFile\\ isolatedpoint.bmp";


         image s_image, t_image;
        s_image =readImage(imageFile);
        t_image=creatm(height,width);
        int w[3][3]={{1,1,1},{1,-8,1},{1,1,1}};

// **********   بداية قسم المعالجة **************************
        for( int i=1;i<height-2;i++)
                for(int j=1;j<width-2;j++){
                        int s=0;
                        for(int x=0;x<3;x++)
                                for(int y=0;y<3;y++)
                                        s+=s_image[i+x-1][j+y-1]*w[x][y];
                        s=abs(s);
                        if(s>255) s=255;
                        t_image[i][j] =s;}


// **********   نهاية قسم المعالجة ************************
        cout<<"end processing....\n";
        writeImage(outFile2,t_image);
}
```



نتيجة المعالجة بأخذ القيم المطلقة وتحديد القيم الواقعة فوق 255.

أسئلة:

الغرض من هذهالأسئلة هو تحريض الطالب والقارئ على محاكمة النتيجة والاستنتاج:

- لماذا ظهرت النتيجة بهذا الشكل؟
- هل كان تحديد قيم نتيجة تطبيق اللابلاسيان إلى القيمة 255 خيارا سليما؟
- هل تعكس النتيجة المفهوم الفيزيائي للعملية الرياضية؟
- كيف سيكون شكل النتيجة لو أخذنا القيم المطلقة وتركنا القيم الناتجة كما هي، أي بدون تحديد القيمة 255؟
- كيف يمكن أن نعدل البرنامج بحيث نميز في النتيجة بين النقطة الشاذة الأكبر من محيطها وتلك الأصغر من محيطها؟

- هل تستطيع أن تكتب برنامجا يعطي نتيجة أفضل من تلك التي ظهرت باستخدام القيم المطلقة ومع أخذ جميع الأسئلة المذكورة أعلاه بالاعتبار؟ وفي حال الإجابة بنعم، كيف؟

14-7 كشف الحواف

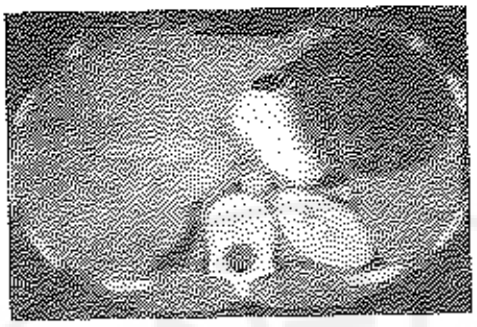
إن كشف النقاط المعزولة والشاذة هو إحدى طرائق تجزيء الصور عن طريق كشف الانقطاعات ولكن كشف الحواف هو الأهم والأكثر شمولا وفائدة كما درسنا في هذا الكتاب. ولذلك سنجري تجربة لكشف الحواف باستخدام عاملي صوبل المؤثرين الممثلين بالنافذتين التاليتين:

1	0	-1
2	0	-2
1	0	-1

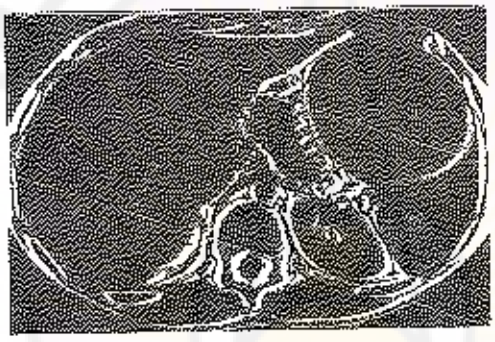
-1	-2	-1
0	0	0
1	2	1

الشكل الكامل للبرنامج:

```
#include"imageutil.h"

void main (void){

        char *imageFile,*outFile2;
        imageFile  =  "c:\\RWFile\\BARIUM2.bmp";
        outFile2   =  "c:\\RWFile\\ isolatedpoint.bmp";


    image s_image, t_image;
    s_image =readImage(imageFile);
        t_image=creatm(height,width);
        int wh[3][3]={{-1,-2,-1},{0,0,0},{1,2,1}};
        int wv[3][3]={{-1,0,1},{-2,0,2},{-1,0,1}};

// **********   بداية قسم المعالجة **********************
        for( int i=1;i<height-2;i++)
                for(int j=1;j<width-2;j++){
                        int v=0;
                        int h=0;
                        for(int x=0;x<3;x++)
                                for(int y=0;y<3;y++)
                                {
                                v+=s_image[i+x-1][j+y-1]*wv[x][y];
                                h+=s_image[i+x-1][j+y-1]*wh[x][y];
                                }
                                h=abs(h);
                                v=abs(v);
                                int s=h+v;
                                if(s>255) s=255;
                                t_image[i][j] =s;}

// **********   نهاية قسم المعالجة **********************

        cout<<"end proccessing....\n";
        writeImage(outFile2,t_image);
}
```



الصورة قبل المعالجة.



الصورة بعد المعالجة.

أسئلة

- ما الفرق بين هذه النتيجة ونتيجة كشف النقاط الشاذة والمعزولة؟
- ما الفرق بين حساب مطال الحواف بطريقة القيم المطلقة التي استخدمت هنا والطريقة الاتجاهية vector form؟
- هل تستطيع إظهار الحواف في الاتجاه الأفقي وفي الاتجاه العمودي، كل على حده في صورة منفصلة بإضافة أسطر قليلة على البرنامج؟
- ما الميزة التي يضيفها استخدام الصيغة الاتجاهية في حساب نتيجة كشف الحواف؟

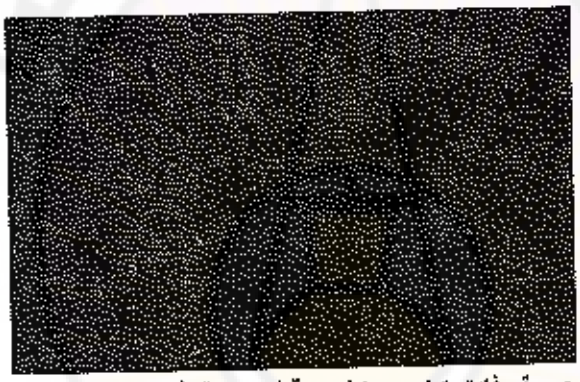
8-14 تحسين الصورة باستخدام تقنية تسوية الهيستوغرام

يقدم هيستوغرام الصورة وصفا إجماليا لمحتواها التصويري. و تعتمد تسوية الهيستوغرام على تطبيق معادلة التوزيع التراكمي CDF للهيستوغرام الأصلي للصورة المدروسة وإعادة توزيع السويات الرمادية فيها وفقا لهذا التابع كما شرحنا في متن هذا الكتاب.

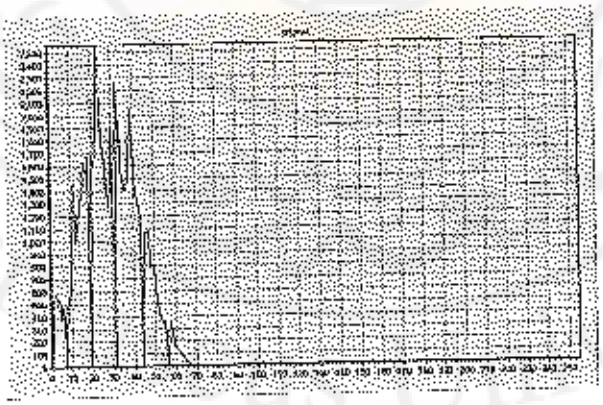
الشكل العام للبرنامج:

```
#include"imageutil.h"

void main (void){

        char *imageFile,*outFile2;
        imageFile  = "c:\\RWFile\\P1PART.bmp";
        outFile2   = "c:\\RWFile\\histogram.bmp";


   image s_image;
s_image=readImage(imageFile);


// **********  بداية قسم المعالجة **********************

        int freq[256];// مصفوفة لحساب عدد مرات تكرار كل سوية رمادية
        int newgscale[256];
        float hist[256];
        float cdf[256];
        for(int i=0;i<256;i++)
                freq[i]=0;
                        //حساب عدد مرات تكرار كل سوية رمادية
        for( i=1;i<height-1;i++)
                for(int j=1;j<width-1;j++)
                        ++freq[s_image[i][j]];

        float dim=(height+0.0)*(width+0.0);
                  //حساب الكثافة الاحتمالية لكل سوية رمادية(الهيستوغرام)//
        for(i=0;i<256;i++)
                hist[i]=(freq[i]+0.0)/dim;
                    //حساب تابع التوزيع التراكمي للهيستوغرام المدروس//
```

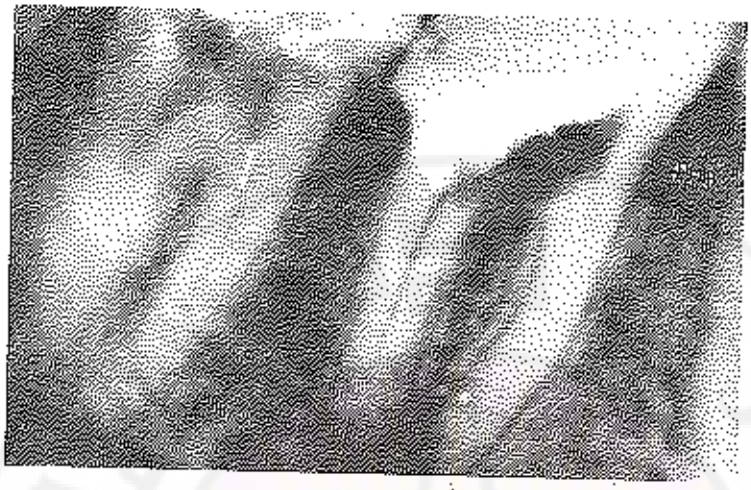
```
        cdf[0]=hist[0];
        for(i=1;i<256;i++){
                cdf[i]=hist[i]+cdf[i-1];
                newgscale[i]=cdf[i]*256;
        }
                //تبديل السويات الرمادية و تعويضها حسب تابع التوزيع التراكمي

        for( i=0;i<height;i++)
                for(int j=0;j<width;j++)
                        s_image[i][j]=newgscale[s_image[i][j]];

// **********  نهاية قسم المعالجة **********************
        cout<<"end processing....\n";
        writeImage(outFile2,s_image);
}
```



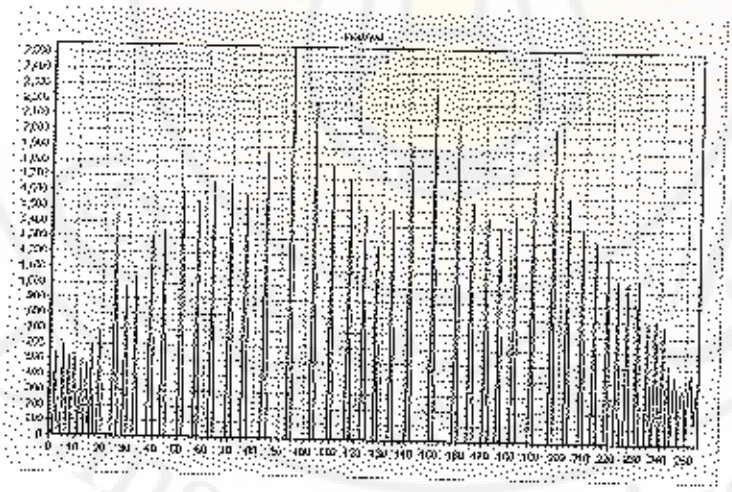
صورة ذات تباين منخفض قبل تسوية الهيستوغرام .



الهيستوغرام



الصورة بعد تسوية الهيستوغرام وقد اصبحت ذات وضوح وتباين عاليين



الهيستوغرام المسوى وقد امتد على كامل السلم الرمادي وأصبح منتظما تقريبا

معطيا أعلى تباين ممكن في الصورة المعالجة.

أسئلة:

- ما سبب الخطوط الأفقية الدقيقة التي ظهرت بوضوح بعد تسوية الهيستوغرام؟
- كيف يمكن إزالتها دون التأثير سلبا في محتوى الصورة في ضوء ما تعلمته في الفصول السابقة؟

14-9 تدوير الصورة

يندرج موضوع هذه الجلسة في إطار ما يعرف بالتحويلات الهندسية وهي هامة في التطبيقات العملية وتنفذ باستخدام تحويل هوتيلينغ (عمار 1993، غونزاليز 2005).

ينفذ تحويل هوتيلينغ باستخدام المعادلتين التاليتين:

$$NXi = OXi \cos \partial + OYi \sin \partial$$
$$NYi = -OXi \sin \partial + OYi \cos \partial$$

حيث OXi, OYi هي الإحداثيات الحالية لعنصر الصورة i.

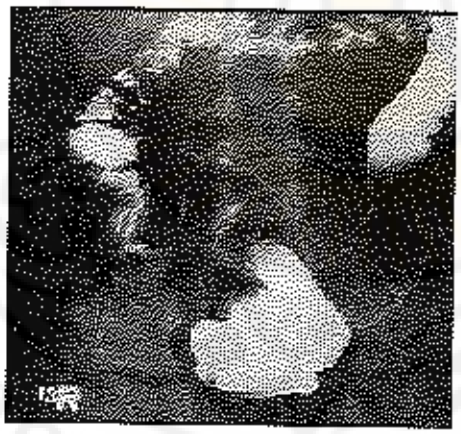
حيث NXi, NYi هي الإحداثيات الجديدة لعنصر الصورة i بعد اجراء التدوير.

∂ هي زاوية الدوران مقدرة بالراديان.

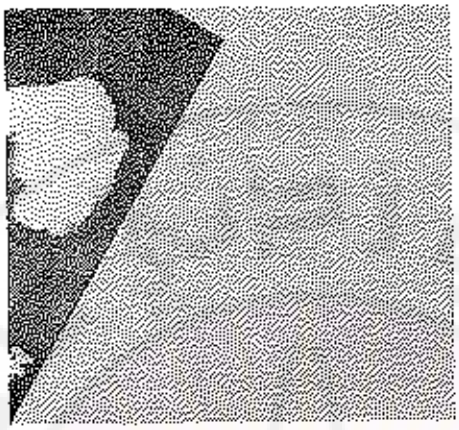
الشكل العام للبرنامج:

```
//include "imageutil.h"
//include<Math.h>
void main()
{
        char *imageFile,*outFile;
        imageFile = "C:\\RWFile\\BARIUM1.bmp";
```

```
outFile   = "C:\\RWFile\\rotat.bmp";
image s_image;
s_image=readImage(imageFile);
image t_image=creatm(height,width);
cout<<" inter the angle between 0~359\n";
int n;
cin>>n;
float angle=float(n*3.14/180);
for(int ox=1;ox<height-2;ox++)
        for(int oy=1;oy<width-2;oy++)
                int nx=ox*cos(angle )+oy*sin(angle);
                int ny=-ox*sin(angle )+oy*cos(angle);
                if(((nx>=0)&&(nx<height))&&((ny>=0)&&(ny<width)))
                        t_image[nx][ny]=s_image[ox][oy];
                }


writeImage(outFile,t_image);
freem(s_image,height);
freem(t_image,height);
}
```



الصورة الأصلية.



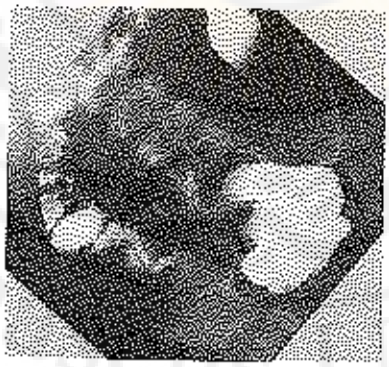
الصورة الناتجة بعد التدوير: و نلاحظ اختفاء جزء كبير من
الصورة نتيجة دوران الصورة حول مركز الإحداليات.

و للحصول على النتيجة المرجوة، نقوم بازاحة الصورة الناتجة بمقدار انزياح مركز الصورة لتبدو الصورة و كانها تدور حول مركزها.

الشكل الجديد للبرنامج:

```
#include "imageutil.h"
#include<Math.h>
void main() {

        char *imageFile,*outFile;
        imageFile = "C:\\RWFile\\BARIUM1.bmp";
        outFile   = "C:\\RWFile\\rotat.bmp";
        image s_image;
        s_image=readImage(imageFile);
        image t_image=creatm(height,width);
        cout<<" inter the angle between 0~359\n";
        int n;
```

```
cin>>n;
float angle=float(n*3.14/180);
                                المحل الهندسي لمركز الصورة الحالي//
        int ocx= height/2;
        int ocy= width/2;


                                المحل الهندسي لمركز الصورة بعد التدوير//

        int ncx=ocx*cos(angle )+ocy*sin(angle );
        int ncy=-ocx*sin(angle )+ocy*cos(angle );
                                الانزياح الهندسي لمركز الصورة بعد التدوير//
        int dcx=ncx-ocx;
        int dcy=ncy-ocy;
for(int ox=1;ox<height-2;ox++)
        for(int oy=1;oy<width-2;oy++){
                                انزياح الصورة بعد التدوير //
                int nx=ox*cos(angle )+oy*sin(angle)-ncx;
                int ny=-ox*sin(angle )+oy*cos(angle)-ncy;
                if(((nx>=0)&&(nx<height))&&((ny>=0)&&(ny<width)))
                        t_image[nx][ny]=s_image[ox][oy];
                }


writeImage(outFile,t_image);
freem(s_image,height);
freem(t_image,height);
}
```



الصورة المدورة بعد إجراء التعديل المذكور.

أسئلة:

- لماذا اختفت زوايا الصورة حتى بعد التعديل؟
- كيف يمكن أن تتلافى ذلك؟
- ما سبب الأشكال الهندسية الزخرفية التي ظهرت في الصورة بعد التدوير؟
- لماذا اختلف شكل هذه الأشكال في كل من الحالتين؟
- هل تستطيع أن تكتب برنامجا يعطي نتيجة أكثر دقة من ذلك المعروض أعلاه؟

Damascus University


وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

الفصل

الخامس عشر

تجارب أساسية في معالجة الصور

باستخدام

MATLAB

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

مقدمة

توفر بيئة MATLAB مجموعة كبيرة من التوابع التي تدعم عمليات معالجة الصورة، وتتضمن من حيث الأساس جميع الخوارزميات المعروفة في الطبعة الأخيرة من كتاب غونزاليز وهو الأكثر شمولا في هذا المجال، حتى إن غونزاليز أصدر كتابا عنوانه "معالجة الصور الرقمية باستخدام "ماتلاب". وخلافاً للبرمجة بلغة C++ حيث لا توجد إجرائيات معيارية ضمن اللغة لقراءة الصورة وكتابتها كما رأينا في الفصل السابق، تحتوي بيئة ماتلاب توابع لقراءة الصورة وكتابتها مما يجعل هذه البيئة أكثر ملاءمة وتوفيرا للوقت في تطوير تطبيقات معالجة الصور في المجالات البحثية. وقد يتبادر لذهن القارئ السؤال التالي: لماذا نكبد أنفسنا مشقة تعلم معالجة الصور باستخدام C++ مادامت جميع توابعها المعروفة متوافرة في بيئة "ماتلاب" كتوابع جاهزة لا تحتاج إلا إلى استدعائها وتنفيذها. لأول وهلة ولغير العارف ببواطن الأمور في هذا المجال يبدو هذا الكلام منطقيا، لكن الحقيقة غير ذلك. ففي الإطار العام للعمل في مجال تطبيقات معالجة الصور يتبع الكثير من العاملين في هذا المجال أسلوب التطوير باستخدام ماتلاب وبعد ذلك كتابة برامج النظام الفعلي بلغة C++.ذلك لأن هذا البعض يقوم بتطوير التطبيق الذي يمكن تركيبه من مجموعة خوارزميات معيارية مترابطة مع بعضها بطريقة مناسبة لتحقيق هدف معين لتوفير الوقت، وعندما يتم التأكد من صحة عمل التطبيق بشكل كامل، تتم إعادة كتابة الخوارزميات بلغة C++ وهي اللغة الأكثر ملاءمة للتطبيقات الصناعية والتجارية وغيرها، فكما يعرف المبرمجون، يمكن التعامل مع الحاسوب في هذه اللغة حتى على مستوى البت الواحد وبالتالي فهي أكثر كفاءة في الأداء ولكنها تحتاج خبرة عالية لمن يريد إنتاج تطبيقات مهمة. وأذكر هنا أنه عندما بدأنا في تطوير أحد الأنظمة عام 1990، كان علينا اختيار اللغة الأفضل، ومن بين التجارب التي أجريناها على خوارزمية محددة، استغرق برنامج كتب بلغة الـ C ثلث الوقت لإنجاز العمل نفسه

برنامج كتب بلغة "باسكال" ذلك لأن لغة C هي اللغة البرمجية الأقرب إلى لغة الآلة. والنظام الخبير الذي عرض في الفصل الثالث عشر من هذا الكتاب مثال جيد على هذه الطريقة حيث كتب نظام التطوير المبني على المعرفة بالكامل باستخدام ماتلاب لاختصار وقت التطوير.

وكما حصل في تجارب المعالجة باستخدام لغة الـ C++ قام المهندس المشرف على المختبر بإعداد مجموعة تجارب أساسية باستخدام "ماتلاب" مستخدما مرجع غونزاليز (Gonzalez, 2003, Image processing using Matlab,). والجدير ذكره هنا أنه أدرجت في هذه المجموعة من التجارب بعض عمليات معالجة الصورة في المجال الترددي باستخدام تحويل فوريه بحيث تمت تغطية المجالين الحيزي والترددي بالتجارب الأساسية المعروضة في هذا الكتاب. وكما في المجموعة السابقة فقد تم تنقيح هذه التجارب.

15-1 مجموعة التوابع الأساسية التي تؤمنها بيئة "ماتلاب"

- تحويلات الصورة في المجال الحيزي
  Spatial image transformations
- عمليات الجوار والكتل
  Neighborhood and block operations
- الترشيح الخطي Linear filtering
- تحليل الصورة وتحسينها
  Image analysis and enhancement
- إزالة تغبيش الصورة Deblurring

وكما فعلنا في الفصل السابق سنبدأ بعملية قراءة الصورة وكتابتها (حفظها):

15-2 قراءة ملف الصورة و إظهارها

1. لقراءة الصورة من ملف صورة نستخدم الأمر imreadو له الشكل التالي:

```
I=imread('x1.bmp');
```

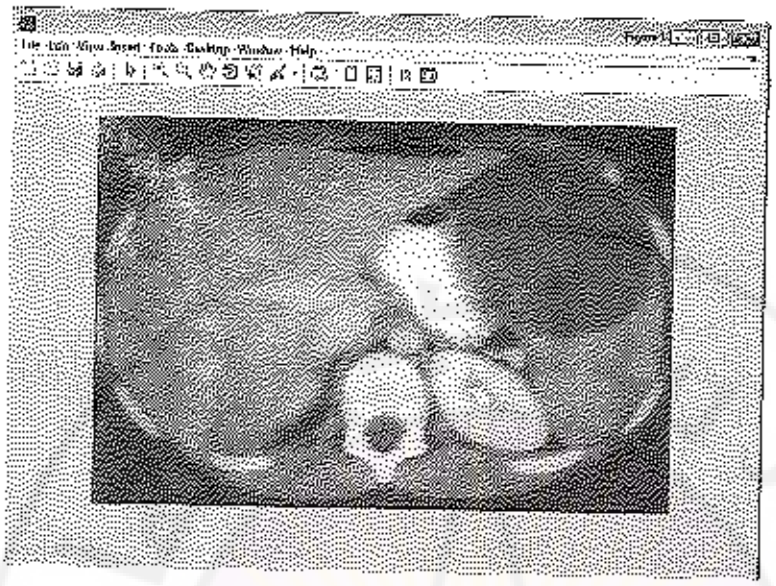
يقوم هذا الأمر بقراءة معلومات الصورة x1.bmb الموجودة في الـ current directory وتخزينها في مصفوفة I يمكن رؤيتها في الـ workspace وقراءة بعض المعلومات عنها.

يمكن قراءة المعلومات عن صورة ما إذا عرف مكان تخزينها: على أي سواقة وفي أي مجلد، كمايلي:

```
I=imread('d:\myimages\imag\x2.jpg');
```

يمكن معرفة أبعاد الصورة بالأمر: size(I) .

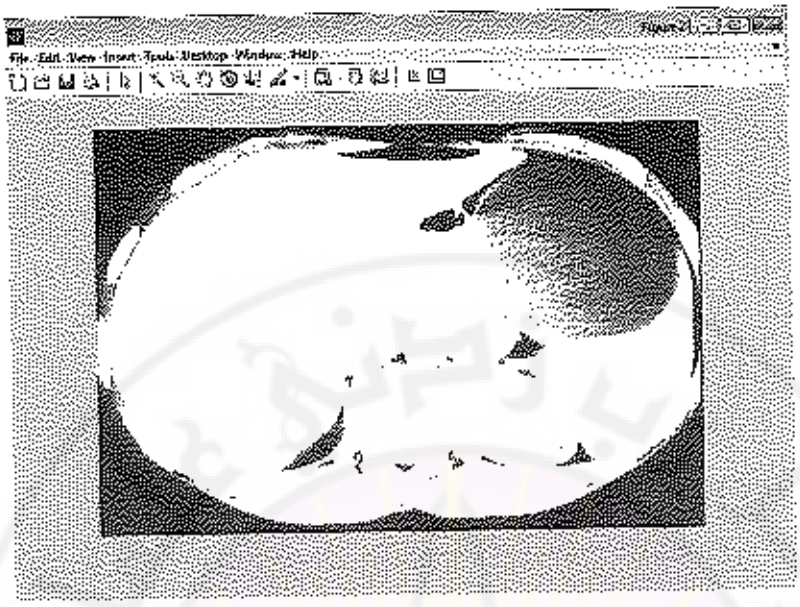
2. لإظهار الصورة التي تمت قراءتها نستدعي الأمر: imshow(I)



الشكل 15–1 النافذة التي ينشئها **MatLab** لإظهار الصورة.

يمكن استخدام أمر إظهار الصورة بالشكل التالي:

imshow(I,[low high]) ويستخدم هذا الأمر لإظهار السويات الأقل أو المساوية لـ low باللون الأسود كما تظهر جميع السويات الأعلى أو المساوية لـ high بلون أبيض. أما السويات التي بين حدود المجالين الأدنى والأعلى فيتم إظهارها على السلم الرمادي المحددة قيمه مسبقا. هذه الطريقة مناسبة للصور ذات المجال الديناميكي الضيق والصور التي تحتوي قيما سالبة وأخرى موجبة كتلك التي يمكن أن تنتج عن تطبيق اللابلاسيان.



الشكل 15–2 النافذة التي ينشئها **Matlab** لإظهار
الصورة ضمن المجال 50–100.

أما الأمر imshow(I,[ ]) فينسب low الى أصغر قيمة في المصفوفة I و high الى أعلى قيمة في المصفوفة. ويستخدم هذا الأمر عادة لإظهار الصور التي لها مجال ديناميكي منخفض أو تحتوي قيما سالبة وموجبة.

يمكن استخدام الأمر imfinfo لإظهار معلومات عن الصورة:

```
imfinfo 'Ct1.bmp'

ans =

        Filename: 'Ct1.bmp'
        FileModDate: '13-سبتمبر-2001 12:06:14'
        FileSize: 220534
        Format: 'bmp'
        FormatVersion: 'Version 3 (Microsoft Windows
        3.x)'
        Width: 573
        Height: 381
        BitDepth: 8
        ColorType: 'indexed'
        FormatSignature: 'BM'
        NumColormapEntries: 256
      Colormap: [256x3 double]
      RedMask: []
      GreenMask: []
      BlueMask: []
      ImageDataOffset: 1078
      BitmapHeaderSize: 40
```

NumPlanes: 1

CompressionType: 'none'

BitmapSize: 219456

HorzResolution: 0

VertResolution: 0

NumColorsUsed: 256

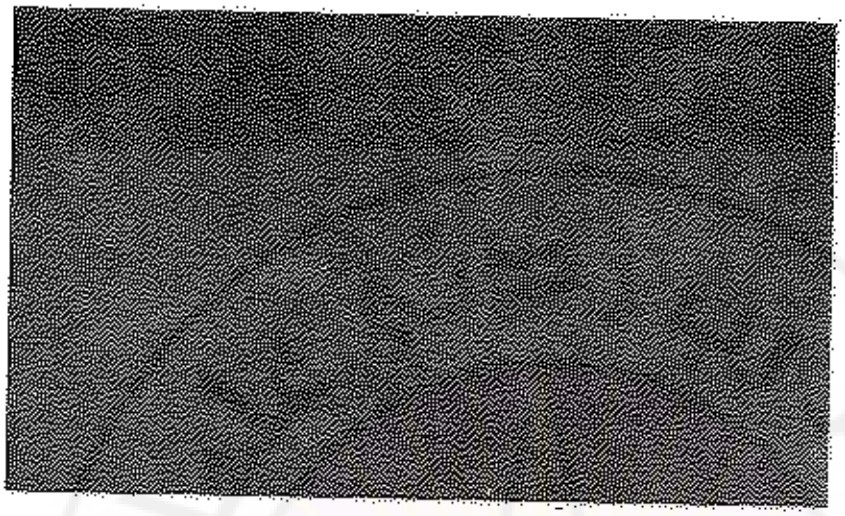
NumImportantColors: 0

يمكن حفظ الصورة وفق الأمر imwrite(I,'m.jpg') وفق لاحقة مختلفة.

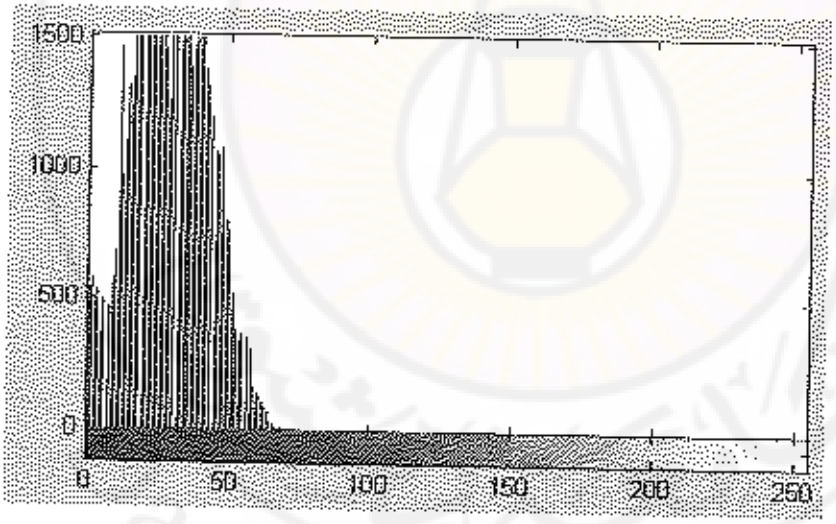
15-3 تحويلات الصورة في المجال الحيزي

15-3-1 تقنيات تحسين الهيستوغرام

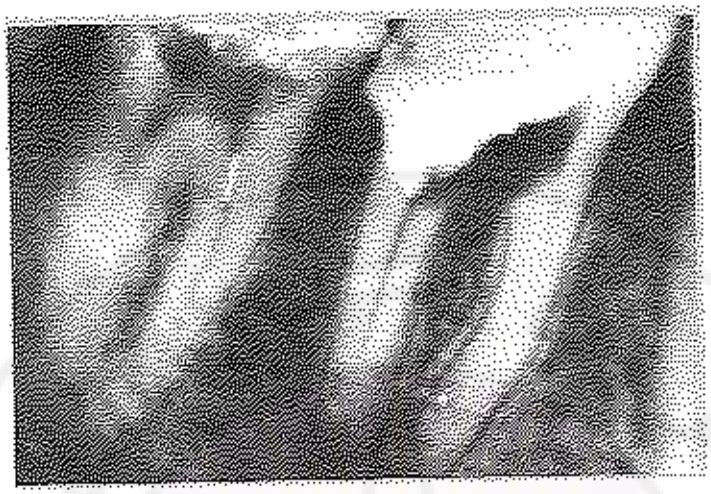
الهيستوغرام هو دالة التوزيع الاحتمالي للسويات الرمادية في الصورة. نلاحظ في الصورة التالية أن السويات الرمادية متركزة في مجال ضيق في الصورة [0 - 65] مما يؤدي إلى تباين منخفض. لحل هذه المشكلة نستخدم تقنية تسوية الهيستوغرام histeq(I) =12.



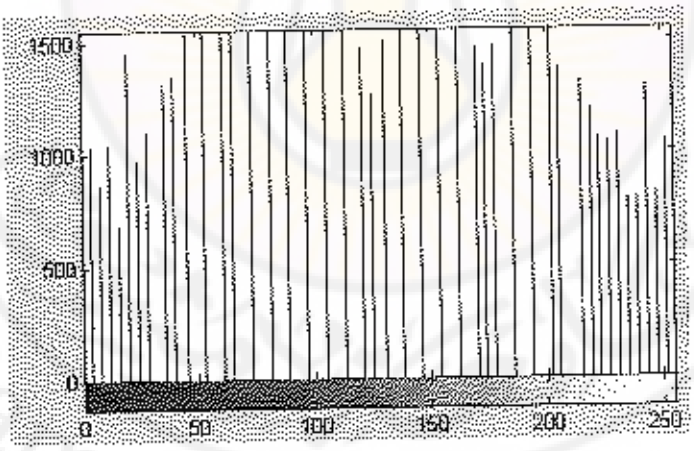
الصورة الأصلية



الشكل 15-4 هستوغرام الصورة الأصلية.



الشكل 15–5 الصورة بعد تسوية الهيستوغرام.



الشكل 15–6 هيستوغرام الصورة بعد التسوية.

تعليمات Matlab المستخدمة لتسوية الهيسوغرام:

```
I1=imread('p1part.bmp');//        قراءة ملف الصورة
figure(1)//إنشاء واجهة رسومية جديدة
imshow(I1)//                      إظهار الصورة
figure(2)//                       إنشاء واجهة رسومية جديدة
imhist(I1)//                      إظهار الهيستوغرام للصورة الاصلية
I2=histeq(I1);//                  تسوية الهيستوغرام و حفظ الصورة في مصفوفة جديدة

figure(3)//                       إنشاء واجهة رسومية جديدة
imshow(I2)//                      إظهار الصورة بعد تسوية الهيستوغرام
figure(4)//                       إنشاء واجهة رسومية جديدة
imhist(I2)//                      إظهار الهيستوغرام للصورة بعد التعديل
imwrite('eq.jpg')//               حفظ الصورة المعدلة في ملف جديد
```

Damascus University

الترشيح في المجال الحيزي

يجرى هذا النوع من الترشيح كما درسنا على مبدأ عمليات الجوار باستخدام نافذة مربعة تطبق على عناصر الصورة وفق مبدأ "الراستر" أي المسح التلفزيوني: يسار-يمين-أعلى-أسفل. و تتحدد وظيفة المرشح بقيم أوزان النافذة.

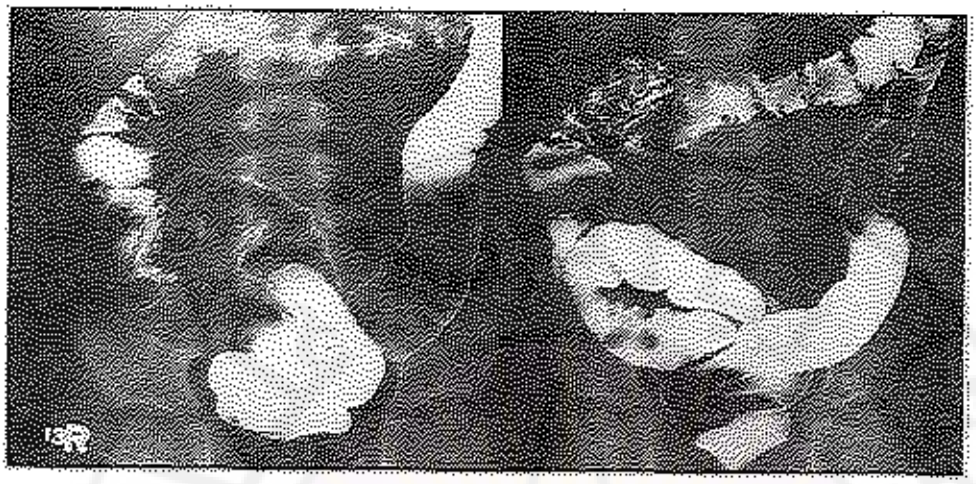
15-3-2 إبراز التفاصيل

درسنا أنه لإبراز تفاصيل صورة رقمية يمكن أن نستخدم اللابلاسيان الرباعي أو الثماني. ويمكن أن نحقق ذلك باستخدام النافذة التالية.

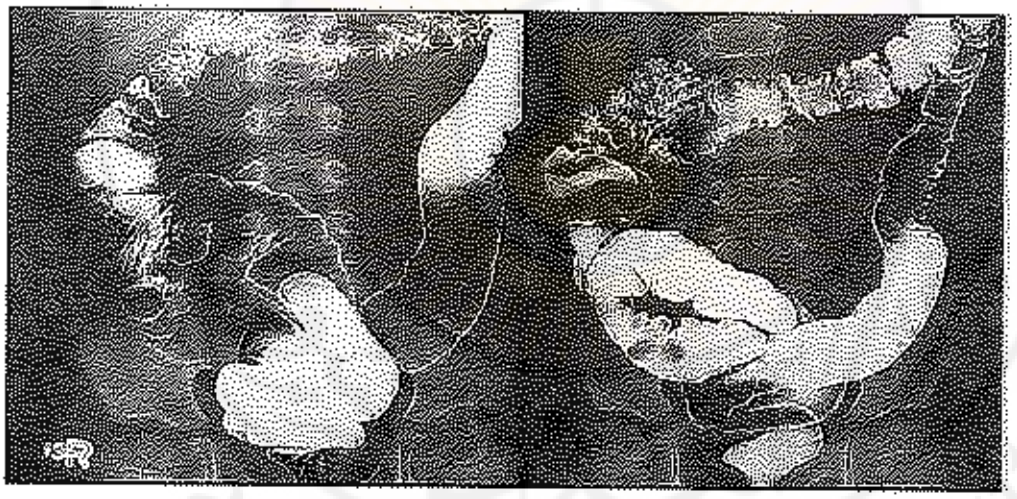
0	-1	0
-1	5	-1
0	-1	0

نافذة لإبراز التفاصيل.

يبين الشكل 15-7 الصورة الأصلية والشكل 15-8 الصورة بعد إبراز التفاصيل.



الشكل 15–7 الصورة الأصلية.



الشكل 15–8 الصورة بعد إبراز التفاصيل.

سؤال:

الوزن المركزي في نافذة اللابلاسيان الرباعي هو 4. لماذا استخدمنا الوزن 5 هنا؟

تعليمات **Matlab** المستخدمة لإبراز التفاصيل:

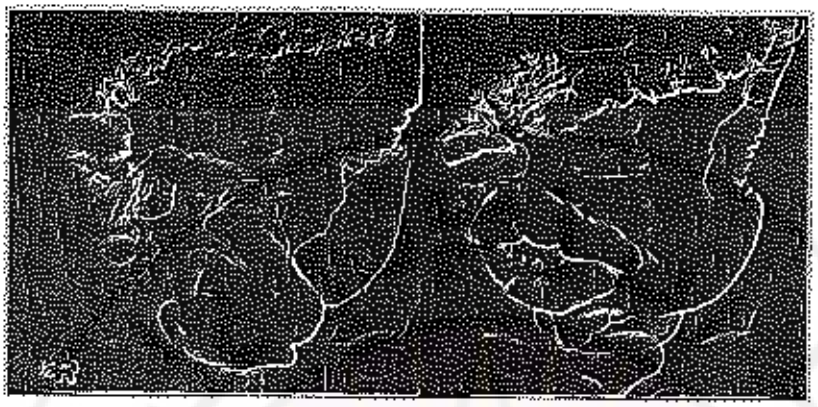
```
I1=imread('barium.bmp');
H=[0 -1 0;-1 5 -1 ; 0  -1 0];
I2=imfilter(I1,H);
figure(1)
imshow(I1)
figure(2)
imshow(I2)
```

15-3-3 كشف الحواف في الصورة

نطبق في هذا المثال مرشح Sobel بنافذتيه اللتين تكشفان الحواف في الاتجاهين الأفقي والعمودي والمبينتين فيما يلي:

1	**2**	**1**
0	**0**	**0**
−1	**−2**	**−1**

−1	**0**	**1**
−2	**0**	**2**
−1	**0**	**1**



الشكل 15-9 الصورة بعد كشف الحواف.

تعليمات **Matlab** المستخدمة لكشف الحواف:

```
I=imread('barium.bmp');
H1=[-1 -2 -1; 0 0 0 ; 1 2 1];
H2=[-1 0 -1 ;-2 0 2 ;- 1 0 -1];
I1=imfilter(I,H1);
I2=imfilter(I,H2);
I3=I1+I2;
imshow(I3)
```

أسئلة:

- أي النافذتين تكشف الحواف في الاتجاه الأفقي؟ وما عمل النافذة الأخرى.
- هل تستطيع أن تظهر صورة للحواف الأفقية وصورة للحواف العمودية كلا على حده باستخدام "متلاب"؟ وكيف؟

15-4 الترشيح في المجال الترددي

ذكرنا في الفصل الخامس أن الترشيح في المجال الترددي يعتمد أساسا على تحويل فوريه للصورة الذي يحولها إلى المجال الترددي وبتطبيق دالة ترشيح معينة تمرر الترددات المنخفضة وتمنع الترددات العالية، على سبيل المثال، وأخذ معكوس تحويل فوريه ينتج لدينا مرشح تردد منخفض يشابه في أدائه مرشحات التنعيم الحيزية. أما إذا أخذنا الحالة المعاكسة تماما ينتج لدينا مرشح تمرير ترددات عالية يشابه في أثره مرشحات إبراز التفاصيل الحيزية، ونوهنا إلى المرونة التي يقدمها الترشيح الترددي مقارنة بالترشيح الحيزي مع بعض التكلفة الحسابية الأكبر التي يتم التغلب عليها بشكل كبير استخدام تحويل فوريه السريع الذي يستعمل دائما في التطبيقات العملية. ومفيد أن نتذكر أن لتحويل فوريه مركبتين الأولى حقيقية والثانية تخيلية، وأن له مطالاً وزاوية طوروطاقة، وأن الترشيح يعتمد على مبدأ إمرار قدر من طاقة تحويل فوريه للصورة وهذا القدر يحدد بشكل مباشر مقدار التفاصيل التي تمرر أو تمنع.

سنعرض في التجارب التالية كيفية استخدام تحويل فوريه من ضمن بيئة "ماتلاب" لاستخدامه في إجراء الترشيح المطلوب بالاستعانة بالشرح النظري الذي سبق ذكره.

يتضمن الـ Matlab تابعا لحساب تحويل فوريه السريع ثنائي الأبعاد هو fft2 و يعطى بالعلاقة التالية:

$$F = fft2(f)$$

حيث أن:

f : تمثل مصفوفة ثنائية الأبعاد $(m \times n)$ في المجال الحيزي .

و F: تمثل مصفوفة ثنائية الأبعاد $(m \times n)$ في المجال الترددي.

و عناصر المصفوفة F هي أعداد عقدية .

لحساب طيف الصورة نستخدم التابع abs بالشكل التالي:

$$S = abs(F)$$

و يمكن اظهار الطيف باستخدام **imshow**

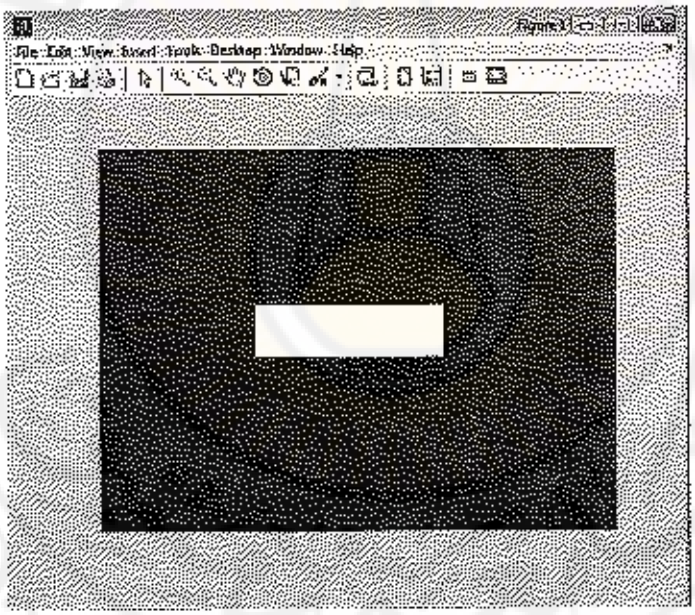
مثال

في البداية سننفذ تحويل فوريه على صورة يتم إنشاؤها يدوياً ، لذلك سننشئ صورة مستطيلة الشكل سوداء اللون يتوضع ضمنها مستطيل أبيض اللون.

Damascus University

```
f=zeros(22,30);

f(10:12,10:20)=1;

imshow(f,'notruesize');

F=fft2(f,128,128);
```

يؤدي تنفيذ هذه الجمل البرمجية إلى إنشاء الواجهة المبينة أدناه:



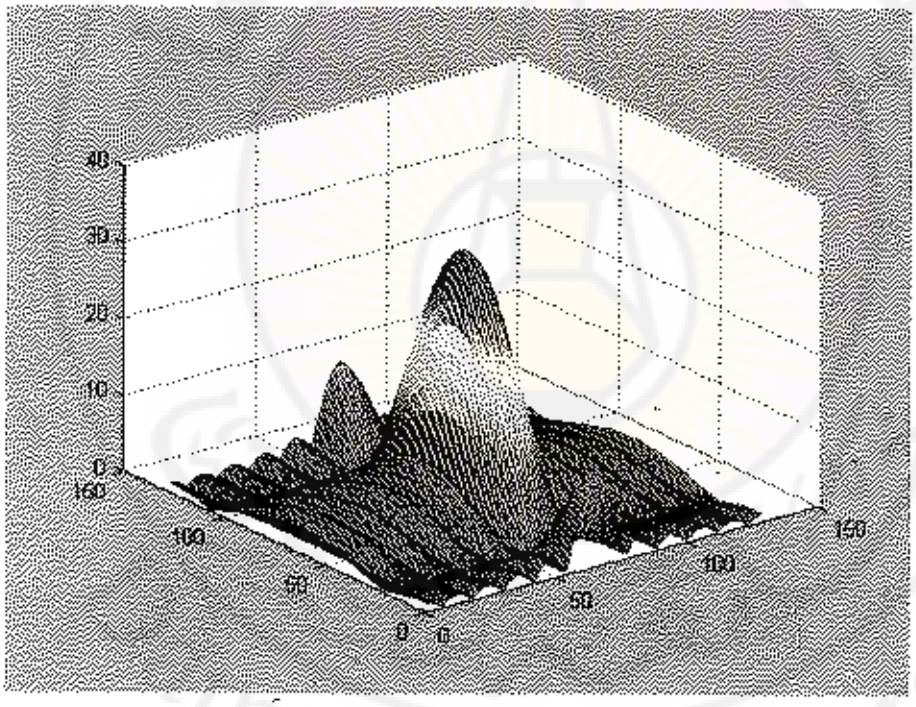
الشكل 15–10: الصورة التي تم إنشاؤها.

لمركزة تحويل فوريه يستخدم الأمر ;fftshift(F)

ولحساب طيف (مطال) فوريه، نستخدم الأمر ;F=abs(fftshift(F))

ولإظهار النتيجة نستخدم الأمر ;figure;mesh(F)

يبين الشكل 15-11 تحويل فوريه الناتج حيث تمثل القمة الموجودة مركز مربع التردد للمركبة المستمرة وتمثل القمم التي تليها في الاتجاهين مركبات التردد المنخفض. أما مركبات التردد العالي فهي تلك المتوزعة على الأطراف.



الشكل 15-11 تحويل فوريه للصورة المستطيلة.

من أجل تعزيز الترددات المنخفضة في الصورة نأخذ لوغاريتم التابع السابق:

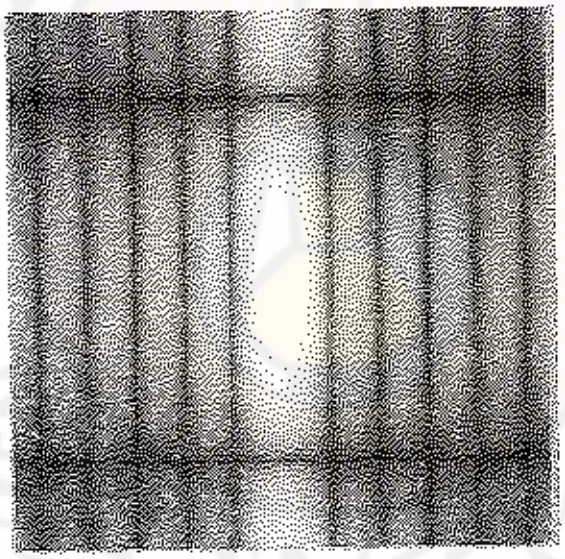
```
figure;F=log(F);
```

ومن أجل تعزيز مركبات التردد العالي نظهر التابع `F= log(1+F)`

ولإظهار تحويل فورييه للمستطيل على شكل صورة، أي إظهار مطال فورييه على شكل سويات رمادية، نستخدم التابع التالي: `I=mat2gray(F);`

ونظهر الصورة كالمعتاد بتعليمة: `imshow(I);`

يبين الشكل 15-12 التحويل المذكور وقد تم إظهاره على شكل صورة رمادية.



الشكل 15-12تحويل فورييه على شكل صورة رمادية.

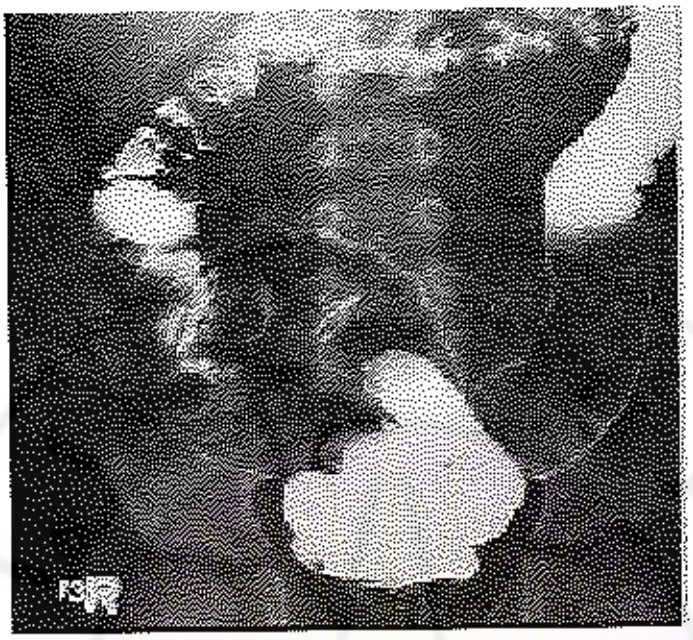
ويصبح تسلسل الأوامر كما يلي:

```
f=zeros(22,30);
f(10:12,10:20)=1;
F=fft2(f,128,128);
F=abs(fftshift(F));
imshow(f,'notruesize');
figure;mesh(F)
figure;F=log(F);
I=mat2gray(F);imshow(I);
```

سنطبق الآن ما تعلمناه على صورة طبية مخزنة باسم'barium1.bmp':

```
f= imread('barium1.bmp');
imshow(f);
```

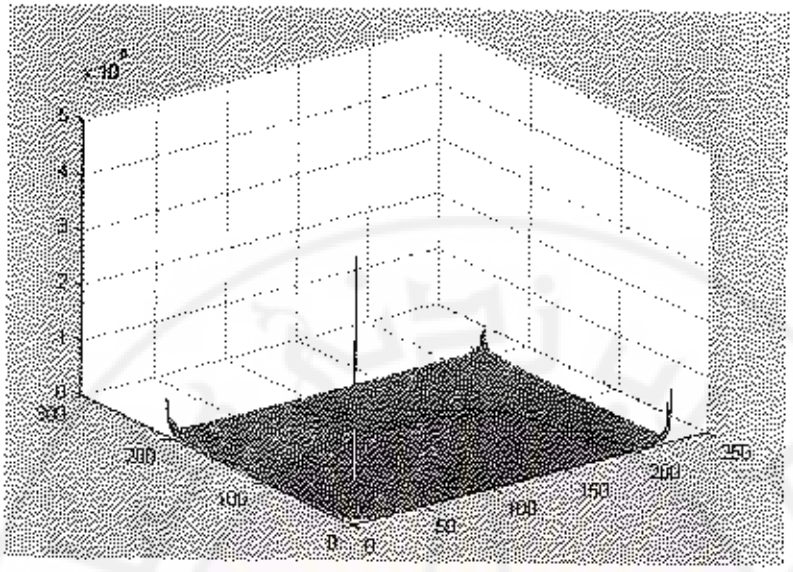
لدى تنفيذ هاتين التعليمتين تظهر الصورة التالية:



الشكل 15-13 الصورة التي تمت قراءتها.

نقوم الآن بحساب تحويل فوريه ومطال فوريه ونظهره بالأوامر التالية:

```
F= fft2(f);

S= abs(F);

mesh( S);
```

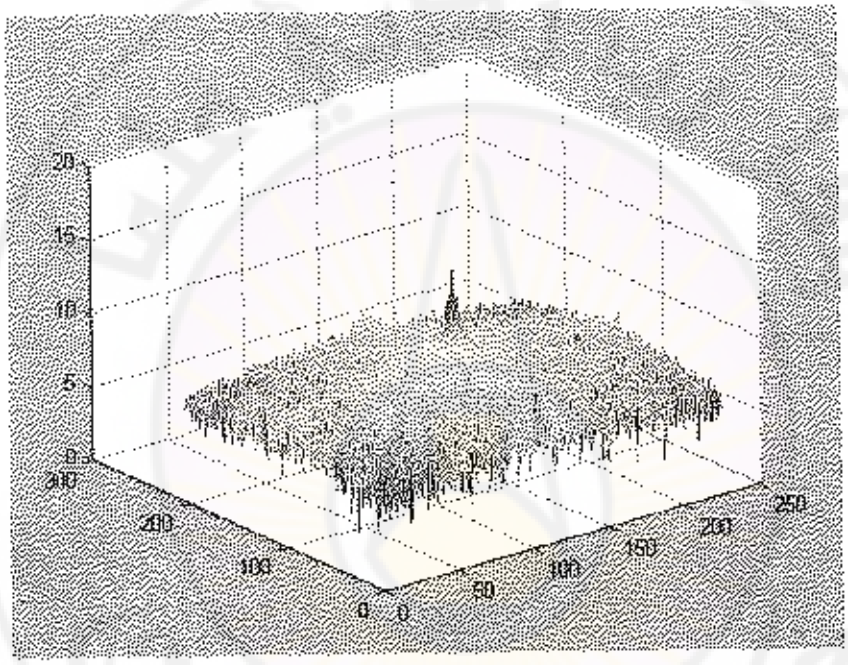


الشكل 15--14 تحويل فوريه للصورة.

و بتعزيز الترددات العالية و مركزة الطيف بالأوامر التالية:

```
Fc= fftshift(F);

S2= log(1+ abs(Fc));

figure;mesh(S2)

I=mat2gray(S2);

imshow(I);
```

نحصل على الشكل التالي وهو تحويل فوريه لصورة الباريوم. وجدير ذكره أن هذه التسمية تأتي من حقيقة أن المريض يأخذ جرعة من الباريوم قبل التصوير. وغالبا ما تؤخذ صورة قبل الباريوم وصورة بعده وتطرحان من بعضهما لإظهار تفاصيل محددة عن المريض:



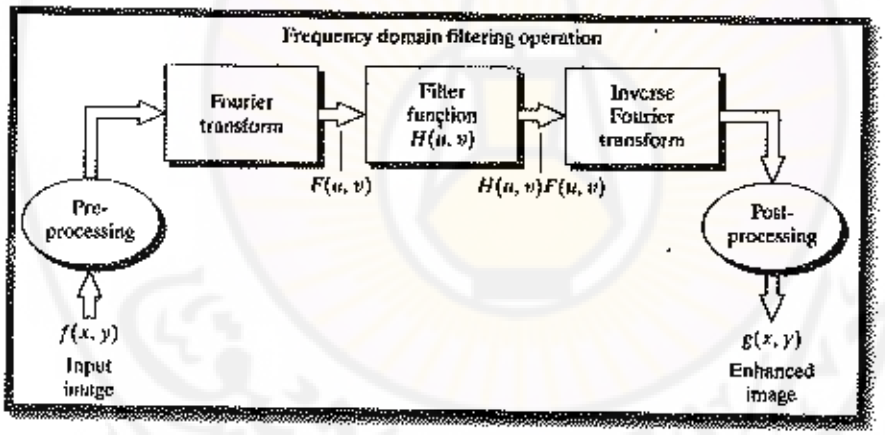
الشكل 15–15 تحويل فوريه لصورة الباريوم.

15–5 آلية إجراء الترشيح في المجال الترددي

يجب أن نتذكر هنا أن لكل صورة أبعادها $N \times M$ يوجد مستطيل (أو مربع) تردد موافق، له الأبعاد نفسها على محوري التردد الموافقين u و v. وأن تحويل فوريه تتم مركزته

عادة في منتصف مستطيل التردد، أي عند النقطة (M/2, N/2). وأنه يتم التحكم بتردد قطع المرشح بتحديد قيمة معينة تسمى D_0 لتابع مسافة D يعطى بالعلاقة D : $D(u, v) = (u^2+v^2)^{1/2}$ وتسمى D_0 هذه "تردد قطع المرشح". فكلما صغرت هذه القيمة انخفض التردد وكلما كبرت ارتفع التردد، وعند القيمة "0" نحصل على المركبة المستمرة لتطيف فوريه وهي متوسط السويات الرمادية في الصورة.

ونذكّر هنا بأن المخطط العام لإجراء عملية الترشيح في المجال الترددي بغرض تحسين الصورة (كما بينا في الفصل الخامس) يتم وفقاً للمخطط التالي المبين في الشكل 15-16:

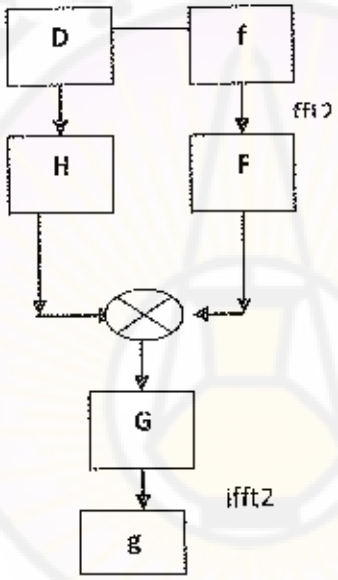


الشكل 15-16 المخطط العام لعملية ترشيح الصورة في المجال الترددي.

ولتنفيذ الترشيح في المجال الترددي يلزمنا تابع مسافة ثنائي الأبعاد لنستخدمه في تنفيذ عملية الترشيح بإمرار (أومنع) الترددات الأقل من تردد القطع المحدد بمسافة D_0 محسوبة

بالعلاقة التي بيناها أعلاه وشرحناها في الفصل الخامس، و منع (أو إمرار) الترددات المساوية والأعلى من تردد القطع، حسب نوع المرشح.

مع أخذ تابع المسافة المذكور بالاعتبار، يصبح مخطط تنفيذ عملية الترشيح التي سننفذها باستخدام "ماتلاب" كما هو مبين في الشكل 15-17:



الشكل 15-17 مخطط كتلي لتنفيذ عملية ترشيح الصورة في المجال الترددي.

في هذا المخطط، تقوم الكتلة D باستخدام تابع مناسب، سنبينة لاحقا، بحساب أبعاد الصورة المراد ترشيحها f وحساب تابع المسافة ثنائي الأبعاد الذي يجب أن يكون بأبعاد الصورة ويستخدم في تنفيذ المرشح. وبعد حساب تحويل فوريه ثنائي الأبعاد fft2 يتم

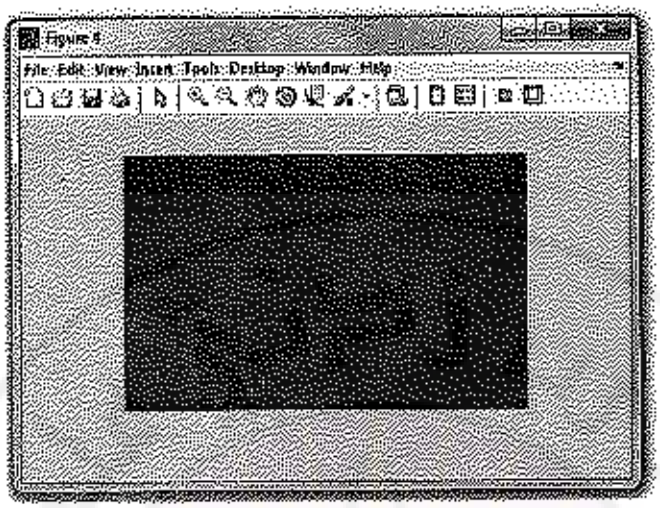
ضرب تابع المرشح H بتحويل فوريه ثنائي الأبعاد فنحصل على تحويل فوريه للصورة المرشحة G. بعد ذلك نحسب تحويل فوريه العكسي ifft2 الذي يعطينا الصورة المرشحة g .

برنامج حساب تابع المسافة ثنائي الأبعاد بقياس الصورة

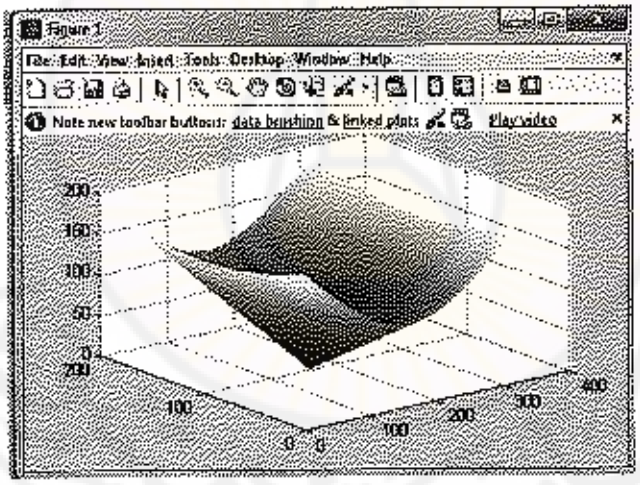
نحسب تابع المسافة ثنائي الأبعاد Dبوساطة التابع dftd(f) وفق البرنامج التالي المكتوب بلغة ماتلاب:

```
function [D]=dftd(f)
[m,n]=size(f);
u=0:(m-1);
v=0:(n-1);
id=find(u>m/2);
u(id)=u(id)-m;
id=find(v>n/2);
v(id)=v(id)-n;
[U,V]=meshgrid(u,v);
D=sqrt(U.^2+V.^2);
mesh(D);
```

حيث إن f هي صورة الدخل وتحسب أبعادها بالتعليمة[m, n]=size(f). يبين الشكل 15-18 صورة الأسنان بعد أن قرئت وعرضت بماتلاب، ويبين الشكل 15-19 صورة تابع المسافة ثنائي الأبعاد وقد تم إظهاره بشكل ثلاثي الأبعاد.



الشكل 15–18 صورة الأسنان التي قرئت وعرضت بماتلاب.



الشكل 15–19 تابع المسافة ثنائي الأبعاد لصورة الأسنان بإظهار ثلاثي الأبعاد.

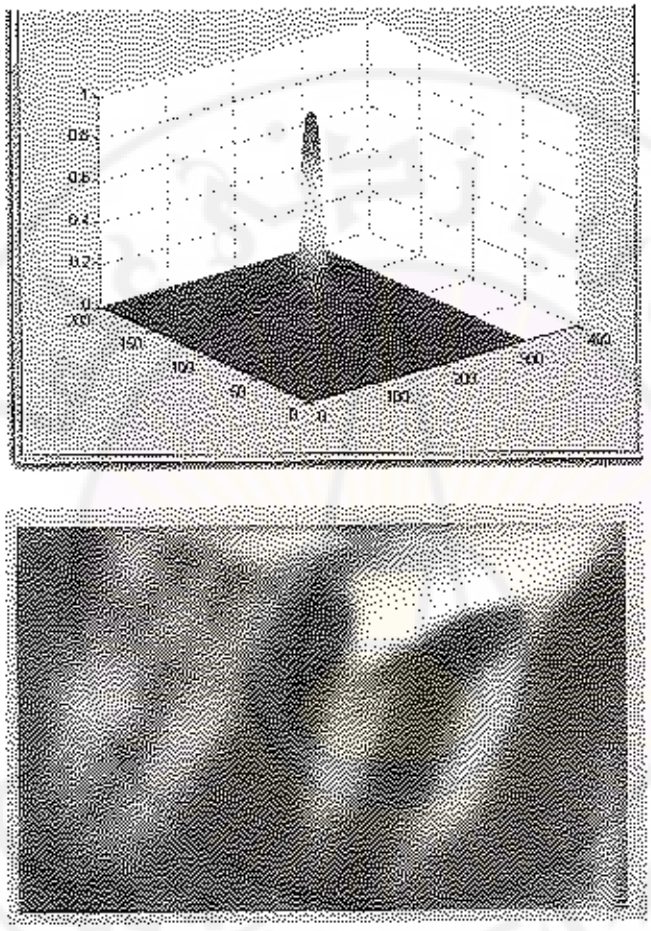
تنفيذ الترشيح المنخفض

بعد حساب تابع المسافة ثنائي الأبعاد ننفذ مرشح التردد المنخفض نوع "بتروورث btw " من الدرجة الثانية وفق المخطط المبين في الشكل 15-17 وفق برنامج يتضمن التعليمات التالية، و الذي يعطي تنفيذه صورة الأسنان المرشحة بمرشح تردد منخفض تردد قطعه " D0=10" و درجته "2"، كما يظهر في التعليمة الأولى من البرنامج. لقد اخترنا مرشح بتروورث كمثال توضيحي لأنه لا يعطي أثر الحلقات الذي رأيناه في الفصل الخامس، وسنورد لاحقا برنامجا عاما للترشيح يمكن المستخدم من الاختيار بين المثالي وبتروورث وغاوس.

```
H=lpf(f,10,'btw',2);
F=fft2(f);
G=H.*F;
g=real(ifft2(G));
g=mat2gray(g);
figure
imshow(g);
```

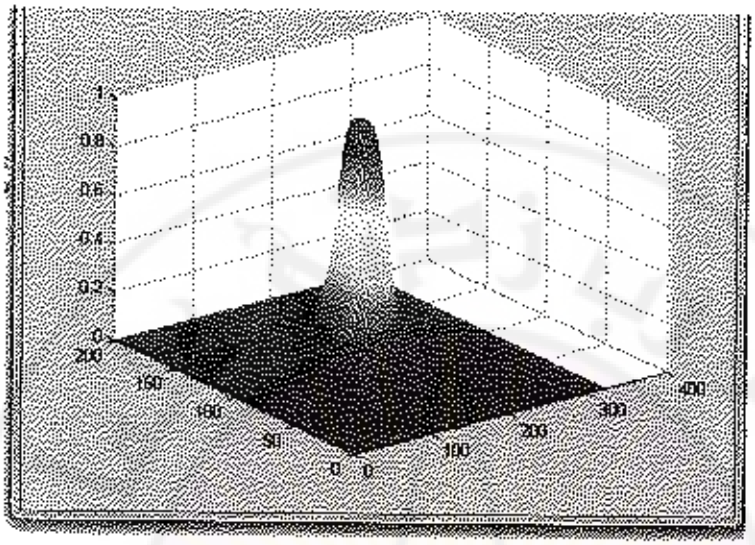
يبين الشكل 15-20 و 21 نتيجة هذا النوع من الترشيح من أجل D0=10 و D0=20، على التوالي. ويلاحظ أن التفاصيل التي يمررها المرشح المنخفض تزداد مع

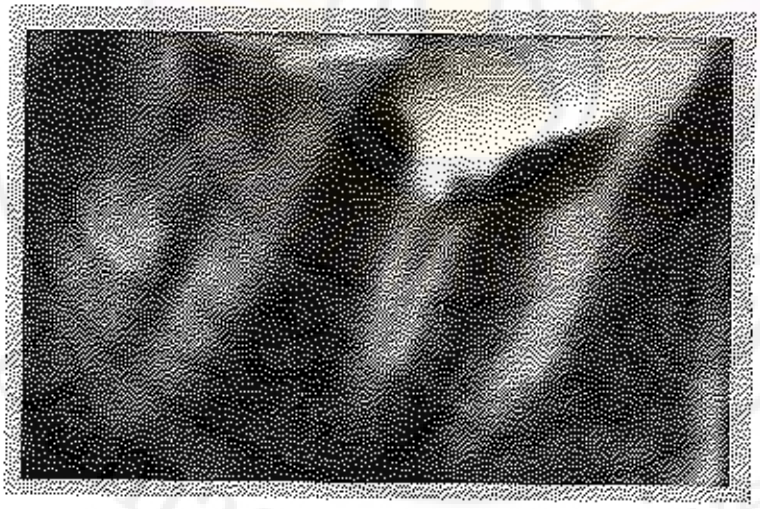
ارتفاع تردد القطع، كما سبق أن بيّنا في الفصل الخامس.يبين الشكل 15-22 نتيجة الترشيح عند D0=80 وتظهر الصورة وقد تم تنعيم الخطوط الأفقية.



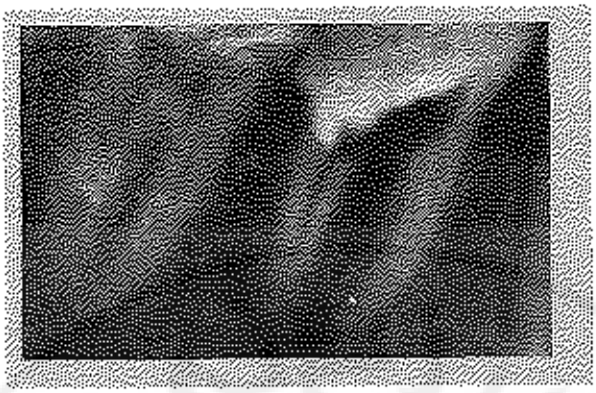
الشكل 15-20 تابع التحويل ونتيجة الترشيح المنخفض

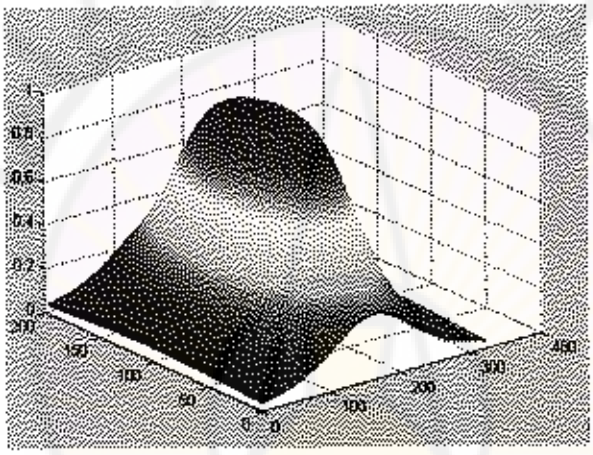
بمرشح بتروورث من الدرجة الثانيةوتردد القطع D0=10.





الشكل 15-21 الترشيح مع تردد قطع D0=20 مع تابع التحويل للمرشح.





الشكل 15–22 الصورة بعد الترشيح عند D0=80.

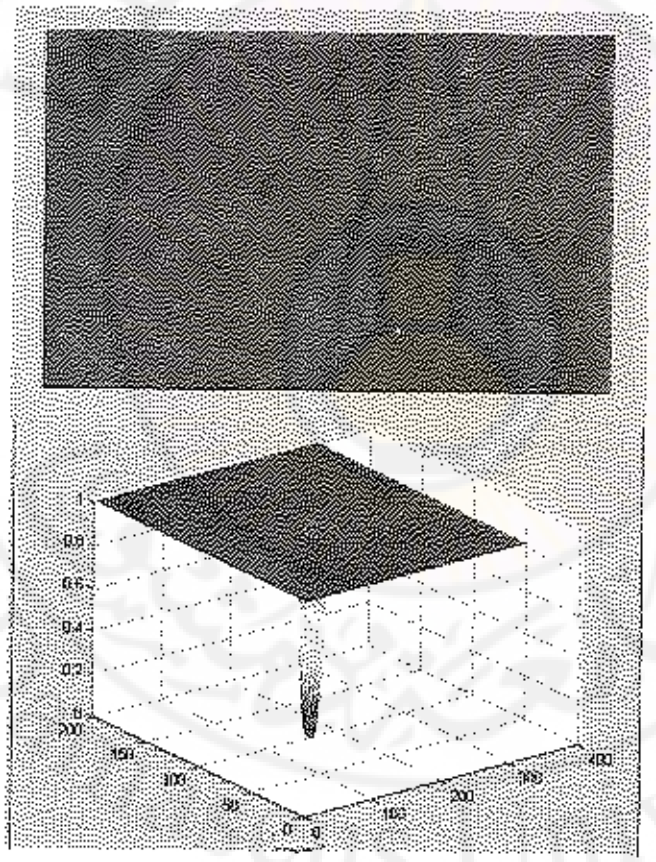
15–6 تنفيذ مرشح تمرير الترددات المرتفعة

مرشح تمرير الترددات المرتفعة مماثل لمرشح تمرير الترددات المنخفضة لكنه يمرر حيث يقطع الأول، وتكون قيمة تابع التحويل "1" للمرتفع في المكان الذي تكون فيه "()" للمنخفض والعكس الصحيح. ويصبح تابع تحويل مرشح الترددات المرتفعة "1" مطروحا

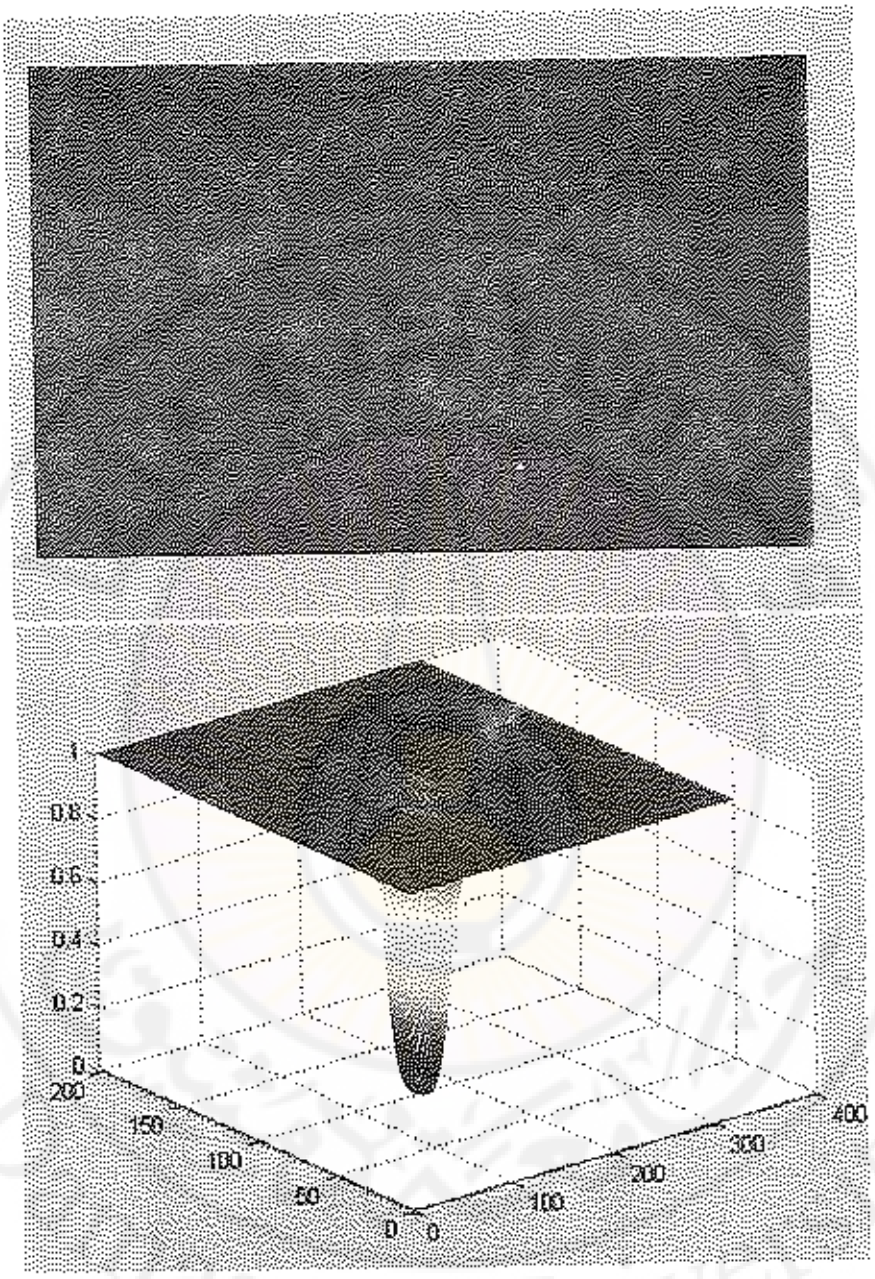
منه قيمة تابع تحويل مرشح تمرير الترددات المنخفضة، وحيث يعني الواحد التمرير الكامل والصفر القطع الكامل. وبتغيير السطر الأول في مجموعة التعليمات السابقة يصبح أداء المرشح تمريرا مرتفعا بدلا من تمرير منخفض كما يلي:

```
H=1-lpf(f,10,'btw',2);
```

يبين الشكل 15-23 و 24 نتيجة ترشيح التمرير المرتفع عند تردد قطع D0=10 و D0=20 للصورة نفسها مع تابع التحويل للمرشح.



الشكل 15-23 نتيجة التمرير المرتفع عند D0=10.



الشكل 15-24 نتيجة التمرير المرتفع عند D0=20.

15-7 أنواع مرشحات تمرير الترددات المنخفضة

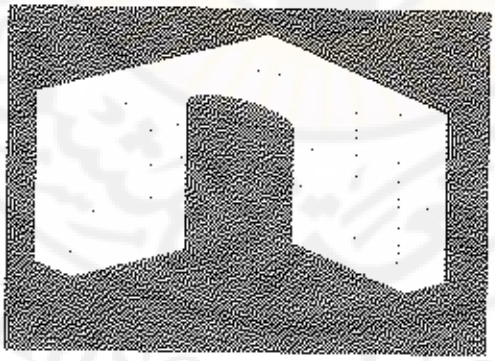
رأينا في الفصل الخامس أن المرشح المثالي يعاني من أثر ظهور الحلقات نتيجة حدة قطعه، وقلنا إنه يصلح وسيلة إيضاح فقط، وأن المرشح الغوصي أقل حدة في القطع و لا تظهر في نتائجه الحلقات، وأن مرشح بتروورث حل وسط بين الاثنين، ويمكن التحكم بحدة قطعه بتغيير درجته، وهو في جميع الأحوال أكثر حدة من الغوصي. نبين في هذا القسم توابع التحويل لهذه المرشحات الثلاثة باستخدام ماتلاب مع معادلة كل منها، ونورد برنامجا يسمح باختيار أي منها لاستخدامه في ترشيح صورة الدخل المطلوب معالجتها.

15-7-1 المرشح المثالي

تكتب معادلة المرشح المثالي بلغة ماتلاب كما يلي:

$$H=double(D<=D0)$$

يبين الشكل 15-25 تابع تحويل مرشح تمرير الترددات المنخفضة المثالي:



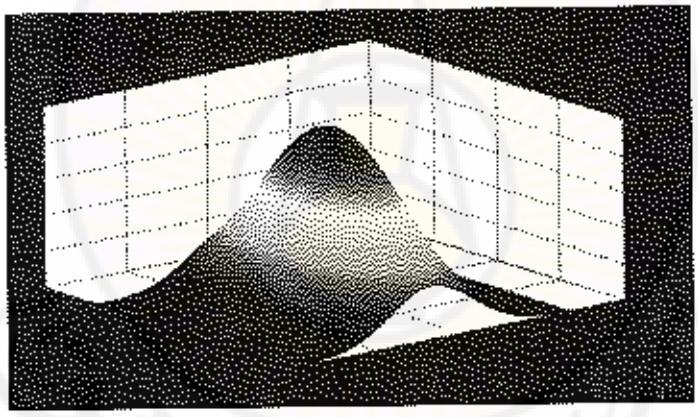
الشكل 15-25 تابع تحويل مرشح تمرير الترددات المنخفضة المثالي.

15-7-2 مرشح غاوص

تكتب معادلة المرشح الغوصي بلغة ماتلاب كما يلي:

$$H=\exp(-(D.^2)./(2*(D0^2)))$$

ومفيد أن نتذكر هنا أن D0 الموجودة في مخرج الأس هي في الأساس "الانتشار" معبرا عنه بالانحراف المعياري σ الذي يعطى عادة قيمة مسافة تردد القطع D0. يبين الشكل 15-26 تابع تحويل مرشح تمرير التردد المنخفض الغوصي:



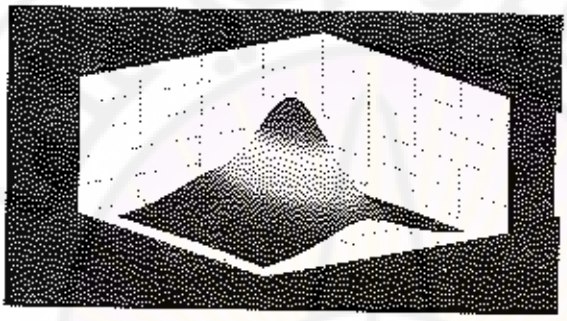
الشكل 15-26 مرشح التردد المنخفض الغوصي.

15-7-3 مرشح بتروورث

تكتب معادلة مرشح بتروورث بلغة ماتلاب كما يلي:

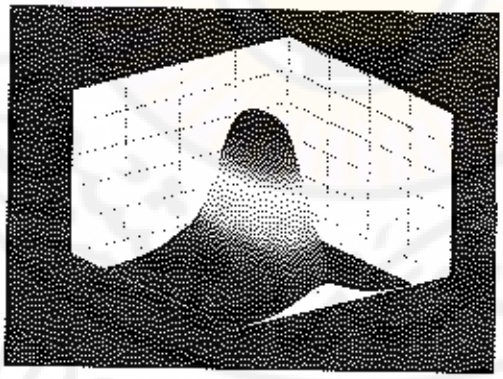
$$H=1./(1+(D./D0).^{(2*n)})$$

حيث أن n هي مرتبة المرشح. تبين الأشكال 15-27 و 28 و 29 و 30 شكل تابع تحويل هذا المرشح حسب درجته محددة بقيمة n.



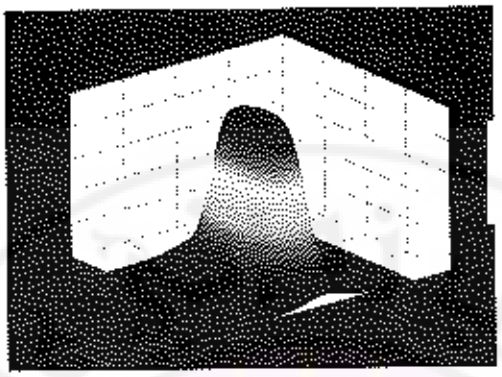
n=1

الشكل 15-27 شكل تابع تحويل مرشح بتروورث من الدرجة الأولى.



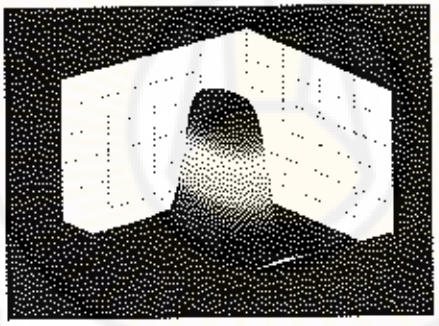
n=2

الشكل 15-28 شكل تابع تحويل مرشح بتروورث من الدرجة الثانية.



n=3

الشكل15-29 شكل تابع تحويل مرشح بتروورث من الدرجة الثالثة.



n=4

الشكل 15-30 شكل تابع تحويل مرشح بتروورث من الدرجة الرابعة.

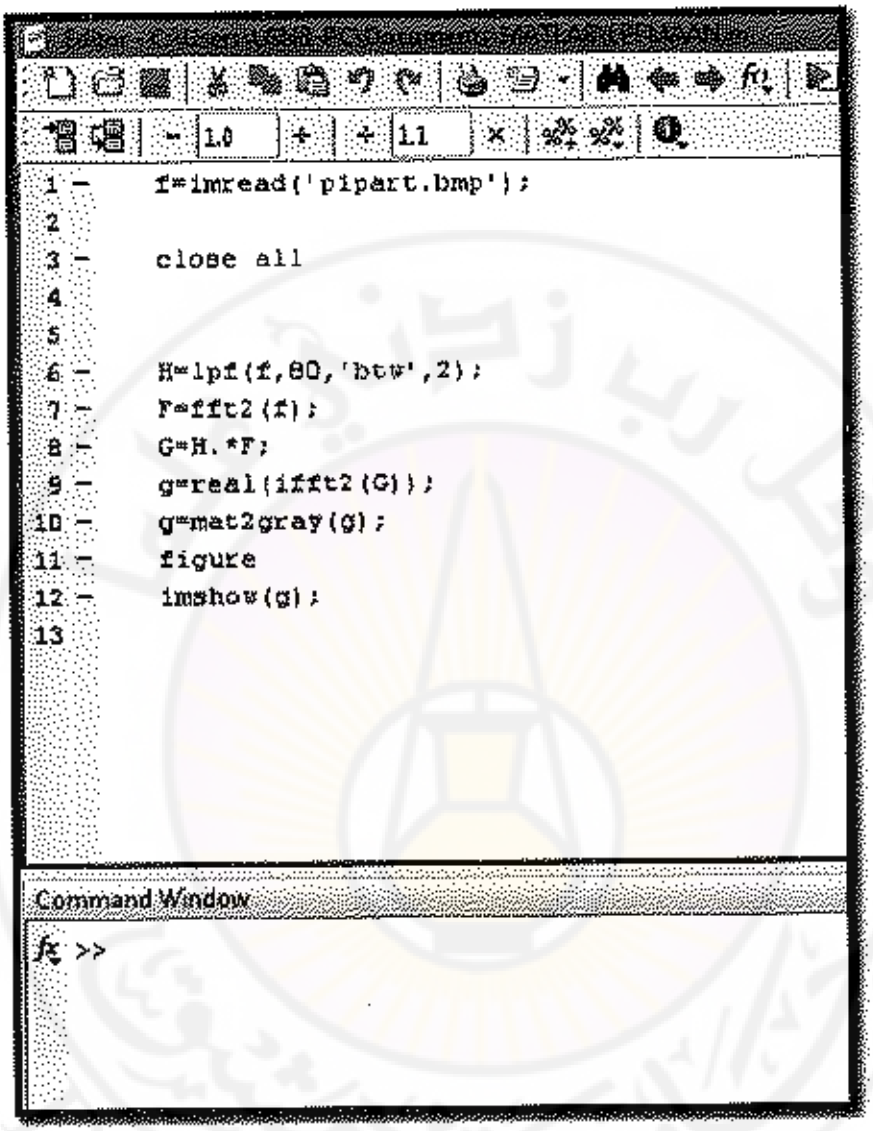
Damascus University

15-7-4 البرنامج العام لمرشحات التمرير المنخفض (المثالي وغاوس وبتروورث)

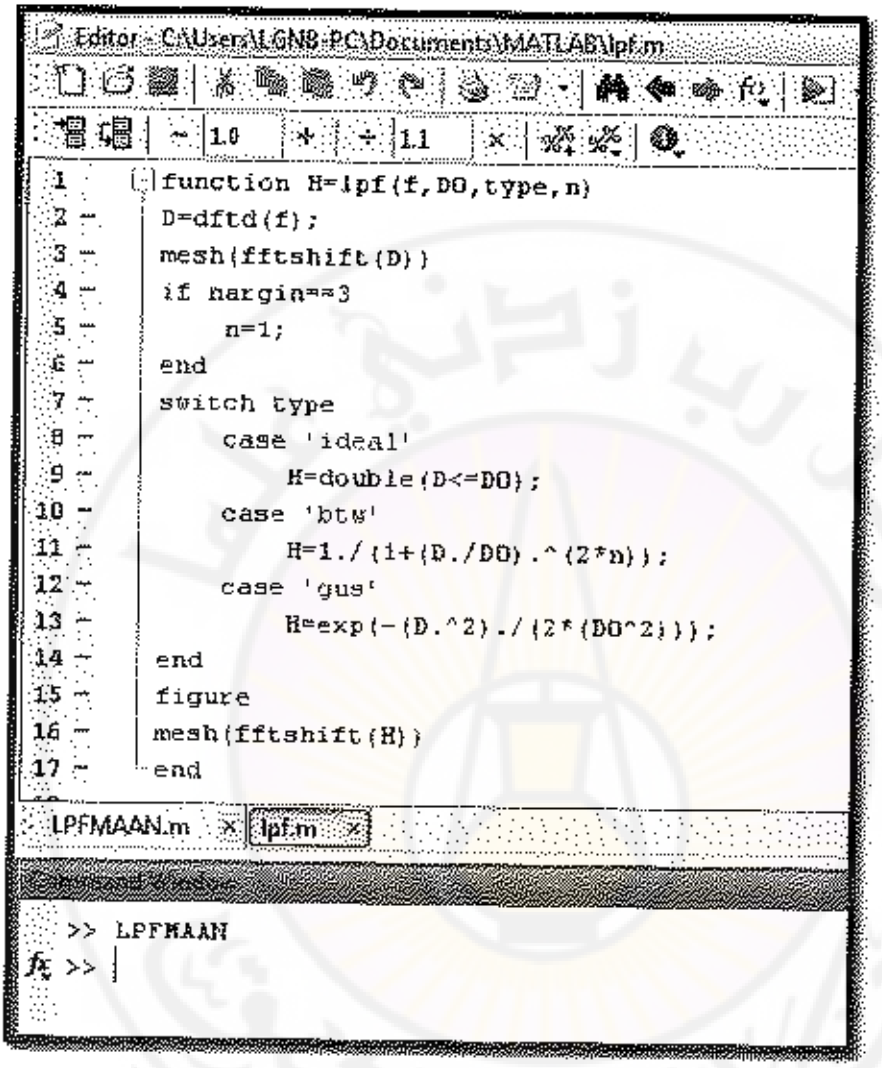
يستخدم هذا البرنامج ضمنا التابع D=dftd(f) الذي استخدمناه في حساب تابع المسافة ثنائي الأبعاد بقياس الصورة المراد ترشيحها.

يبين الشكل 15-31 برنامج مرشحات تمرير التردد المنخفض مخزنا باسم LPFMAAN وماخوذا عن شاشة الحاسوب مباشرة. يمكن استدعاؤه من خلال أيقونة run أو من خلال الملقن prompt بكتابة الاسم مباشرة. ويبين الشكل 15-32 التابع lpf الذي يستخدمه هذا البرنامج مع نتيجة تنفيذ البرنامج LPFMAAN عن طريق الملقن كما يظهر في الشاشة مع نتيجة التنفيذ وهي تابع المسافة ثنائي الأبعاد بإظهار ثلاثي الأبعاد وتابع التحويل من أجل مرشح نوع بتروورث من الدرجة الثانية، ونتيجة الترشيح عند تردد قطع $D_0=80$.

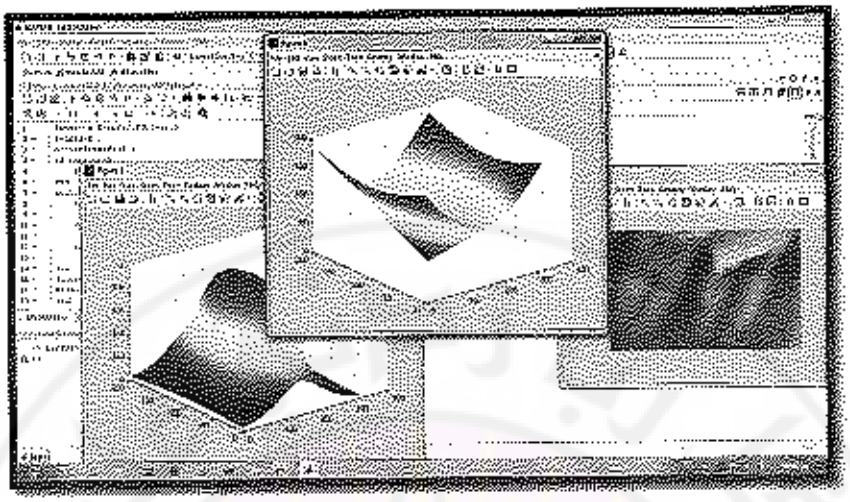
ويمكن تغيير نوع المرشح بتغيير رمزه ضمن إشارة الاقتباس في السطر 6 من البرنامج بوضع "ideal" أو "btw" أو "gus" وتغيير حدة القطع لمرشح بتروورث بتغيير الدرجة التي أعطيت "2"في الشكل 15-31. ويمكن تغيير الصورة المقروءة بتغيير اسمها في السطر الأول من البرنامج. ويبين الشكل 15-34 برنامج تابع المسافة المستخدمة في تابع المرشح lpf لتصبح الشاشات الثلاثة تحتوي البرنامج كاملا.



الشكل 15-31 برنامج مرشحات التردد المنخفضة مخزنا باسم LPFMAAN.



الشكل 15-32 التابع lpf الذي يستخدمه هذا البرنامج.



الشكل 15–33 نتيجة تشغيل البرنامج بإدخال **LPFMAAN** إلى الملقن.

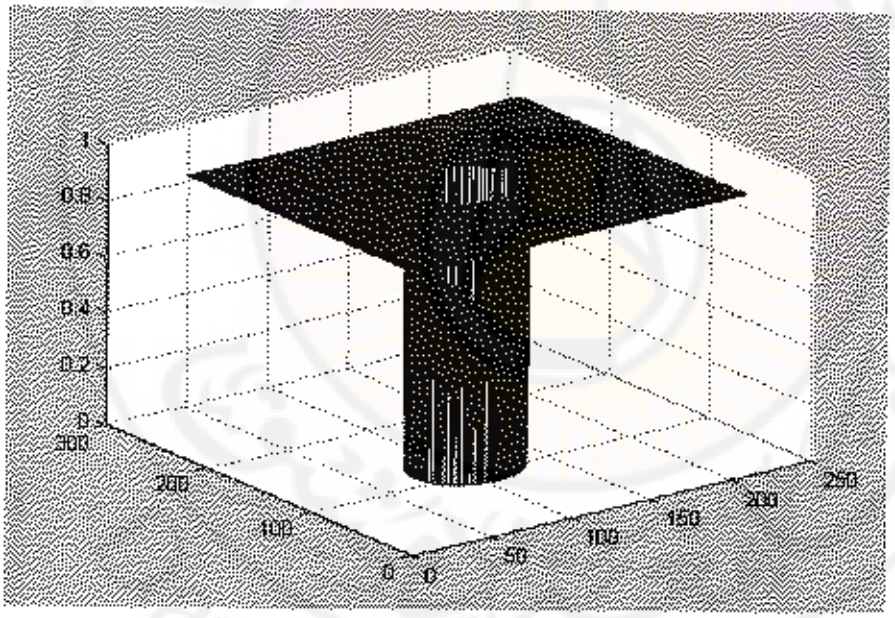
```
1 -   function [D]=dfcd(f)
2 -   [n,m]=size(f);
3 -   u=0:(m-1);
4 -   v=0:(n-1);
5 -   id=find(u>m/2);
6 -   u(id)=u(id)-m;
7 -   id=find(v>n/2);
8 -   v(id)=v(id)-n;
9 -   [U,V]=meshgrid(u,v);
10 -  D=sqrt(U.^2+V.^2);
11 -  end
12
```

الشكل 15–34 برنامج تابع المسافة.

15–8 مرشحات تمرير الترددات العالية

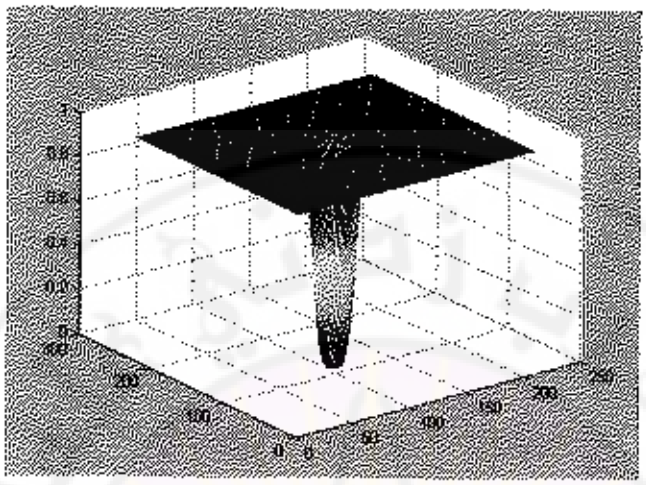
كما فعلنا في حالة مرشحات الترددات المنخفضة، سنورد معادلات مرشحات تمرير الترددات العالية مع تابع تحويل كل منها.

15–8–1 المرشح المثالي:H=double(D>=D0)



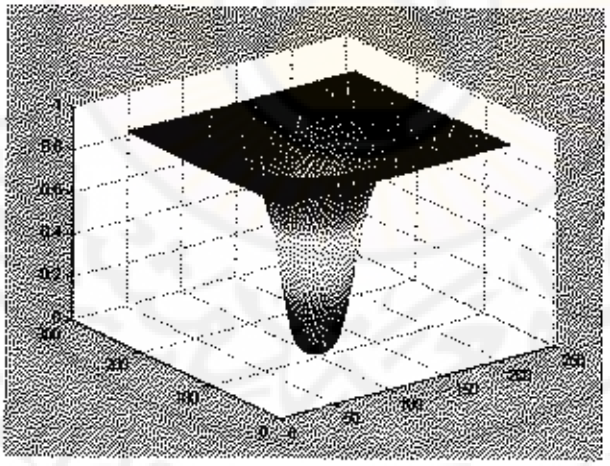
الشكل 15–35 تابع التحويل لمرشح تمرير الترددات العالية المثالي.

مرشح غاوص: H=1-exp(-(D.^2)./(2*(D0^2)))



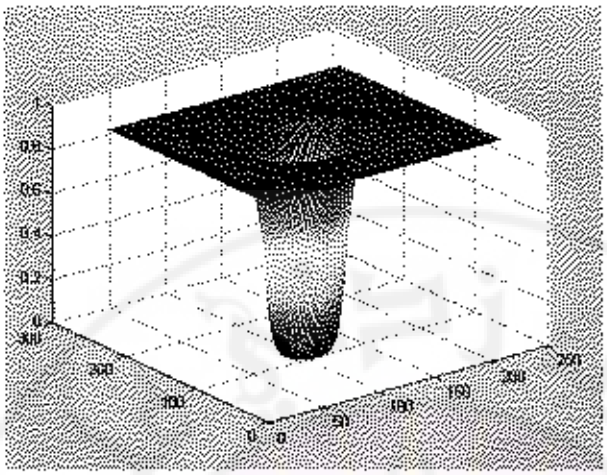
الشكل 15–36 تابع التحويل لمرشح تمرير الترددات العالية الغوصي.

مرشح بتروورث: H=1-1./(1+(D./D0).^(2*n))



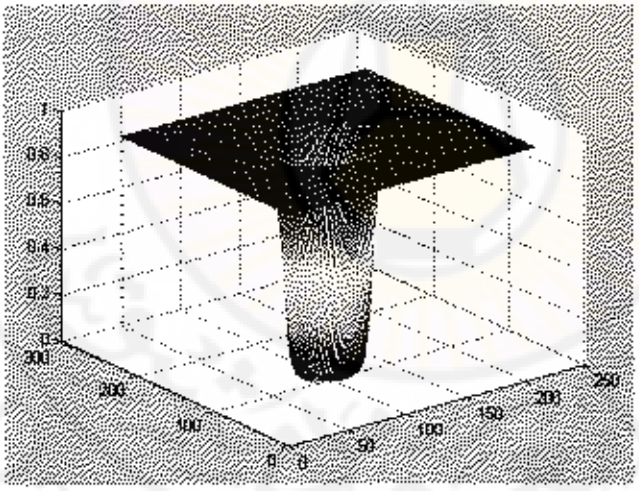
n=1

الشكل 15–37 تابع التحويل لمرشح تمرير الترددات العالية بتروورث درجة 1.



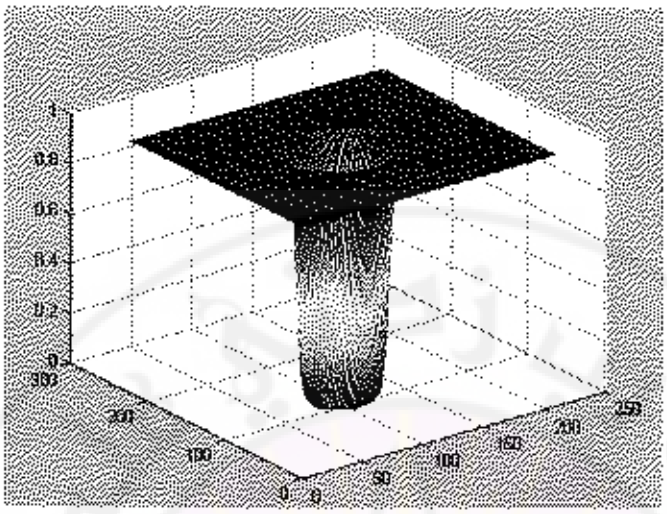
n=2

الشكل 15–38 تابع التحويل لمرشح تمرير الترددات العالية بترووورث درجة 2.



n=3

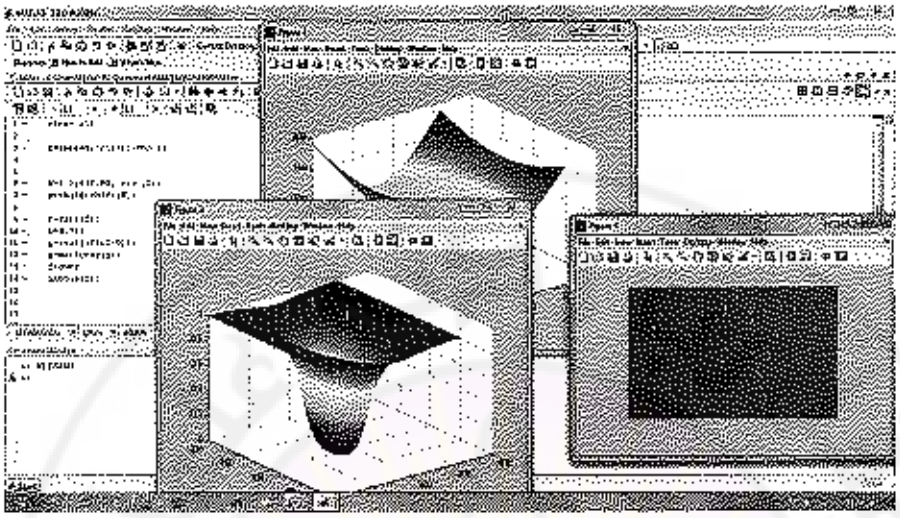
الشكل 15–39 تابع التحويل لمرشح تمرير الترددات العالية بترووورث درجة 3.



n=4

الشكل 15-40 تابع التحويل لمرشح تمرير الترددات العالية بتروورث درجة 4.

ونحصل على البرنامج العام لمرشحات التمرير العالي من المنخفض باستبدال "lpf" بـ "1-lpf"، ليصبح السطر 6 كما يلي ;H=1-lpf(f,50,'btw',2)، ونخزن البرنامج باسم آخر مثل HPFMAAN. يبين الشكل 15-41 استدعاء البرنامج الذي أنتج بهذه الطريقة واستجابته من أجل مرشح بتروورث من الدرجة 2 و D0=50.



الشكل 15–41 استجابة مرشح تمرير عالي بتروورث من الدرجة الثانية و $D_0=50$.

سؤال: كيف تستطيع أن تجعل صورة الترشيح العالي أكثر وضوحا بمعالجة لاحقة؟

المصطلحات إنكليزي–عربي

acequisition	تحصيل، استحصال
acoustic	صوتي
adjacency	تجاور
agent	وسيط
aliasing	تزييف
artificial intelligence	ذكاء صنعي
assist	يساعد
attribute	خاصة، صفة
automatic selection	الانتقاء الآلي
average	متوسط
averaging filters	مرشحات التوسيط
axial	محوري
background	خلفية
backward	عكسي الاتجاه
band Pass Filter	مرشح تمرير حزمة
band rejection filter	مرشح رفض حزمة
bandlimited	محدود المجال
base	قاعدة
based	مبني على
benign Tumor	ورم غير خبيث
bilinear	ثنائي الخطية
binary	ثنائي

bit map	خارطة البت(الصورة النقطية)
blind search	البحث الأعمى
block	كتلة
blurring	تغبيش
board	لوح
boarders	الحدود
boundary	حد
box	صندوق
breadth first	العرض أولا
bridging	جسر
brightness	لمعان
buffer	دارئ
butterworth	بتروورث
camera	كاميرا
card	بطاقة
Certainty Factor	عامل اليقين (التأكد)
chain code	سلسلة رموز
checker board effect	أثر المربعات
classification	تصنيف
classifier	مصنّف
clinical	سريري
closed	مغلق
closing	إغلاق
coefficients	معاملات
color	لون

column vector	متجه عمود
complement	متمم
completeness	كمال
component	مركّبة
compression	ضغط
computed	محسوب
computer	حاسوب
computer Aided	بمساعدة الحاسوب
computer science	علم الحاسوب
computer vision	إبصار حاسوبي
computerized	محوسب
comulative	تراكمي
connected component	مركبة متصلة
connectivity	اتصالية
content	محتوى
content based	مبني على المحتوى
continuous	مستمر
contours	كفافات
contrast	تباين
convex hull	القشرة (الغلاف) المحدبة
convolution	طي
convolution masks	أقنعة الطي
curvature	تقوس، انحناء
curve	منحني
cut off	قطع

cutoff frequency	تردد القطع
Scylindrical System	نظام الإحداثيات الأسطواني
cyst	كيسة
data	بيانات، معطيات
decision making	صنع القرار
declarative	تصريحي
density slicing	تشطير الكثافة
depth first	العمق أولا
description	وصف
device	جهاز
diagnosis	تشخيص
diffusion	انتشار
digital	رقمي
digital imaging	تصوير رقمي
digitization	رقمنة
digitized	مرقمَن
digitizer	مرقمِن
dilation	تمديد
direct	مباشر
discontinuity	انقطاع
discrete	متقطع
displacement	إزاحة
display	إظهار
distance	مسافة
distribution	توزيع

domain	مجال
domain expert	خبير في مجال ما
dot per length unit	نقطة في واحدة الطول
dye	صباغ
dynamic	حركي
edge extraction	استخلاص الحافة
edge linking	ربط الحواف
edges	حواف
electron	الكترون
electronic	الكتروني
Element	عنصر
emission	إصدار
empty	خال، فارغ
empty set	المجموعة الخالية
energy	طاقة
enhancement	تحسين
equalization	تسوية
Euclidean	أوقليدية
Euler number	رقم أولر
exclusive	خاص، حصري
expert system	نظام خبير
fact base	قاعدة حقائق
facts	حقائق
False	خاطئ
false positive	قبول خاطئ (قرار خاطئ)

far	بعيد
feature	خاصة
film	غشاء، فيلم تصوير
filter	مرشح، مرشاح
filtering	ترشيح
formal	رسمي، منهجي
forward	أمامي
Fourier descriptors	واصفات فوريه
Fourier spectrum	طيف فوريه
fovea	الحفيرة
frame	إطار
frequency	تردد
frequency domain	مجال ترددي
frequency rectangle	مستطيل التردد
frequency variables	متحولات التردد
full color	الألوان الكاملة
function	تابع، وظيفةن دالة
functional	وظيفي
Fuzzy logic	المنطق الاحتمالي
Fuzzy (possibilistic)	احتمالي
game	لعبة
gamma	غاما
gamma correction	تصحيح غاما
Gaussian	غاوصي (غوصي)
Gaussian Low Pass filter	مرشح التردد المنخفض

	الغوصي
Generated	مولَّد
global	إجمالي
gradient	تدرج
Graphic	رسومي
gray	رمادي
hardcopy	نسخة صلبة
hardware	عتاد، كيان صلب
header	ترويسة
health care	العناية الصحية
Hepatoblastoma	ورم أرومي كبدي
Hepatocellular	متعلق بالخلايا الكبدية
heuristic knowledge	المعرفة التخمينية
heuristic rules	القواعد التخمينية
heuristic search	البحث التخميني
heuristically	تخمينيا
high pass filtering	ترشيح تمرير الترددات العالية
high pressure	ضغط عال
high-boost filtering	الترشيح مع تعزيز الترددات العالية
hight	ارتفاع
histogram	الهيستوغرام
histogram matching	مطابقة الهيستوغرام
hole	ثقب
Hue	النقبة اللونية

ideal filter	مرشح مثالي
Ideal High Pass filter	مرشح تمرير عالي مثالي
Ideal Low Pass filter	مرشح تمرير منخفض مثالي
identity	تماثل
illumination	إضاءة
image	صورة
image description	وصف الصورة
image features	خصائص الصورة
image management	إدارة الصور
image recognition	تعرّف الصور
image segmentation	تجزيء الصورة
image subtraction	طرح الصور
image variables	متحولات الصورة
imaging	تصوير
individual	فردي
inference control	التحكم بالاستدلال
inference engine	محرك الاستدلال
infrared	تحت الأحمر
integer	صحيح
intelligence	ذكاء
intelligent	ذكي
intelligent system	نظام ذكي
intensity	شدّة
internal	داخلي
interpolation	استكمال

invariant	لا متغير
inverse	عكسي
irregular	شاذ
isotropic	متسق الاتجاهات
Joint Photographic Group	مجموعة التصوير المتحدة
Kernel	نواة
knowledge	معرفة
knowledge based	مبني على المعرفة
Laplacian	اللابلاسيان (مشتق من الدرجة الثانية)
law	قانون
learning	تعلُّم
level	مستوى
linear	خطي
linguistics	لسانيات
Lisp	الليسب (لغة حاسوب)
local enhancement	تحسين موضعي
Log	لوغاريتمي
log transformation	التحويل اللوغاريتمي
lookup	بحث عن
low	منخفض
lumen	اللومن (وحدة قياس شدة إضاءة)، تجويف
luminance	سطوع
machine	آلة (حاسوب)

magnetic	مغناطيسي
malignant tumor	ورم خبيث
mapping	نقل (من شكل لآخر)
mask	قناع
mask mode	نمط القناع
masking	تقنيع
mass	كتلة
matching	مطابقة
max filter	مرشح القيمة العظمى
mean	متوسط
measure	قياس
median filter	المُرشح الأوسطي
medical	طبي
medical information	معلومات طبية
member	عضو
merge	يدمج
meta knowledge	معرفة ميتا (المعرفة حول المعرفة)
microdensitometers	مقياس الكثافة الضوئية الدقيق
microscope	مجهر
microscopy	علم الميكروسكوب
min filter	مرشح القيمة الدنيا
minimum distance	المسافة الدنيا
mixed adjacency	التجاور المختلط

modelling	نمذجة
modules	مديول (نموذج)
moment	عزم
monochromatic	أحادي اللون (رمادي)
monochrome	صورة رمادية
morphological	مورفولوجي (شكلي)
morphology	علم الأشكال
Magnetic Resonance	الرنين المغناطيسي
multithresholding	التعتيب متعدد العتبات
multiresolution	متعدد الميز (الدقة)
near	قرب
nearest	الأقرب
negative	سالب
neighbor	جار
neighborhood	جوار
networking	تشبيك
noninvasive	غير باضع، غير جراحي
nonlinear	غير خطي
normalized	مقيَّس
object	جسم
on-line	آني
opening	فتح
operator	عامل مؤثر
oriented	موجَّه
origin	المبدأ (أصل)

oversampling	اعتيان زائد
path	ممر
pattern	نمط
perephiral	محيطي
personal	شخصي
phase angle	زاوية الطور
Photon	الفوتون (وحدة طاقة)
pictorial databases	قواعد البيانات التصويرية
picture	صورة
piecewise	على وتيرة ثابتة
pixel	عنصر صورة
plane	مستوي
point	نقطة
positron	بوزيترون
power	قدرة، استطاعة
power spectrum	طيف القدرة
predicate calculus	الحساب الإسنادي(الخبري)
preprocessing	معالجة أولية
Principal Analysis	التحليل باستخدام المركبات الرئيسة
problem	مسألة
problem domain	مجال المسألة
procedural	إجرائي
processing	معالجة
production rules	قواعد إنتاج

profile	منظر جانبي (مسقط)،بروفيل
Prolog	لغة البرولوغ للبرمجة الحاسوبية
pseudo color	لون زائف (غير حقيقي)
pseudo color image	صورة بالألوان الزائفة
quantization	تكمية
radiance	إشعاع
radiologist	مختص أشعة
ramp	المنحدار
range	مدى، مجال
rate	معدل
raw data	بيانات خام
ray	شعاع
realtime	زمن حقيقي
reasoning	استنتاج
recognition	تعرف، تمييز
reconstruction	إعادة بناء
reflection	انعكاس
region	منطقة
region growing	تنمية المناطق
region of interest	المنطقة موضع الاهتمام
region oriented	موجه بالمناطق
rendering	دمج، إذابة
replication	نسخ، تكرار
representation	تمثيل
research	بحث

reslicing	إعادة التشطير
resolution	ميز، دقة تمييز
resonance	رنين
restoration	استرجاع
retina	شبكية العين
retrieval engine	محرك استرجاع
retrospective	ارتجاعي
RGBimage	صورة ملونة
ringing	اهتزاز
rods	عصيات (العين)
rule-based expert system	نظام خبير مبني على القواعد
rules	قواعد
salt-and-peper	ملح وفلفل (ضجيج)
sampling	اعتيان
scalar product	الجداء الداخلي (غير موجه)
scanners	ماسح
scan	يمسح
scene	مشهد
segmentation	تجزيء
selection	انتقاء، اختيار
SEM	مجهر المسح الإلكتروني
semantic networks	الشبكات الدلالية
semi-thresholding	تعتيب جزئي
sensing	استشعار، تحسس
sensor	محساس، متحسّس

set theory	نظرية المجموعات
sharpen	يزيد حدة (تفاصيل)
short	قصير
shrinking	تقليص
signature	توقيع
similarity	تشابه
similarity measure	قياس تشابه
skeleton	هيكل
slice	شريحة
slicing	تشطير
smoothing	تنعيم
smoothness	نعومة
Sobeloperators	عاملي صوبل المؤثرين
software	برمجيات
sort	يفرز (تصاعديا أو تنازليا)
source	مصدر
spatial	حيّزي
spatial filtering	الترشيح الحيزي
spatial variables	المتحولات الحيزية
speech	كلام
spell checker	فاحص التهجئة
SPIDEWR	حزمة برمجية لمعالجة الصور
split	يقسم
spread	ينتشر
standalone system	نظام قائم بذاته

statements	جمل
static	ساكن
statistical	إحصائي
step	خطوة
storage	تخزين
streaching	مد (بسط)
structural	بنيوي
structuring element	عنصر تشكيل
studies	دراسات
subimage	صورة فرعية، صورة جزئية
super	فائق
supportvector	متجه داعم
suspicious	مشبوه، مشتبه فيه
syntactic	قواعدي
synthetic	تركيبي
technique	تقنية
template	طبعة، نافذة
temporal	زماني (متعلق بالزمن)
term	حد، مصطلح
texture	تركيب، بنية
texture features	خصائص تركيب
therapy	معالجة، مداواة
thresholding	تعتيب
tilt	إمالة
tomography	التصوير المقطعي

training	تدريب
transfer function	تابع التحويل
transform variables	متحولات التحويل
transformation	تحويل
transmission	نقل
triangulation	تثليث
truly intelligent	ذكي بحق
tube	صمام، أنبوب
tuple	حقل
ultrasound	فوق صوتي
undersampling	اعتيان ناقص
understanding	فهم
unit vectors	متجهات الوحدة
unsharp masking	تقنيع غير حاد (إبراز التفاصيل بطرح المتوسط)
user	مستخدم
variance	تفاوت
vector	متجه
vector form	صيغة اتجاهية
vector product	جداء اتجاهي
verification	التحقق من صحة ..
visible human	الإنسان المرئي
vision	رؤية
visual	بصري
visualquery	استعلام بصري

visualization	إظهار بصري
waighted	موزن
washed out	مغسول، باهت
watershed	برك مائية
Wavelet Transform	تحويل الموجة
wavelets	مويجات
Waves	موجات
Width	عرض
window	نافذة
wisdom	حكمة
X-ray	أشعة سينية
zooming	تبعيد أو تقريب ن تصغير أو تكبير

المصطلحات عربي- إنكليزي

computer vision	إبصار حاسوبي
connectivity	اتصالية
checker board effect	أثر المربعات
procedural	إجرائي
global	إجمالي
monochromatic	أحادي اللون (رمادي)
Fuzzy (possibilistic)	احتمالي
statistical	إحصائي
image management	إدارة الصور
retrospective	ارتجاعي
hight	ارتفاع
displacement	إزاحة
edge extraction	استخلاص الحافة
restoration	استرجاع
sensing	استشعار، تحسس
visualquery	استعلام بصري
interpolation	استكمال
reasoning	استنتاج
radiance	إشعاع
X-ray	أشعة سينية
emission	إصدار
illumination	إضاءة

frame	إطار
display	إظهار
visualization	إظهار بصري
reslicing	إعادة التشطير
reconstruction	إعادة بناء
sampling	اعتيان
oversampling	اعتيان زائد
undersampling	اعتيان ناقص
closing	إغلاق
nearest	الأقرب
convolution masks	أقنعة الطي
machine	آلة (حاسوب)
electron	ألكترون
electronic	ألكتروني
full color	الألوان الكاملة
tilt	إمالة
forward	أمامي
diffusion	انتشار
automatic selection	الانتقاء الآلي
selection	انتقاء، اختيار
ramp	انحدار
visible human	الإنسان المرئي
reflection	انعكاس
discontinuity	انقطاع
on-line	آني

ringing	اهتزاز
Euclidean	أوقليدية
butterworth	بتروورث
research	بحث
blind search	البحث الأعمى
heuristic search	البحث التخميني
lookup	بحث عن
watershed	برك مائية
software	برمجيات
visual	بصري
card	بطاقة
far	بعيد
computer Aided	بمساعدة الحاسوب
structural	بنيوي
positron	بوزيترون
raw data	بيانات خام
data	بيانات، معطيات
transfer function	تابع التحويل
function	تابع، وظيفةتن دالة
contrast	تباين
zooming	تبعيد أو تقريب ، تصغير أو تكبير
triangulation	تثليث
adjacency	تجاور
mixed adjacency	التجاور المختلط

segmentation	تجزيء
image segmentation	تجزيئ الصورة
infrared	تحت الأحمر
enhancement	تحسين
local enhancement	تحسين موضعي
acequisition	تحصيل، استحصال
verification	التحقق من صحة
inference control	التحكم بالاستدلال
Principal Analysis	التحليل باستخدام المركبات الرئيسة
transformation	تحويل
log transformation	التحويل اللوغاريتمي
Wavelet Transform	تحويل المويجة
storage	تخزين
heuristically	تخمينيا
gradient	تدرج
training	تدريب
comulative	تراكمي
frequency	تردد
cutoff frequency	تردد القطع
filtering	ترشيح
spatial filtering	الترشيح الحيزي
high pass filtering	ترشيح تمرير الترددات العالية
high-boost filtering	الترشيح مع تعزيز الترددات العالية

texture	تركيب، بنية
synthetic	تركيبي
header	ترويسة
aliasing	تزييف
equalization	تسوية
similarity	تشابه
networking	تشبيك
diagnosis	تشخيص
slicing	تشطير
density slicing	تشطير الكثافة
gamma correction	تصحيح غاما
declarative	تصريحي
classification	تصنيف
imaging	تصوير
tomography	التصوير المقطعي
digital imaging	تصوير رقمي
thresholding	تعتيب
semi-thresholding	تعتيب جزئي
multithresholding	التعتيب متعدد العتبات
image recognition	تعرف الصور
recognition	تعرف، تمييز
learning	تعلُّم
blurring	تغبيش
variance	تفاوت
shrinking	تقليص

technique	تقنية
masking	تقنيع
unsharp masking	تقنيع غير حاد (إبراز التفاصيل بطرح المتوسط)
curvature	تقوس، انحناء
quantization	تكمية
identity	تماثل
representation	تمثيل
dilation	تمديد
smoothing	تنعيم
region growing	تنمية المناطق
distribution	توزيع
signature	توقيع
hole	ثقب
binary	ثنائي
bilinear	ثنائي الخطية
neighbor	جار
vector product	جداء اتجاهي
scalar product	الجداء الداخلي (غير موجه)
bridging	جسرُ
object	جسم
statements	جمل
device	جهاز
neighborhood	جوار
computer	حاسوب

boundary	حد
term	حد، مصطلح
boarders	الحدود
dynamic	حركي
SPIDEWR	حزمة برمجية لمعالجة الصور
predicate calculus	الحساب الإسنادي(الخبري)
fovea	الحفيرة
facts	حقائق
tuple	حقل
wisdom	حكمة
edges	حواف
spatial	حيّزي
bit map	خارطة البت(الصورة النقطية)
exclusive	خاص، حصري
feature	خاصة
attribute	خاصة، صفة
False	خاطئ
empty	خال، فارغ
domain expert	خبير في مجال ما
image features	خصائص الصورة
texture features	خصائص تركيب
step	خطوة
linear	خطي
background	خلفية
internal	داخلي

buffer	دارئ
studies	دراسات
rendering	دمج، إذابة
intelligence	ذكاء
artificial intelligence	ذكاء صنعي
intelligent	ذكي
truly intelligent	ذكي بحق
edge linking	ربط الحواف
formal	رسمي، منهجي
Graphic	رسومي
Euler number	رقم أولر
digitization	رقمنة
digital	رقمي
gray	رمادي
resonance	رنين
Magnetic Resonance	الرنين المغناطيسي
vision	رؤية
phase angle	زاوية الطور
temporal	زماني (متعلق بالزمن)
realtime	زمن حقيقي
static	ساكن
negative	سالب
clinical	سريري
luminance	سطوع
chain code	سلسلة رموز

irregular	شاذ
semantic networks	الشبكات الدلالية
retina	شبكية العين
personal	شخصي
intensity	شدّة
slice	شريحة
ray	شعاع
dye	صباغ
integer	صحيح
tube	صمام، أنبوب
box	صندوق
decision making	صنع القرار
acoustic	صوتي
image	صورة
picture	صورة
pseudo color image	صورة بالألوان الزائفة
monochrome	صورة رمادية
subimage	صورة فرعية، صورة جزئية
RGBimage	صورة ملونة
vector form	صيغة اتجاهية
compression	ضغط
high pressure	ضغط عال
energy	طاقة
template	طبعة، نافذة
medical	طبي

image subtraction	طرح الصور
convolution	طي
power spectrum	طيف القدرة
Fourier spectrum	طيف فوريه
Certainty Factor	عامل اليقين (التأكد)
operator	عامل مؤثر
Sobeloperators	عاملي صوبل المؤثرين
hardware	عتاد، كيان صلب
Width	عرض
breadth first	العرض أولا
moment	عزم
rods	عصيات (العين)
member	عضو
inverse	عكسي
backward	عكسي الاتجاه
morphology	علم الأشكال
computer science	علم الحاسوب
microscopy	علم الميكروسكوب
piecewise	على وتيرة ثابتة
depth first	العمق أولا
health care	العناية الصحية
Element	عنصر
structuring element	عنصر تشكيل
pixel	عنصر صورة
gamma	غاما

Gaussian	غاوصي (غوصي)
film	غشاء، فيلم تصوير
noninvasive	غير باضع، غير جراحي
nonlinear	غير خطي
spell checker	فاحص التهجئة
super	فائق
opening	فتح
individual	فردي
understanding	فهم
Photon	الفوتون (وحدة طاقة)
ultrasound	فوق صوتي
base	قاعدة
fact base	قاعدة حقائق
law	قانون
false positive	قبول خاطئ (قرار خاطئ)
power	قدرة، استطاعة
near	قرب
convex hull	القشرة (الغلاف) المحدبة
short	قصير
cut off	قطع
mask	قناع
rules	قواعد
pictorial databases	قواعد البيانات التصويرية
heuristic rules	القواعد التخمينية
production rules	قواعد إنتاج

syntactic	قواعدي
measure	قياس
similarity measure	قياس تشابه
camera	كاميرا
block	كتلة
mass	كتلة
contours	كفافات
speech	كلام
completeness	كمال
cyst	كيسة
invariant	لا متغير
Laplacian	اللابلاسيان (مشتق من الدرجة الثانية)
linguistics	لسانيات
game	لعبة
Prolog	لغة البرولوغ للبرمجة الحاسوبية
brightness	لمعان
board	لوح
Log	لوغاريتمي
lumen	اللومن (وحدة قياس شدة إضاءة)، تجويف
color	لون
pseudo color	لون زائف (غير حقيقي)
Lisp	الليسب (لغة حاسوب)
direct	مباشر

origin	المبدأ (أصل)
based	مبني على
content based	مبني على المحتوى
knowledge based	مبني على المعرفة
vector	متجه
supportvector	متجه داعم
column vector	متجه عمود
unit vectors	متجهات الوحدة
transform variables	متحولات التحويل
frequency variables	متحولات التردد
spatial variables	المتحولات الحيزية
image variables	متحولات الصورة
isotropic	متسق الاتجاهات
multiresolution	متعدد الميز (الدقة)
Hepatocellular	متعلق بالخلايا الكبدية
discrete	متقطع
complement	متمم
average	متوسط
mean	متوسط
domain	مجال
problem domain	مجال المسألة
frequency domain	مجال ترددي
Joint Photographic Group	مجموعة التصوير المتحدة
empty set	المجموعة الخالية
microscope	مجهر

SEM	مجهر المسح الألكتروني
content	محتوى
bandlimited	محدود المجال
retrieval engine	محرك استرجاع
inference engine	محرك الاستدلال
sensor	محساس، متحسّس
computed	محسوب
axial	محوري
computerized	محوسب
perephiral	محيطي
radiologist	مختص أشعة
streaching	مد (بسط)
range	مدى، مجال
modules	مديول (نموذج)
median filter	المرشح الأوسطي
Gaussian Low Pass filter	مرشح التردد المنخفض الغوصي
min filter	مرشح القيمة الدنيا
max filter	مرشح القيمة العظمى
band Pass Filter	مرشح تمرير حزمة
Ideal High Pass filter	مرشح تمرير عالي مثالي
Ideal Low Pass filter	مرشح تمرير منخفض مثالي
band rejection filter	مرشح رفض حزمة
ideal filter	مرشح مثالي
filter	مرشح، مرشاح

averaging filters	مرشحات التوسيط
digitized	مرقمن
digitizer	مرقمن
component	مركّبة
connected component	مركبة متصلة
distance	مسافة
minimum distance	المسافة الدنيا
problem	مسألة
user	مستخدم
frequency rectangle	مستطيل التردد
continuous	مستمر
level	مستوى
plane	مستوي
suspicious	مشبوه، مشتبه فيه
scene	مشهد
source	مصدر
classifier	مصنّف
matching	مطابقة
histogram matching	مطابقة الهيستوغرام
processing	معالجة
preprocessing	معالجة أولية
therapy	معالجة، مداواة
coefficients	معاملات
rate	معدل
knowledge	معرفة

heuristic knowledge	المعرفة التخمينية
meta knowledge	معرفة ميتا (المعرفة حول المعرفة)
medical information	معلومات طبية
washed out	مغسول، باهت
closed	مغلق
magnetic	مغناطيسي
microdensitometers	مقياس الكثافة الضوئية الدقيق
normalized	مقيَّس
salt-and-peper	ملح وفلفل (ضجيج)
path	ممر
curve	منحني
low	منخفض
Fuzzy logic	المنطق الاحتمالي
region	منطقة
region of interest	المنطقة موضع الاهتمام
profile	منظر جانبي (مسقط)،بروفيل
scanners	مواسح
Waves	موجات
oriented	موجَّه
region oriented	موجه بالمناطق
morphological	مورفولوجي (شكلي)
waighted	موزّن
Generated	مولَّد

wavelets	مويجات
resolution	ميز، دقة تمييز
window	نافذة
replication	نسخ، تكرار
hardcopy	نسخة صلبة
Scylindrical System	نظام الإحداثيات الأسطواني
expert system	نظام خبير
rule-based expert system	نظام خبير مبني على القواعد
intelligent system	نظام ذكي
standalone system	نظام قائم بذاته
set theory	نظرية المجموعات
smoothness	نعومة
Hue	النغمة اللونية
point	نقطة
dot per length unit	نقطة في واحدة الطول
transmission	نقل
mapping	نقل (من شكل لآخر)
modelling	نمذجة
pattern	نمط
mask mode	نمط القناع
Kernel	نواة
histogram	هيستوغرام
skeleton	هيكل
Fourier desriptors	واصفات فوريه
Hepatoblastoma	ورم أرومي كبدي

malignant tumor	ورم خبيث
benign Tumor	ورم غير خبيث
agent	وسيط
description	وصف
image description	وصف الصورة
functional	وظيفي
merge	يدمج
sharpen	يزيد حدة (تفاصيل)
assist	يساعد
sort	يفرز (تصاعديا أو تنازليا)
split	يقسم
scan	يمسح
spread	ينتشر

Damascus University

المراجع العلمية

عمار معن، **معالجة الصورة الرقمية**، المركز العربي للتعريب والترجمة والتأليف والنشر ، دمشق، 1992 (ترجمة من الإنكليزية إلى العربية **لكتاب غونزاليز**).

عمار معن، **معالجة الصور الطبية**، منشورات جامعة دمشق، 1993.

عمار معن، **نظم الإظهار الطبية**، منشورات جامعة دمشق، 1994.

Alsamman B. and Ammar M., 2011, **Using Image Processing Techniques for Automatic Extraction of Liver Suspicious Regions from X-Ray Computed Tomography Images**, Tishreen University Journal.

AlSamman B., 2011, **Extraction of Liver Cancer Regions from CT images for computer aided diagnosis**, Biomedical Eng. Dept., Damascus University, Master Thesis (in Arabic).

Ammar M., 2011, Raising the performance of automatic signature verification over that obtainable by using the best feature set, IJPRAI, 2(183-206).

Ammar M., 2011, **Intelligent signature verification and analysis**, Lambert Academic Publishing (LAP), Germany.

Ammar M., 2003, **Application of Artificial Intelligence and Computer Vision techniques to signatory recognition**, Pakistan Journal of Information and Technology, 2(1): 44-51.

Ammar M.,2002, **Method and apparatus for verification of signatures, United States Patent:** No. 6424728 , 07/23/2002, U.S.A.

Boser B. E., et al, 1992, **A training algorithm for optimal margin classifiers**, In D. Haussler, editor, 5th Annual ACM Workshop on COLT, pages , 144–152, Pittsburgh, PA, ACM Press.

Charniak E. et al, 1985, **Introduction to Artificial Intelligence**, Addison Wesely.

Forsyth R., 1984, **Expert systems: principles and case studies**, Chapman and Hall, the Usiversity Press.

George F. Luger, et al, 2003,**Artificial intelligence: structures and strategies for complex problem solving**.

Gerald S., et al, 2008, **Computational intelligence in medical imaging**, CRC Press.

Gonzalez R. 2009, **Image processing using Matalab**, Gatesmark publishing.

Gonzalez R. and Wood E., **Digital image processing**, Printice hall, 2002.

Peter J., 19991, **Introduction to Expert Systems**, Addison Wesley,.

Pitas I., 2000, **Digital image processing algorithms and applications**, , John Willey & Sons Inc.

Pratt W. K., Digital Image Processing, 2001, John Wiley & Sons, Inc.

Souli M., et al, 2011, **Automatic selection of the best CT slice for diagnosis**, graduation progect, Biomedical Engineerin Department, FMEE, Damascus University.

Steven G., et al, 1989, **Knowledge Based systems: A Manager's Perspective**, T P R..

Stuart R. et al, 1995, **Artificial Intelligence: A Modern Approach**, Prentic Hall.

Turban E., et al, 2005, **Decision Support Systems and Intelligent Systems**, Prentic Hall.

Wang P. S. P., 2011, Pattern Recognition, Machine Intelligence and Biometrics, Springer and Higher Education Press (HEP).

Yasuda T., 1988, **A system for simulation of Carniofacial surgeries, Nagoya University**, Nagoya, Japan

Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

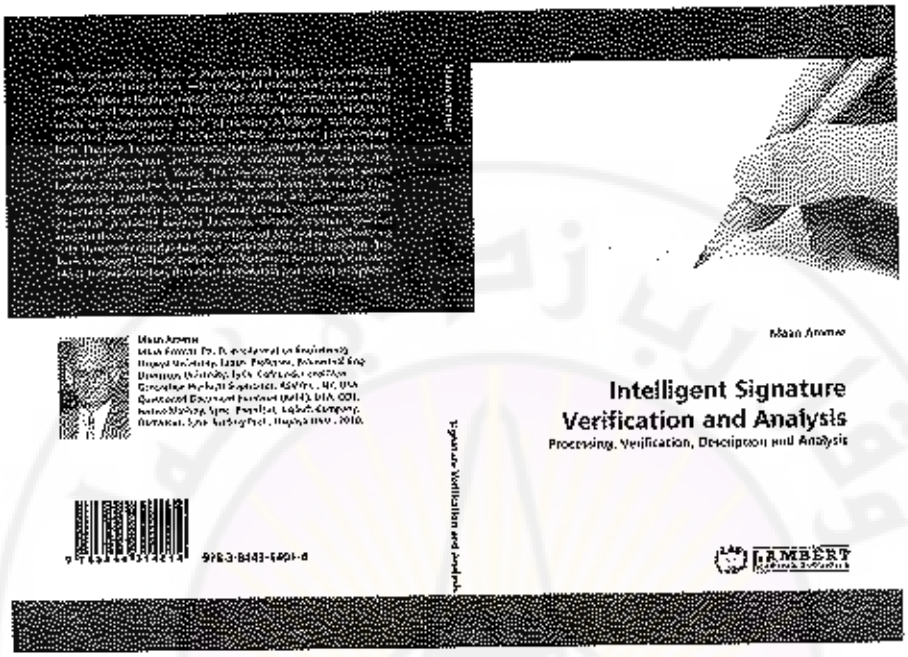
الملحق

من أحدث ما نشر في مجال
تطبيقات الذكاء الصنعي

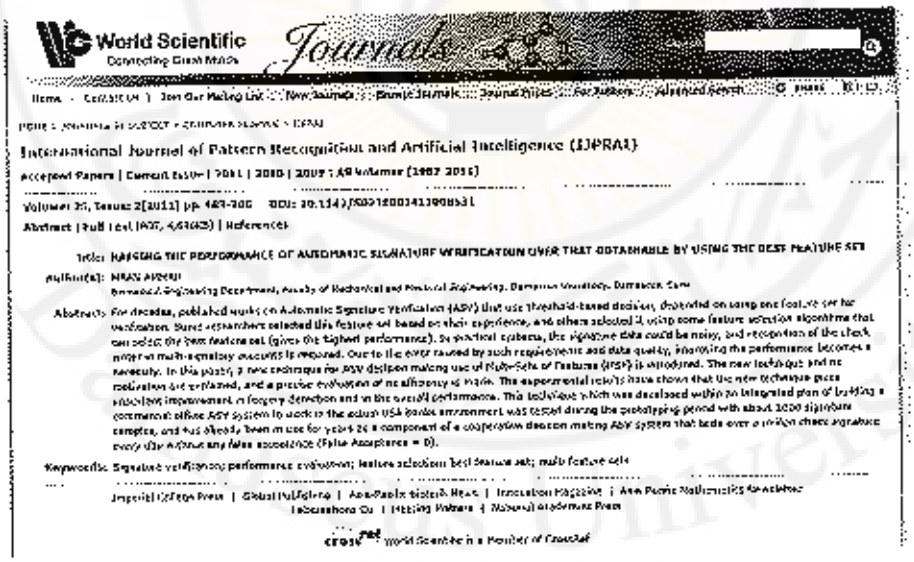
Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

1 – الكتاب المنشور من قبل دار النشر الألمانية العالمية LAP:



2 – المقالة المنشورة في مجلة IJPRAI الدولية المحكمة:



بعض ردود الفعل على المقالة:

#1

From: Mlc Journal <mlcjournal@yahoo.com>
To: maan_ammar@yahoo.com
Sent: Sat, April 16, 2011 5:44:07 AM
Subject: MLC Journal Invited you to contribute a submission

Dear Maan Ammar,

I read your paper
"Raising the Performance of Automatic Signature Verification Over That Obtainable By Using the Best Feature Set"
published in IJPRAIVol.25(2),
and know that you are an expert in the area of machine learning and its applications.

This mail is to **kindly invite you** to contribute a submission to a new
Springer journal: Machine Learning and Cybernetics (IJMLC).
I am the Editor-in-chief of this journal.
The recent issue and more information about this journal can be found below.

If you are ready to submit a new manuscript, please click
https://www.editorialmanager.com/jmlc

Editor-in-Chief: Xi-Zhao Wang
ISSN: 1868-8071 (print version)
ISSN: 1868-808X (electronic version)
Journal no. 13042
Free online access:
http://www.springer.com/engineering/mathematical/journal/13042

2

Dr. MAAN AMMAR: Open Access Journal CFP: International Journal of Intelligence Science Hide Details

From: IJIS | | Wednesday, May 2, 2012 1:34 AM

To: | maan_ammar@yahoo.com

This message was sent to {maan_ammar@yahoo.com}.Unsubscribe by clicking here.

Dear Dr.MAAN AMMAR,

You are invited to submit a manuscript to the ***International Journal of Intelligence S*** **ISSN: 2163-9442)**, a fast track peer-reviewed and open access academic journal, whi *Scientific Research Publishing (SCIRP)*.

As it is an open access journal, researchers around the world are able to freely downl online without a subscription. Now, more and more scholars are paying close attentio journal.

The Editorial Board of IJIS consists of distinguished scientists from around the world the journal's editors please visit *www.scirp.org/journal/ijis/*.

Aims & Scope of the journal include:

Artificial Brain Artificial intelligence Brain-like Computers Brain science Cognitive Neuroscience C Emotion Intelligent Computers Intelligent Robots Intelligent Systems Learning Linguistic Cognitior modelling Multi-Agent Systems Nature of Consciousness Perception Thought Web Intelligence

Manuscripts should be submitted to the journal online at *Paper Submission*. **Once a n been accepted for publication, it will undergo language copyediting, typesetting, and validation in order to provide the highest publication quality possible.**

Please do not hesitate to contact me if you have any questions about the journal.

Best regards,

Prof. Zhongzhi Shi
Editor in Chief
eic.ijis@scirp.org

Editorial Office
International Journal of Intelligence Science
Scientific Research Publishing

3

Publication Services: Conference Papers / Journal Papers / Books

Scientific & Academic Publishing

Dear MAAN AMMAR,

This is Scientific & Academic Publishing(SAP: http://www.sapub.org), USA. Nice to get your information from the journal ***International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence (ijprai)*** and also happy to pass on our regards to you from the editorial department of SAP.

We've finished reading the abstract of your paper ***RAISING THE PERFORMANCE OF AUTOMATIC SIGNATURE VERIFICATION OVER THAT OBTAINABLE BY USING THE BEST FEATURE SET*** and expect that you could submit the latest academic and research achievements in this field to our journals through the online submission system (http://www.manuscriptsystem.com). All manuscripts submitted will be considered for publication.

SAP provides the following services:

1. **Journal services.** SAP publishes more than 120 open-access academic journals covering a wide range of disciplines. http://www.sapub.org/journal/alljournalslist.aspx
2. **Conference services.** SAP provides the services on publishing high quality conference proceedings. The selected papers which are extended can also be published in our journals. Conference proceedings enables fast dissemination so conference delegates can publish their papers in SAP, which will then be made freely available worldwide. For more information, please visit: http://www.sapub.org/journal/conferences.aspx
3. **Book services.** Our publishing business also includes book publishing. We have received more than 20 book manuscripts in the last six months.

Best Regards,

Charles Duke
Editorial Department
Scientific & Academic Publishing, USA
http:// www.sapub.org
Email: submission@sapub.org

Damascus University

3 - المقالة المنشورة في كتاب صادر عن داري النشر العالميتين Springer و HEP:

Pattern Recognition, Machine Intelligence and Biometrics
2011, pp 675-705

Off-line Signature Verification by Matching with a 3D Reference Knowledge Image — From Research to Actual Application

Maan Ammar



» Look Inside » Get Access

Other actions

Export citations

Abstract

The chapter introduces a method for off line verification of signatures. The method can be used to verify signatures and detect skilled forgeries with outstanding performance. It is based on matching the questioned signature with a 3D reference knowledge image (RKI) using ammar matching technique (AMT). The AMT which was developed and modified through years (1999 – 2010) is introduced in detail, and the 3D RKI derived from the methodology of the forensic document examiner (FDE) at workng is elaborated. The features extracted using the new knowledge representation method and the AMT has been found to be highly effective in signature verification, and distinctly outperform the classical features like slants, baseline, and contour based ones on the data used. Experimental results of using RKIs built from binary, high pressure, and thinned images for feature selection and database are also presented and discussed.

4- المقالة المنشورة في الكتاب أعلاه نفسه عام 2011:

Pattern Recognition, Machine Intelligence and Biometrics
2011, pp 787-871

Using Multisets of Features and Interactive Feature Selection to Get Best Qualitative Performance for Automatic Signature Verification

Maan Ammar



» Look Inside » Get Access

Other actions

» Export citation

» About this Book

Abstract

Traditionally, Automatic Signature Verification (ASV) that uses threshold-based decision, depends on using one feature set for verification. Recently, the Multi-Sets of Features (MSF) approach has been proposed in the field of ASV to get higher performance than that obtained by the best feature set. This chapter reports the results obtained by using the MSF technique in case of using large number of feature sets. It introduces also the concept of qualitative performance in ASV and using Interactive Feature Selection to evaluate it.

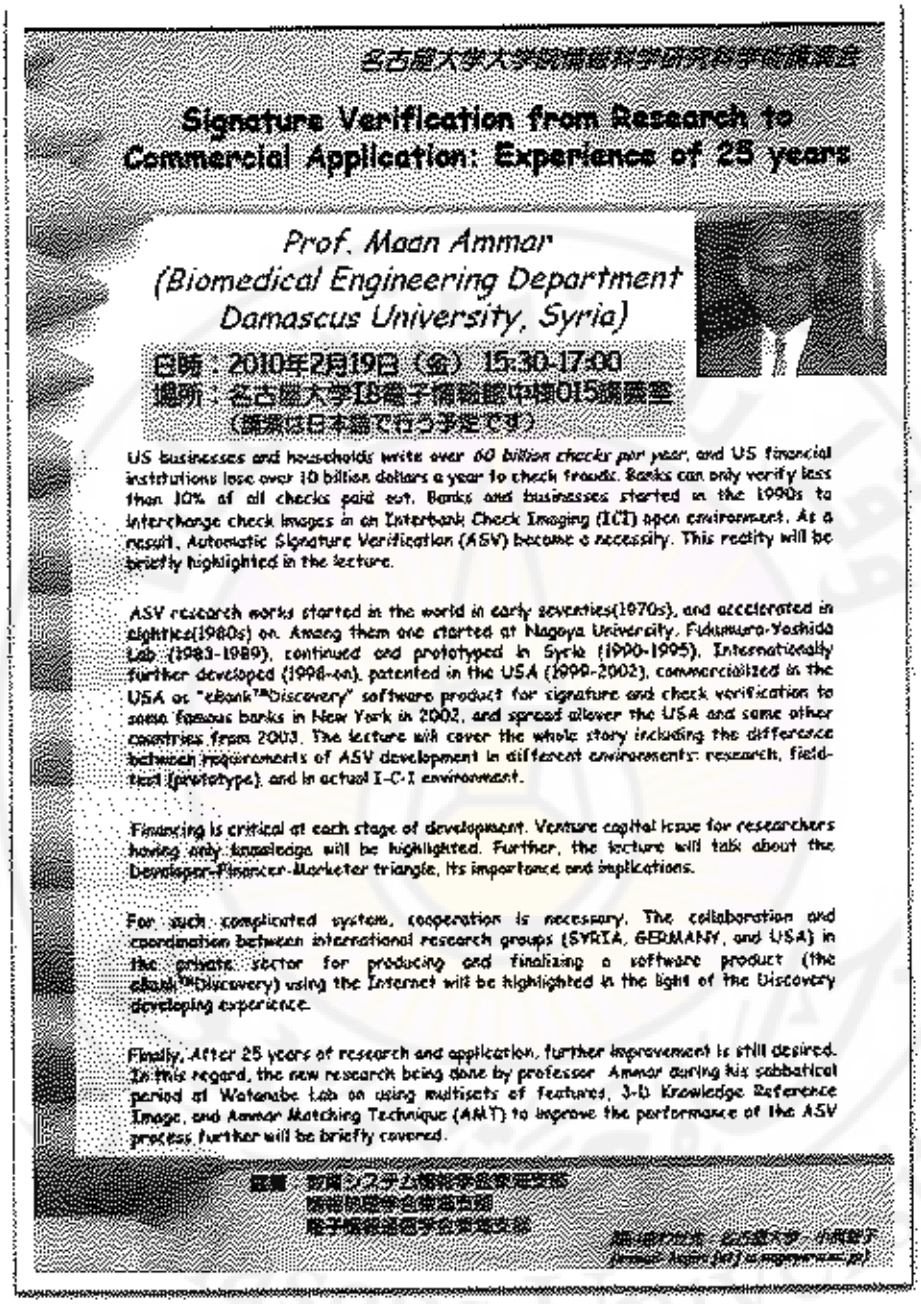
المقالة في HEP:

毕业论文,期刊论文,核心,EI论文发表 QQ:790082161

Using Multisets of Features and Interactive Feature Selection to Get Best Qualitative Performance for Automatic Signature Verification

下载全文(2048 KB)	资源分 28
Abstract:	Traditionally, Automatic Signature Verification (ASV) that uses threshold-based decision, depends on using one feature set for verification. Recently, the Multi-Sets of Features (MSF) approach has been proposed in the field of ASV to get higher performance than that obtained by the best feature set. This chapter reports the results obtained by using the MSF technique in case of using large number of feature sets. It introduces also the concept of qualitative performance in ASV and using Interactive Feature Selection to evaluate it.
Author:	Maen Ammar
Year:	
Source:	Pattern Recognition, Machine Intelligence and Biometrics
Volume-OnPage:	797-821
Keyword:	

Damascus University



الدعوة التي وزعت على الإنترنيت عن المحاضرة المستضافة برعاية أكبر ثلاث هيئات علمية معلوماتية في اليابان في 19 شباط 2010 في جامعة ناغويا اليابانية.

اللجنة العلمية

د. م. محمد فراس الحناوي

د. م. اسماعيل جنود

د. م. ممدوح منيف

المدقق اللغوي

د. علي كردي

حقوق الطبع والترجمة والنشر محفوظة لمديرية الكتب والمطبوعات الجامعية

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University

وقل رب زدني علما
جامعة دمشق
Damascus University