



جامعة دمشق

كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية

قسم الهندسة الطبية

تخفيف آثار المعادن

في صور جهاز التصوير المقطعي المخروطي الحوسبي السني

رسالة أعدت لنيل درجة الماجستير في الهندسة الطبية

إعداد الطالب المهندس

ياسر سامي عبد المجيد

المشرف المشارك

الدكتور موفق عجاج

المدرس في قسم التقويم

كلية طب الأسنان

المشرف العلمي

الدكتور المهندس عيسى إبراهيم

المدرس في قسم الهندسة الطبية

كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية

Damascus University

Faculty of Mechanical & Electrical Engineering

Biomedical Engineering Department



Reduction of metal artifacts in Dental Cone Beam CT images

**Graduation Project prepared to obtain
Master Of Biomedical Engineering Degree**

Prepared By

Eng. Yaser Sami Abdul Majeed

Supervised By

Dr. Eng. Issa Ibraheem

Lecturer in Biomedical Engineering Department

Faculty of Mechanical & Electrical Engineering

Dr. Moaffak Ajaj

Lecturer in Orthodontic Department

Faculty of Dental Medicine

Damascus- 2012



جامعة دمشق

كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية

قسم الهندسة الطبية

تخفيف آثار المعادن

في صور جهاز التصوير المقطعي المخروطي الحوسبي السني

رسالة أعدت لنيل درجة الماجستير في الهندسة الطبية

إعداد الطالب المهندس

ياسر سامي عبد المجيد

المشرف المشارك

المشرف العلمي

الدكتور موفق عجاج

الدكتور المهندس عيسى إبراهيم

المدرس في قسم التقويم

المدرس في قسم الهندسة الطبية

كلية طب الأسنان

كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية

لجنة الحكم

أ. م. د. محمد إياد الحفار

د. م. عيسى إبراهيم

د. م. بسام لالا

الأستاذ المساعد ورئيس قسم طب الفم

المدرس في قسم الهندسة الطبية

المدرس في قسم الهندسة الطبية

كلية طب الأسنان

كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية

كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية

جامعة دمشق

جامعة دمشق

جامعة دمشق

إهداء

إلى مَنْ حرَّما نفسيَّهما ساعاتِ هناءٍ ليقدِّمًا لي لحظةَ سعادةٍ

إلى مَنْ جادًا بكلِّ غالٍ ونفيسٍ ليمهدًا لي طريقَ علمٍ ومعرفةٍ

والديَّ الكريمَين

إلى مَنْ سهرتْ طوالَ الليالي فجادتْ عليَّ بطيفَ الأملِ

إلى مَنْ ذاقتْ مرَّ الصعابِ لتفديَّ سعيي بنورِ المقلِّ

زوجتي الحبيبة

إلى مَنْ بمبسَمِها أسترِدُّ نشاطاً يُحيلُ الصعبَ سهلاً والمرَّ حلواً

ابنتي الغالية سنا

كلمة شكر

أتوجه بالحمد والشكر أولاً إلى الله تعالى مثنياً عليه الخير كله أن مَنْ عَلَيَّ بإنهاء هذه الرسالة بعد طول عناء، راجياً منه أن يتقبلها مني بفضله وكرمه، وأصلي وأسلم على حبيبنا محمد صلى الله عليه وسلم الذي قال: "من سلك طريقاً يلتمس فيه علماً، سهل الله له به طريقاً إلى الجنة".

ثم أتوجه بالشكر الجزيل إلى أستاذي المشرف العلمي الدكتور المهندس عيسى ابراهيم المدرس في قسم الهندسة الطبية بكلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية، الذي لم يأل جهداً في معلومة قيّمة إلا وقدمها، ولا في معضلة معقدة إلا وفسرها، رغم كل صعوبات السفر المتكرر بين دمشق واللاذقية في هذه الظروف الصعبة التي يعيشها قطرنا الحبيب، فكان بحق نعم المعلم والموجه.

كما أشكر الدكتور موفق عجاج المدرس في قسم التقويم بكلية طب الأسنان كمشرف مشارك- على ملاحظاته الهامة والعميقة، خاصة فيما يتعلق منها بالجوانب الطبية للبحث، إضافة للاستبيان الميداني الذي تم بجهوده الكبيرة بالتنسيق مع أطباء قسم الماجستير في كلية طب الأسنان.

كما أتشكر كلاً من الدكتور محمد إياد الحفار الأستاذ المساعد ورئيس قسم طب الفم بكلية طب الأسنان والدكتور المهندس بسام لالا المدرس في قسم الهندسة الطبية بكلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - عضوي لجنة الحكم على تعقيباتهما العلمية الهامة وتصحيحاتهما البحثية المفيدة، والتي صقلت أطروحة الرسالة وأظهرتها بخير حلة.

كما أتشكر الدكتور المهندس محمد فراس حناوي الأستاذ المساعد ورئيس قسم الهندسة الطبية بكلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية، شكراً جزيلاً على متابعاته الحثيثة في تيسير أمور البحث العلمية والإدارية، مما أكسبني دعماً معنوياً كبيراً ساهم في إتمام هذه الرسالة.

وأخيراً فإنني أعبر عن شديد امتناني لكل من مد لي يد العون لإنجاز هذا العمل وعجز ضيق المقال عن ذكره، راجياً المولى تعالى أن يجزيه كل خير.

فهرس المحتويات Index Of Contents

الموضوع	الصفحة
<u>الملخص</u>	i
<u>المقدمة</u>	1
<u>الفصل الأول: المراجعة النظرية Literature review</u>	
1. 1 جهاز التصوير المقطعي المخروطي المحوسب السني CBCT	4
1. 1. 1 لمحة تاريخية	4
1. 1. 2 مدخل إلى الجهاز	4
1. 1. 3 مبدأ عمل الجهاز	8
1. 1. 3. 1 الخطوات ضمن جهاز CBCT	10
1. 1. 3. 2 الخطوات ضمن حاسب جهاز CBCT	17
1. 1. 4 مواصفات تقنية أخرى للجهاز	21
1. 1. 5 تطبيقات الجهاز	25
1. 1. 6 نقاط الضعف في تقنية CBCT	25
1. 2 آثار المعادن الضجيجية الناتجة في صور CBCT	28
1. 2. 1 لمحة عن المعادن المستخدمة في طب الأسنان	28
1. 2. 2 أسباب نشوء ضجيج المعادن	31
1. 3 مشكلة البحث	33
1. 4 أهداف البحث	36
<u>الفصل الثاني: الدراسات المرجعية References studies</u>	
1. 2 مناقشة بعض الدراسات المرجعية في مجال تخفيف ضجيج المعادن	39
1. 2. 1 الدراسات العامة	39
1. 2. 2 الدراسة البحثية الأولى	40
1. 2. 3 الدراسة البحثية الثانية	42
<u>الفصل الثالث: المواد والطرائق Materials and methods</u>	
1. 3 المحددات العملية للبحث	46
1. 3. 1 الجهاز المولد لعينات البحث	46
1. 3. 2 الحواسيب المستخدمة في معالجة الصورة	48
1. 3. 1. 2 حاسب معالجة الصور ثنائية الأبعاد (فقط)	48

48	3. 1. 2. 2 حاسب معالجة الصور ثنائية وثلاثية الأبعاد
49	3. 1. 3 بيئة العمل البرمجية
49	3. 1. 4 عينات الدراسة
49	3. 1. 4. 1 المرحلة التجريبية (صور الفانتوم)
52	3. 1. 4. 2 المرحلة التطبيقية (صور المرضى)
53	3. 2 خوارزمية معالجة الصورة
53	3. 2. 1 تحسين الصورة ثنائية الأبعاد اعتماداً على المبادئ الحيزية
54	3. 2. 1. 1 مرحلة تخفيف ضجيج السطوح
61	3. 2. 1. 2 مرحلة تخفيف ضجيج الظلمة
73	3. 2. 1. 3 مرحلة تخفيف ضجيج التبعثر
76	3. 2. 2 تحسين الصور ثلاثية الأبعاد المعاد بناؤها للنسج العظمية ذات الضجيج المخفف
77	3. 2. 2. 1 مرحلة إزالة النسج الرخوة المحيطة وتخفيف أثر المعادن
82	3. 2. 2. 2 مرحلة إعادة البناء ثلاثي الأبعاد
86	3. 3 واجهات البرنامج
87	3. 3. 1 واجهة معالجة الصورة ثنائية الأبعاد
94	3. 3. 2 واجهة معالجة الصورة ثلاثية الأبعاد
97	3. 4 المخطط التدفقي لعمل البرنامج

الفصل الرابع: النتائج والمناقشة Results and Discussion

99	4. 1 استعراض النتائج
99	4. 1. 1 نتائج مرحلة تخفيف ضجيج السطوح
100	4. 1. 2 نتائج مرحلة تخفيف ضجيج الظلمة
101	4. 1. 3 نتائج مرحلة تخفيف ضجيج التبعثر
102	4. 1. 4 نتائج مرحلة إعادة البناء ثلاثي الأبعاد
	4. 1. 5 نماذج من نتائج معالجة ضجيجي السطوح والظلمة على صعيدي المرحلة التجريبية (صور الفانتوم) والمرحلة التطبيقية (صور المرضى)
103	4. 1. 5. 1 المرحلة التجريبية (صور الفانتوم)
107	4. 1. 5. 2 المرحلة التطبيقية (صور المرضى)
109	4. 1. 6 نتائج زمن معالجة الصورة
110	4. 2 تقييم النتائج
111	4. 2. 1 التقييم الكمي Quantitative Evaluation اعتماداً على الدراسة الإحصائية

111	4. 2. 1. 1 مرحلة تخفيف ضجيج السطوع
116	4. 2. 1. 2 مرحلة تخفيف ضجيج الظلمة
123	4. 2. 1. 3 مرحلة تخفيف ضجيج التبعثر
126	4. 2. 2 التقييم الوصفي Qualitative Evaluation اعتماداً على قراءات أطباء الأسنان
130	4. 3 تحليل نتائج بعض الدراسات الأخرى والمقارنة مع دراسة البحث
134	4. 4 النتائج الإضافية التي حققها البحث
135	4. 5 الخاتمة النهائية
136	4. 6 المقترحات المستقبلية

المراجع References**الملاحق Appendices**

الصفحة	Index Of Figures	فهرس الأشكال	الشكل
الفصل الأول			
5	A حزمة الأشعة السينية المخروطية في CBCT من المنبع إلى الكاشف، B حزمة الأشعة السينية المروحية في CT التقليدي [10]		الشكل (1-1)
6	جهاز CBCT والحاسب الملحق معه- MiniCAT من شركة iCAT [10]		الشكل (2-1)
6	أنماط الإظهار الأساسية في CBCT: A: المستوي الإكليلي Coronal، B: المستوي السهمي Sagittal، C: المستوي المحوري Axial، D: الصورة ثلاثية الأبعاد. (مأخوذة عن برنامج EzImplant لجهاز Picasso Pro من شركة (6mA/ 85kvp /VATECH		الشكل (3-1)
9	مخطط يوضح مراحل نشوء الصورة ومعالجتها وصولاً إلى مرحلة التشخيص في أجهزة CBCT [3]		الشكل (4-1)
9	مخطط يوضح كيفية استخدام مصطلحات (مسقط- مقطع- صورة) خلال البحث		الشكل (5-1)
11	الفرق في العمر العملي Working Life بين الكواشف المسطحة TFT/FPD و أنابيب مضخم الصورة I.I. بالقياس نفسه- (الكاشف TFT/FPD موديل PaxScan 4030A من شركة Varian) [29]		الشكل (6-1)
12	نماذج من كواشف TFT/FPD غير مباشرة من 3 شركات وهي A: TRIAXEL موديل pixium، B: VARIAN موديل VARIAN، C: VATECH & SAMSUNG موديل Xmarion [19، 29، 30] على الترتيب		الشكل (7-1)
12	أنظمة كواشف FPD غير المباشرة (A) والمباشرة (B) [19]		الشكل (8-1)
13	الطبقات المؤلفة لكواشف الأشعة السينية غير المباشرة [19]		الشكل (9-1)
14	مقطع في طبقة السيزيوم أيودايد الوماضة يوضح بنيتها الإبرية الميكروية [19]		الشكل (10-1)
14	معاملات الامتصاص لكل من المواد الوماضة CsI و Gd ₂ O ₂ S و a-Se [19]		الشكل (11-1)
16	دائرة الديود الضوئي مع الترانزستور TFT [19]		الشكل (12-1)
17	مراحل معالجة الإشارة والتبديل من تماثلي إلى رقمي [28]		الشكل (13-1)
19	مراحل المعالجة الأولية للكاشف Detector Pre Processing [3]		الشكل (14-1)
20	بناء منحنيات السايونو غرام وتصحيحها ضمن مرحلة إعادة البناء [3] Reconstruction Stage		الشكل (15-1)
25	تبعثر كومبتون [13]		الشكل (16-1)
26	مقارنة بين الكاشف الخطي في CT التقليدي و المساحي في CBCT من حيث		الشكل (17-1)

	كمية الإشعاعات المتبعثرة للمنطقة [3]	
28	أحد نماذج الموجات الجراحية [5]	الشكل (1-18)
29	أحد نماذج التعويضات السنية المتحركة [11]	الشكل (1-19)
29	أحد نماذج الأجهزة التقويمية المعدنية المتحركة [2]	الشكل (1-20)
29	أحد نماذج التعويضات السنية الثابتة [15]	الشكل (1-21)
30	أحد نماذج حشوات الأملغم [11]	الشكل (1-22)
30	أحد نماذج الزرعات السنية [15]	الشكل (1-23)
30	أحد أنماط الأجهزة التقويمية المعدنية الثابتة [2]	الشكل (1-24)
31	تزايد متوسط طاقة الأشعة السينية العابرة خلال الماء بازدياد العمق [1]	الشكل (1-25)
31	منحنيات التخميد المستحصلة مع تقسية لحزمة الأشعة السينية العابرة (a) ومن دون تقسية لها (b) [1]	الشكل (1-26)
32	A: صورة CBCT توضح أثر تقسية الحزمة بين زرعات سنية - B: صورة حساس ذروي من دون أثر تقسية الحزمة للمنطقة نفسها [1]	الشكل (1-27)
34	الضجيج الناشئ عن المعادن في الفم بصور 2D - A: صورة من جهاز موديل Picasso Trio من شركة VATECH / B: صورة من جهاز موديل Classic iCAT من شركة	الشكل (1-28)
34	1: ضجيج السطوع للخطوط المتتالية والهالات، 2: ضجيج الظلمة على شكل حزم وتجمعات، 3: ضجيج التبعثر الذي يضيف خشونة على الصورة/ المقطع 180	الشكل (1-29)
35	الضجيج الناشئ عن المعادن في الفم بصور 3D (الصور ملتقطة من جهاز البحث موديل Picasso Pro من شركة VATECH)	الشكل (1-30)

الفصل الثاني

41	سلسلة أجهزة Picasso من شركة VATECH - A: Picasso Pro الجهاز المستخدم في بحثنا (FOV.12x7)، B: Picasso Trio الجهاز المستخدم في البحث الأول للمقارنة (FOV.12x7)، C: Picasso Master (FOV. 20x15) [30]	الشكل (2-1)
42	A: صورة الفانتوم قبل معالجة الصورة، B: صورته بعد إجراء التعطيب وتحديد المعادن، C: بعد استبدال المعادن بسوية رمادية تكافئ العضلات، D: البناء النهائي بعد إعادة المعادن والاستيفاء مع الجوار [25]	الشكل (2-2)
43	تحديد المعادن يدوياً عن طريق المستخدم لمسقطين أوليين: A: التحديد على	الشكل (2-3)

- حشوات معدنية ذات أشكال عشوائية B: التحديد على زروعات [23]
- الشكل (2-4) نتائج البحث الثاني في الصور السننية المقطعية للـ CBCT تظهر تحسناً محدوداً في التخفيف من آثار المعادن مع ازديادها في عدة مناطق أخرى بعد معالجة الصورة

الفصل الثالث

- الشكل (3-1) أبعاد جهاز Picasso Pro وفق المساقط الأمامي والجانبى والرأسى [30]
- الشكل (3-2) الفانتوم المصمم والمصنع لدراسة المرحلة التجريبية
- الشكل (3-3) أبعاد الفانتوم وفق المسقطين الرأسى والأمامى
- الشكل (3-4) المخطط الكامل لخوارزمية معالجة الصورة بقسميها
- الشكل (3-5) مخطط القسم الأول: معالجة المقاطع ثنائية الأبعاد من ضجيجى السطوع والظلمة اعتماداً على المبادئ الحيزية
- الشكل (3-6) مخطط يوضح (كمثال) مبدأ تعديل مجال التدرج الرمادى للصورة [21]
- الشكل (3-7) منحنيات تغير قيمة معامل التصحيح غاما للصورة [21]
- الشكل (3-8) هيستوغرام صورة الدخل قبل التعديل
- الشكل (3-9) هيستوغرام صورة الخرج بعد التعديل بتابع التوزيع نفسه ولكن على مجال أضيق لقيم الإضاءة
- الشكل (3-10) صورة الدخل الضجيجية قبل تعديل GSM/المقطع 180
- الشكل (3-11) صورة الخرج المعالجة بعد تعديل GSM/المقطع 180
- الشكل (3-12) صورة الخرج المعالجة بعد تعديل GSM (منطقة سطوع)/المقطع 180
- الشكل (3-13) صورة الخرج المعالجة بعد تعديل GSM (منطقة ظلمة)/المقطع 180
- الشكل (3-14) الصورتان الضجيجية والمعالجة بخرج GSM مع الفارق بينهما من حيث وضوحية المناطق تحت المعادن وبجوارها
- الشكل (3-15) تغيرات القيم الحديدية الصغرى لكامل مقاطع حالة المريض a
- الشكل (3-16) تغيرات القيم الحديدية العظمى لكامل مقاطع حالة المريض a
- الشكل (3-17) ضجيج الظلمة في الصورة الضجيجية الابتدائية قبل معالجة الصورة/المقطع 180 مكبر
- الشكل (3-18) ضجيج الظلمة بعد مرحلة المعالجة GSM/المقطع 180 مكبر
- الشكل (3-19) الإحاطة بضجيج الظلمة باستخدام Trace Boundaries/المقطع 180
- الشكل (3-20) الصورة بعد تطبيق تابع CLAHE على خرج GSM/المقطع 180
- الشكل (3-21) هيستوغرام الصورة في خرج GSM

65	الشكل (3-22)	هيستوغرام الصورة بعد تطبيق CLAHE
66	الشكل (3-23)	الصورة بعد تطبيق التعتيب Thresholding على خرج CLAHE/المقطع 180
66	الشكل (3-24)	نتيجة جمع قيمة 128 لتابع (صورة) مجال تدرجه الرمادي [0-255]
67	الشكل (3-25)	نتيجة قسمة تابع (صورة) مجال تدرجه الرمادي [0-255] على قيمة 128
67	الشكل (3-26)	القناع الناتج عن تطبيق عمليات حسابية على الصورة بخرج التعتيب /المقطع 180
68	الشكل (3-27)	نتيجة طرح قيمة 128 من تابع (صورة) مجال تدرجه الرمادي [0-255]
69	الشكل (3-28)	الصورة بعد طرح القناع من الصورة بخرج GSM/المقطع 180
69	الشكل (3-29)	الأسهم الزرقاء: مناطق ضجيج الظلمة بعد معالجة الصورة، الأسهم الحمراء: بعض مناطق ضجيج الظلمة المتبقية بعد معالجة الصورة/المقطع 180 مكبر
70	الشكل (3-30)	الصورة بعد تطبيق التعتيب Thresholding وبعد انتهاء المعالجة الأولى/المقطع 180
71	الشكل (3-31)	الصورة بعد تطبيق التعتيب Thresholding وبعد انتهاء المعالجة الثانية النهائية/المقطع 180
71	الشكل (3-32)	الصورة بعد تطبيق التغذية الخلفية لمرة واحدة من الخطوة 4 إلى الخطوة 1/المقطع 180
72	الشكل (3-33)	تخفيف مناطق ضجيج الظلمة بعد معالجة الصورة بشكل شبه تام /المقطع 180 مكبر
72	الشكل (3-34)	A: تدرج العتامة من المركز نحو الخارج في الصورة الضجيجية، B: تدرج القناع الرمادي من المركز إلى الخارج أيضاً في الصورة المعالجة
73	الشكل (3-35)	مصفوفة القناع المستخدمة بالترشيح [9]
73	الشكل (3-36)	القيمة الجديدة لعنصر الصورة بعد الترشيح المتوسط [9]
74	الشكل (3-37)	مبدأ عمل المرشح المتوسط [9]
74	الشكل (3-38)	كيفية عمل المرشح المتوسط عند الحواف [21]
75	الشكل (3-39)	A: مرشح متوسط بمصفوفة قناع 7x7 (ضبابية عالية)، B: مرشح متوسط بمصفوفة قناع 3x3 (ضبابية محدودة جداً)
75	الشكل (3-40)	صورة خرج GSM بعد التنعيم/المقطع 180
76	الشكل (3-41)	صورة خرج مرحلة التخفيف من ضجيج الظلمة بعد التنعيم/المقطع 180
77	الشكل (3-42)	مخطط القسم الثاني: معالجة المقاطع ثلاثية الأبعاد المعاد بناؤها للنسج العظمية
78	الشكل (3-43)	تحويل رادون ثنائي البعد 2D Radon Transformation

79	الشكل (3-44) تحويل رادون للصورة الضجيجية/ المقطع 185
80	الشكل (3-45) تحويل رادون بعد إجراء التعذيب/ المقطع 185
81	الشكل (3-46) معكوس تحويل رادون 2D Reverse Radon Transformation
82	الشكل (3-47) الصورة بعد تطبيق معكوس تحويل رادون بهدف إزالة النسيج الرخوة وتخفيف الضجيج/ المقطع 185
82	الشكل (3-48) مكعب منطقي منشأ من ثمانية عناصر صورة [7]
83	الشكل (3-49) المكعب المنطقي متوضع بين مقطعين متجاورين Slice k, Slice k+1 [7]
83	الشكل (3-50) توزيع أولي لمحيطات 24 مقطع من خرج المرحلة السابقة
85	الشكل (3-51) ملاحظة الحواف Contouring بحسب شدة الإضاءة لعناصر الصورة
85	الشكل (3-52) الصورة ثلاثية الأبعاد بشكلها النهائي بعد تطبيق Isosurface
86	الشكل (3-53) أيقونتي عمل البرنامج
87	الشكل (3-54) الواجهة الرئيسة للبرنامج والتي تحوي أدوات معالجة الصورة ثنائية الأبعاد
88	الشكل (3-55) مقاطع الدايكوم الضجيجية التي يتم تحميلها من المسار بالأعلى
88	الشكل (3-56) ميزان النسبة المئوية لإنجاز معالجة للمقاطع
89	الشكل (3-57) الملفات المحفوظة آلياً والتي تحوي مقاطع كل أنماط معالجة الصورة
91	الشكل (3-58) إظهار الصورة بنمط Figure
92	الشكل (3-59) نافذة إظهار كافة المقاطع بنمط الفيديو Movie Player
92	الشكل (3-60) معلومات الفيديو الخاصة بالمقاطع
94	الشكل (3-61) واجهة البرنامج الخاصة بمعالجة الصورة ثلاثية الأبعاد
97	الشكل (3-62) المخطط التدفقي لعمل البرنامج

الفصل الرابع

100	الشكل (4-1) تتبع محيطات عناصر الصورة بحسب شدة إضاءتها/ المقطع 180
101	الشكل (4-2) A: تباين الصورة في خرج GSM، B: تحسن التباين في نهاية معالجة ضجيج الظلمة/ المقطع 180
103	الشكل (4-3) A: الصورة ثلاثية الأبعاد قبل معالجة الصورة مع الضجيج - B: الصورة ثلاثية الأبعاد بعد معالجة الصورة وتخفيف الضجيج/ المريض a
103	الشكل (4-4) A: الصورة ثلاثية الأبعاد قبل معالجة الصورة بعد تركيز Fine Tuning على الأسنان وبالتالي تأكل TMJ - B: الصورة ثلاثية الأبعاد قبل معالجة الصورة بعد تركيز Fine Tuning على TMJ وبالتالي ضجيج المعادن يعم الأسنان/ المريض a، " الصور خاصة ببرنامج EzImplant للجهاز "

- الشكل (4-5) الشكل (4-5) A: أبعاد دائرة النفلون ورأس البرغي وحشوة الأملغم في الصورة الضجيجية على برنامج EzImplant، B: الأبعاد السابقة في الصورة بعد معالجة الصورة على برنامج الماتلاب/ المقطع 153 104
- الشكل (4-6) المقطع 160 في الفانتوم: A قبل معالجة الصورة، B: بعد مرحلة المعالجة GSM، C: بعد مرحلتي المعالجة GSM والتخفيف من ضجيج الظلمة 105
- الشكل (4-7) المقطع 160 في الفانتوم بشكل مكبر عند رأس البرغي: A قبل معالجة الصورة، B: بعد مرحلة المعالجة GSM، C: بعد مرحلتي المعالجة GSM والتخفيف من ضجيج الظلمة 106
- الشكل (4-8) المقطع 137 في الفانتوم: A قبل معالجة الصورة، B: بعد مرحلة المعالجة GSM، C: بعد مرحلتي المعالجة GSM والتخفيف من ضجيج الظلمة 106
- الشكل (4-9) المقطع 137 في الفانتوم بشكل مكبر من ناحية حشوة الأملغم: A قبل معالجة الصورة، B: بعد مرحلة المعالجة GSM، C: بعد مرحلتي المعالجة GSM والتخفيف من ضجيج الظلمة 107
- الشكل (4-10) المقطع 137 في الفانتوم بشكل مكبر من ناحية ساق البرغي: A قبل معالجة الصورة، B: بعد مرحلة المعالجة GSM، C: بعد مرحلتي المعالجة GSM والتخفيف من ضجيج الظلمة 107
- الشكل (4-11) المقطع 216-5 (A-B)، المقطع 111-4 (C-D)، المقطع 150 - (E-F) Data1 108
- الشكل (4-12) يوضح أن نتائج معالجة الصورة ثلاثية الأبعاد مكونة من عناصر وصفية لا كمية - لاحظ أن وظيفة Data Statistics غير مفعلة في حين أن نفس الوظيفة تكون فعالة في نتائج معالجة الصورة ثنائية الأبعاد [22] 111
- الشكل (4-13) ضجيج السطوع في الصورة الضجيجية عند العتبة $T_0 = 0.99\%$ / المقطع a-180 112
- الشكل (4-14) ضجيج السطوع في خرج GSM عند العتبة $T_1 = 0.65\%$ / المقطع a-180 112
- الشكل (4-15) ضجيج السطوع في الخرج النهائي عند العتبة $T_2 = 0.61\%$ / المقطع a-180 113
- الشكل (4-16) توزيع ضجيج السطوع ضمن مقاطع 4 مرضى قبل معالجة الصورة 114
- الشكل (4-17) توزيع المتوسطات الحسابية لضجيج السطوع لمقاطع 4 مرضى قبل معالجة الصورة 115
- الشكل (4-18) توزيع ضجيج السطوع ضمن مقاطع 4 مرضى بخرج GSM 115
- الشكل (4-19) توزيع ضجيج السطوع ضمن مقاطع 4 مرضى بالخرج النهائي 115

- الشكل (4-20) توزيع المتوسطات الحسابية لضجيج السطوع لمقاطع 4 مرضى لخرجي GSM 116 والنهائي
- الشكل (4-21) ضجيج الظلمة في الصورة الضجيجية عند العتبة $t_0 = 0.30\%$ / المقطع a-180 117
- الشكل (4-22) ضجيج الظلمة في الصورة الضجيجية عند العتبة $t_0 = 0.03\%$ / المقطع a-180 117
- الشكل (4-23) ضجيج الظلمة في الصورة الضجيجية بعد التخلص من الإطار الظلمة الواقع خارج نطاق الدراسة / المقطع a-180 118
- الشكل (4-24) ضجيج الظلمة على خرج GSM عند العتبة $t_1 = 0.38\%$ / المقطع a-180 119
- الشكل (4-25) ضجيج الظلمة على الخرج النهائي عند العتبة $t_2 = 0.42\%$ / المقطع a-180 119
- الشكل (4-26) توزيع ضجيج الظلمة ضمن مقاطع 4 مرضى قبل معالجة الصورة 121
- الشكل (4-27) توزيع المتوسطات الحسابية لضجيج الظلمة لمقاطع 4 مرضى قبل معالجة الصورة 121
- الشكل (4-28) توزيع ضجيج الظلمة ضمن مقاطع 4 مرضى بخرج GSM 122
- الشكل (4-29) توزيع ضجيج الظلمة ضمن مقاطع 4 مرضى بالخرج النهائي 122
- الشكل (4-30) توزيع المتوسطات الحسابية لضجيج السطوع لمقاطع 4 مرضى لخرجي GSM والنهائي 122
- الشكل (4-31) بروفايل تغيرات شدة الإضاءة على امتداد الخط المنقط في الصورة الضجيجية (~ 8000) / المقطع 180 123
- الشكل (4-32) بروفايل تغيرات شدة الإضاءة على امتداد الخط المنقط في صورة خرج GSM قبل التنعيم (~ 700) / المقطع 180 123
- الشكل (4-33) بروفايل تغيرات شدة الإضاءة على امتداد الخط المنقط في الصورة المنعمة لخرج GSM (~ 400) / المقطع 180 124
- الشكل (4-34) توزيع قيم التفاوت لمقاطع 4 مرضى للصورة الضجيجية 125
- الشكل (4-35) توزيع قيم التفاوت لمقاطع المريض a على خرج GSM والنهائي 125
- الشكل (4-36) نموذج استبيان عينة من أطباء الأسنان الاختصاصيين 126
- الشكل (4-37) توزيع أوزان إجابات الأطباء على أسئلة الاستبيان وتركزها بين الجيد (2) والممتاز (3) 129
- الشكل (4-38) توزيع أوزان الأسئلة بحسب إجابات الأطباء وتركزها بين الجيد (2) والممتاز (3) 129
- الشكل (4-39) مقارنة بين نتائج البحث الأول وبحثنا، حيث A صورة البحث الأول قبل معالجة الصورة و B بعد معالجة الصورة، أما C و E فهما صورتنا قبل معالجة الصورة و D و F بعد معالجة الصورة، ضجيج الظلمة (السهم الأزرق) و ضجيج

- السطوع (السهم الأحمر) [25]
- الشكل (4-40) مقارنة بين نتائج البحث الثاني وبحثنا، حيث A و B صورتا البحث الثاني قبل معالجة الصورة، و C و D بعد معالجة الصورة، أما E فهي صورة بحثنا قبل معالجة الصورة و F بعد معالجة الصورة، ضجيج الظلمة (السهم الأزرق) وازدياد ضجيج الظلمة بعد معالجة الصورة (بالسهم الأخضر)، أما ضجيج السطوع (السهم الأحمر) [23]
- 133

الجدول	فهرس الجداول	Index Of Tables	الصفحة
الفصل الأول			
الجدول (1-1)	الشركات المصنعة للكواشف المسطحة FPD حول العالم [30، 29، 19] على الترتيب		11
الجدول (2-1)	مقارنة بين الجرعة الشعاعية لبعض أنظمة CBCT مع الجرعة البانورامية والجرعة الطبيعية [3]		24
الفصل الثالث			
الجدول (1-3)	المواصفات الفنية لجهاز البحث Picasso Pro من شركة VATECH [30]		46
الجدول (2-3)	المواصفات الفنية لحاسب معالجة الصور ثنائية الأبعاد		48
الجدول (3-3)	المواصفات الفنية لحاسب معالجة الصور ثنائية وثلاثية الأبعاد		48
الجدول (4-3)	أهم مواصفات مادة التفلون [14]		50
الجدول (5-3)	توزع الأجسام المعدنية في أفواه عينات المرضى المدروسة		52
الجدول (6-3)	معلومات الصورة الخارج بعد التعديل		57
الجدول (7-3)	معلومات الصورة الدخل قبل التعديل		57
الجدول (8-3)	وظائف Open في واجهة معالجة الصور ثنائية الأبعاد		61
الفصل الرابع			
الجدول (1-4)	أبعاد دائرة التفلون ورأس البرغي وحشوة الأملغم في الصورة قبل وبعد المعالجة إضافة إلى القيم الحقيقية		104
الجدول (2-4)	أزمنة معالجة الصور ثنائية الأبعاد وحفظها لـ 3 حالات مختلفة مطبقة على 150 مقطع فقط في كل منها ضمن مواصفات الحاسب في الفقرة (3. 1. 2. 1)		109
الجدول (3-4)	أزمنة معالجة الصور ثنائية الأبعاد وحفظها لـ 3 حالات مختلفة مطبقة على 320 مقطع في كل منها ضمن مواصفات الحاسب في الفقرة (3. 1. 2. 2)		109
الجدول (4-4)	أزمنة معالجة الصور ثلاثية الأبعاد (2D Processing for 3D +3D Reconstruction) لـ 3 حالات مختلفة ضمن مواصفات الحاسب في الفقرة (3. 1. 2. 1)		110
الجدول (5-4)	توزع ترميز الحالات المدروسة مع عدد المقاطع الحاوية على المعادن لمرحلة تقييم تخفيف ضجيج السطوح إحصائياً		113
الجدول (6-4)	المتوسطات الحسابية لشدة إضاءة عناصر الصورة الخاصة بضجيج السطوح بحسب الحالات المدروسة مع النسب المئوية		114
الجدول (7-4)	توزع ترميز الحالات المدروسة مع عدد المقاطع الحاوية على المعادن لمرحلة تقييم		120

	تخفيف ضجيج الظلمة إحصائياً	
120	المتوسطات الحسابية لشدة إضاءة عناصر الصورة الخاصة بضجيج الظلمة بحسب الحالات المدروسة مع النسب المئوية	الجدول (4-8)
124	توزع ترميز الحالات المدروسة بحسب التفاوت	الجدول (4-9)
127	توزع الأوزان مع الإجابات الأربعة لكل سؤال بالاستبيان	الجدول (4-10)
128	توزع أوزان إجابات الأطباء وأوزان الأسئلة إضافة إلى متوسطاتها	الجدول (4-11)

Glossary Of Terms مصطلحات البحث	
المصطلح	المعنى
CBCT	جهاز التصوير المقطعي المحوسب ذو الحزمة المخروطية Cone Beam Computed Tomography
Metal Artifact	أثر المعدن (الصنعي)
FPD	Flat Panel Detectors كواشف الألواح المسطحة
FOV	Field Of View حقل الرؤية
TFT	Thin-Film Transistors ترانزستورات ذات طبقة الفيلم الرقيقة
Raw Projections	المساقط الأولية
Pixel	Picture Element عنصر الصورة
Voxel	Volume Element عنصر الحجم
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine التصوير الرقمي والاتصالات بالطب
Coronal	إكليلي
Axial	محوري
Sagittal	سهمي
Acquisition Stage	مرحلة التحصيل
Reconstruction Stage	مرحلة إعادة البناء
Slice	مقطع
I.I.	Image Intensifier مضخم صورة
Scintillator Layer	طبقة ومضة
Photodiode	ديود الضوئي
ADC	Analog to Digital Converter مبدل تماثلي رقمي
CsI:TI	السيزيوم أيودايد المشاب بالثاليوم
Gd ₂ O ₂ S	أوكسي سلفايد الغادولينيوم
DQE	Detective Quantum Efficiency الفعالية الكشفية الإشعاعية
aSi:H	Hydrogenated Amorphous Silicon السيلكون اللابلوري المهدرج
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
Bias Voltage	جهد الانحياز
Frame Grabber	مجمع أطر الصور
Dark Image Offset	انزياح الصورة العاتمة
Temporal Artifacts	الأثر الزمني

تيار الظلمة	Dark Current
استيفاء خطي	Linear Interpolation
2D Radon Transformation تحويل رادون ثنائي البعد	2D RT
2D Reverse Radon Transformation تحويل رادون العكسي ثنائي البعد	2D RRT
المقاطع المائلة	Oblique Sections
المفصل الفكي الصدغي	TMJ
معدل الأطر	Frame Rate
أدنى جرعة يمكن معها إنجاز التشخيص بشكل معقول (الأمثلة الاشعاعية) As low as Reasonably Achievable	ALARA
تبعثر كومبتون	Compton Scatter
الالكترون المرتد	Recoil Electron
الفوتون المتبعثر	Scattered Photon
الموجه الجراحي	Surgical Guide
التعويضات الثابتة	Fixed Restorations
الأملغم	Amalgam
تقسية الحزمة	Beam Hardening
المبادئ الحيزية	Spatial Principles
تحويلات الصورة	Image Transformations
البناء ثلاثي الأبعاد	3D Reconstruction
مقاطع الدايكوم	Dicom Slices
مادة التفلون	Teflon®
تعديل التدرج الرمادي Gray Scale Modification	GSM
تقييس خطي	linearly scaling
تخفيف ضجيج السطوع	Bright Noise Reduction
تخفيف ضجيج الظلمة	Dark Noise Reduction
ترسيم الحدود	Trace Boundaries
عمليات حسابية	Arithmetic Operations
Contrast-limited Adaptive Histogram Equalization تسوية الهيستوغرام المتلائم ذي التباين المحدود	CLAHE
التعتيب	Thresholding
التجزئ	Segmentation
تخفيف ضجيج التبعثر	Scatter Noise Reduction

المرشح المتوسط	Averaging Filter
توحد الخواص	Isotropy
توزيع ديراك	Dirac Distribution δ
منحنيات تحاكي المنحنيات الجيبية	Sinograms
استخلاص البناء ثلاثي الأبعاد من المقاطع	3D Rendering
ترقيع السطح	Surface Patching
سطح ثلاثي الأبعاد يمثل مواضع قيم الإضاءة الثابتة ضمن حجم محدد	Isosurface
رسم الحواف	Contouring
Graphical User Interface واجهة المستخدم التفاعلية	GUI
معدل الأطر بالثانية	Frame Rate
آلية الضبط الدقيق	Fine Tuning

الملخص:

تعتبر آثار المعادن ذات الطبيعة الضجيجية الصناعية Metal Artifacts في صور أجهزة التصوير المقطعي المخروطي السني المحوسب CBCT، تحدياً كبيراً يواجه أطباء الأسنان عند قراءتهم لها بهدف التشخيص الطبي السني.

يهدف هذا البحث إلى التخفيف من هذه الآثار الضجيجية، لمساعدة الطبيب على اتخاذ القرار التشخيصي الأدق بالاعتماد على صور CBCT المحسنة إلى جانب الصور الأصلية المتداولة.

تقسم خوارزمية معالجة الصورة إلى قسمين، يتم في القسم الأول معالجة الصور ثنائية الأبعاد اعتماداً على المبادئ الحيزية لمعالجة الصورة، بهدف تخفيف أنواع ضجيج السطوع (الشفافية) والظلمة (الظلالية) والتبعثر، في حين يهدف القسم الثاني إلى بناء الصور ثلاثية الأبعاد للنسج العظمية ذات الضجيج المخفف بعد معالجة المقاطع بتحويل رادون ومعكوسه. من ناحية أخرى فقد تم تطوير استبيان يهدف إلى تقييم صور CBCT المعالجة بالاعتماد على آراء أطباء الأسنان الاختصاصيين.

اعتمدت لغة الماتلاب MATLAB كبيئة عمل برمجية متطورة، أتاحت لنا جميع مستلزمات معالجة الصورة الرقمية بالإضافة إلى واجهات المستخدم التفاعلية.

إن ما يميز هذا البحث عن باقي الأبحاث الأخرى في المجال نفسه، هو اعتماده على مقاطع الدايكوم في معالجة الصورة وليس على المساقط الأولية Raw Data.

لقد تم استعراض النتائج ومناقشتها وتقييمها بالاعتماد على التقييم الإحصائي الكمي المطبق على عينة من مقاطع صور CBCT، إذ كانت درجة التحسين واضحة، ومع ذلك فإن بعض النقاط السلبية الهامشية ظهرت وتمت دراستها. لقد تم تأكيد هذه النتائج من خلال الاستبيان الذي عبر فيه أطباء الأسنان عن التحسن الكبير في صور CBCT المعالجة.

ختاماً، فإن نتائج هذه الدراسة تمثل خطوة مفيدة باتجاه تخفيف آثار المعادن في صور CBCT.

Abstract:

Metal artifacts which are produced by dental Cone Beam Computed Tomography (CBCT) is a challenging issue which faces the dentists during dental diagnosis.

The aim of this project is to reduce metal artifacts in order to help dentists to reach accurate diagnosis depending on the improved CBCT images in addition to the traditional ones.

The processing algorithm consists of two parts. First, 2D images were processed depending on the Spatial Principles of image processing to reduce the bright, dark and scatter noises. Second, 3D images were reconstructed depending on the bone tissues which were treated to reduce metal artifact by processing the slices through 2D Radon and Reverse Radon Transformation. On the other hand, a questionnaire was developed to evaluate the treated CBCT images depending on specialized dentists.

MATLAB was used as an improved technical programming language, which include all image processing and graphical user interface (GUI) tools.

The novel method of this research depends on the Dicom slices instead of the raw projections in the processing.

The results were presented and discussed by quantitative statistic assessment on some CBCT slice. It was found that image enhancement was clear. However, some secondary negative results were found and discussed. These results were assured by the qualitative analysis of the questionnaire where the dentists found that the treated CBCT images were highly improved.

In conclusion, the results of this study may be an useful step towards reducing metal artifact in CBCT images.

المقدمة:

يندرج هذا البحث ضمن أبحاث معالجة الصور الطبية الرقمية والذي يهدف من جهة إلى بلورة تصور واضح حول تقنية التصوير المقطعي المخروطي، ومن جهة أخرى يهدف إلى تحسين صور هذه التقنية الملتقطة للمريض الذي يحوي فمه على المعادن.

تتلخص مشكلة بحثنا في أن الضجيج الناشئ عن سقوط الأشعة السينية على أجسام تتمتع بمعاملات امتصاص عالية كالمعادن، يعطي ظلالاً وحزماً مظلمة وأخرى ساطعة تحجب تفاصيل النسيج الواقعة ضمنها وبجوارها، وتزداد المشكلة تعقيداً عندما نعلم أن الآثار السابقة تنتشر على شكل خطوط متتالية تنطلق بكافة الاتجاهات من مركز الجسم المعدني، وسبب ذلك هو لقطات الجهاز المتوالية للأشعة السينية بشكل دوراني حول رأس المريض، ولكن عندما يتواجد عدد من الأجسام المعدنية مختلفة الأشكال والأحجام في الفم، فعندها من الممكن أن نتخيل حجم المشكلة التي ستواجه طبيب الأسنان عند محاولته قراءة الصورة بهدف اتخاذ القرار التشخيصي المناسب.

وانطلاقاً مما سبق وبالأخذ بعين الاعتبار لحدثة هذه التقنية في استخداماتها التطبيقية التي لا تتعدى العقد الواحد، فإن أبحاث تخفيف آثار المعادن في CBCT بدأت تأخذ مؤخراً اهتماماً أكبر [23]، وهذا ما جعل أعداد الأبحاث في هذا المجال محدودة بالمقارنة مع مئات الأبحاث المدروسة في مجال أجهزة الطبقي التقليدي على اختلاف أجياله وتقنياته منذ بداية سبعينات القرن المنصرم¹ [20].

من بعض الأبحاث التي نفذت في هذا المجال، الدراسة المرجعية [25] والتي هدفت إلى تخفيف أثر ضجيج المعادن اعتماداً على معالجة المساقط الأولية بتجزئ المعادن وترسيم حدودها أولاً ومن ثم حذفها، ليعاد الإسقاط من جديد مع بعض عمليات الاستيفاء والتتيم، وأخيراً إعادة بنائها نهائياً.

أما الدراسة المرجعية [23] فقد اعتمدت الطرائق التفاعلية مع المستخدم في تحديد أماكن المعادن في صور المساقط الأولية أيضاً، ومن ثم يتم معالجة الصورة باستخدام الطرائق المتفاوتة Variational Methods في ملء مناطق الظلال المعدنية.

¹ تم تطوير أول جهاز طبقي محوري على يد Godfrey N. Hounsfield عام 1972 لينال على إثرها جائزة نوبل في الطب والفيزيولوجيا بالمشاركة عام 1979 [5].

بضوء ما سبق فإنه يمكن تلخيص هدف البحث بالسعي لتخفيف آثار ضجيج المعادن في أجهزة CBCT بشكلها الساطع والمظلم في الصور ثنائية الأبعاد، إلى جانب تخفيف أثر ضجيج المعادن في الصور ثلاثية الأبعاد أيضاً.

تتطلب خوارزمية الحل من نقطتين أولاً تستهدف تحسين الصورة ثنائية الأبعاد اعتماداً على المبادئ الحيزية، وثانيهما تحسين الصور ثلاثية الأبعاد المعاد بناؤها للنسج العظمية ذات الضجيج المخفف.

لقد تم الحصول على نتائج مميزة على صعيدي الصور ثنائية وثلاثية الأبعاد تم التحقق من صحتها بالمعاينة من خلال استقراء رأي عينة من أطباء الأسنان الاختصاصيين بشأنها، وبالدراسات الإحصائية المطبقة على عناصر الصور قبل وبعد معالجة الصورة.

تتألف الأطروحة من أربعة فصول، الفصل الأول يعطينا مدخلاً نظرياً للبحث ابتداءً بجهاز CBCT ومبدأ عمله ومواصفاته الفنية وتطبيقاته إلى جانب نقاط ضعفه، وانتهاءً بالتحدث بعمومية عن المعادن المستخدمة في طب الأسنان وأسباب نشوء الضجيج عنها عند التصوير بالتقنية المذكورة.

وفي الفصل الثاني تمت مناقشة بعض الدراسات الأخرى في مجال تخفيف ضجيج المعادن مع تحليل بعضها. في حين نجد أن الفصل الثالث يقمنا في التفاصيل العملية من محددات للبحث والتي أهمها قيام البحث على أساس علمي من حيث التطبيق أولاً على الفانتوم التجريبي حيث تم تصميم هذا الفانتوم وتصنيعه ذاتياً، ومن ثم التطبيق على صور المرضى وصولاً إلى تفاصيل خوارزمية البحث وانتهاءً بواجهات البرنامج.

أخيراً فإن الفصل الرابع يستعرض نتائج البحث ويتحقق من صحتها ووثوقيتها بطرائق التقييم الإحصائية والاستقرائية، ومن ثم يجري مقارنة بين هذه النتائج ونتائج الباحثين المذكورين في الفصل الثاني، ليذكر بعدها النتائج الإضافية التي تم تحقيقها في البحث زيادة على الأهداف المحددة له، ثم ليختم بالخاتمة النهائية والآفاق المستقبلية لهذه الدراسة.



الفصل الأول

المراجعة النظرية

Literature Review

مقدمة:

يعتبر هذا الفصل مدخلاً نظرياً هاماً للبحث، بتطرقه إلى أسس عمل CBCT وإلى المعادن المستخدمة في طب الأسنان وآثارها الضجيجية في صور الجهاز، وانتهاءً بمشكلة البحث وأهدافه وحدوده.

1.1 جهاز التصوير المقطعي المخروطي المحوسب السني CBCT:

1.1.1 لمحة تاريخية:

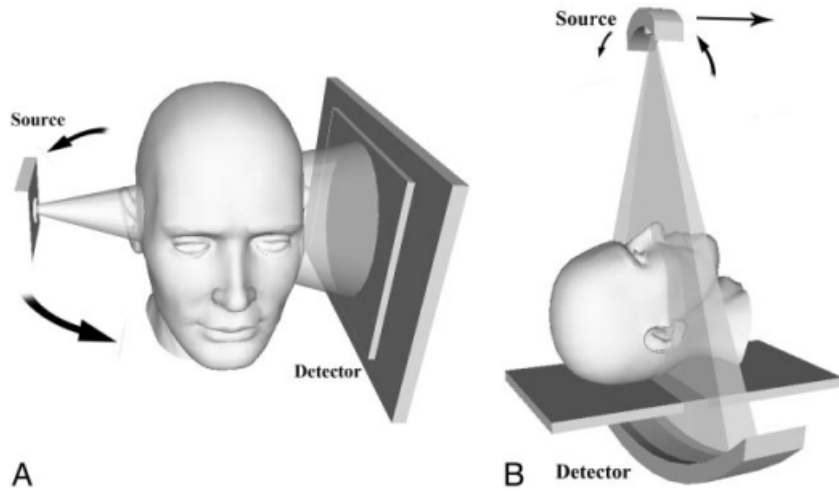
إن التصوير الشعاعي باستخدام تقنية Cone Beam CT أو اختصاراً CBCT بات من أحدث التقنيات المعتمدة للتشخيص الشعاعي من قبل أطباء الأسنان، إذ تم اعتماد هذه التقنية بشكل واسع في طب الأسنان منذ عام 2003، على الرغم من أن جذور نشأتها تعود إلى أواخر ثمانينيات القرن الماضي. فمنذ العام 1990 تحديداً، بدأت قفزات التطور التكنولوجي في صناعة الحواسيب الشخصية PCs Personal تقطع أشواطاً هائلة، لاسيما في مجال سرعة معالجة البيانات، ومن ناحية أخرى، فقد حققت صناعة أنابيب الأشعة السينية إنجازات مميزة على صعيد صناعة الأنابيب الصغيرة الخاصة بالتطبيقات السنية ذات الأسعار الاقتصادية، في الوقت الذي أخذت فيه صناعة الكواشف المسطحة FPD بعد عقد من الزمن تأخذ مكانها الريادي تدريجياً بعد النتائج المذهلة التي حققتها في إظهار الصور الشعاعية. وأخيراً فإن التقدم الكبير الذي طرأ على خوارزميات معالجة الصور الرقمية وخاصة خوارزميات إعادة البناء لصور الكواشف ثنائية الأبعاد، سمحت بمجموعها لأجهزة CBCT بأن ترى النور بعد طول انتظار [3].

إن المميز الرئيس لهذه التقنية هو إعطاؤها صوراً مقطعيةً بسماكات رقيقة وبدقة حيزية عالية للبنى ذات التباين العالي في الرأس والعنق، من خلال تعريض المريض لجرع شعاعية منخفضة [3، 10].

1.1. 2 مدخل إلى الجهاز:

تصدر أجهزة CBCT حزمة شعاعية مخروطية الشكل مقارنة بالحزمة المروحية في أجهزة CT التقليدية¹ كما في الشكل (1-1)، تنطلق من منبع شعاعي واحد لتغطي كامل منطقة الاهتمام المراد تصويرها بحسب مساحة حقل الرؤية الخاصة بالجهاز FOV، بحيث يتم تلقي الأشعة السينية النافذة عبرها على كاشف Detector مساحي ثنائي البعد مكون من آلاف عناصر الصورة Pixels، ومصنع بتقنية كواشف الألواح المسطحة/ ترانزستورات ذات طبقة الفيلم الرقيقة² Thin-Film Transistors/ Flat Panel Detectors (TFT/FPD)³ [3].

إن قطر قاعدة الحزمة المخروطية يتراوح بين 4 و 30 سم، كما يختلف عدد اللقطات للمساقط الأولية Raw Projections أو مجموعة المعطيات Data Collection المأخوذة من قبل الكاشف خلال دوران منبع الأشعة السينية حول رأس المريض بحسب الشركات المصنعة، حيث تستخدم هذه الصور في حساب الحجم الأسطواني المتضمن كامل الرأس أو جزء منه، بالإضافة لحساب الكثافات عبر كافة الاتجاهات لعناصر الحجم Voxels [3].



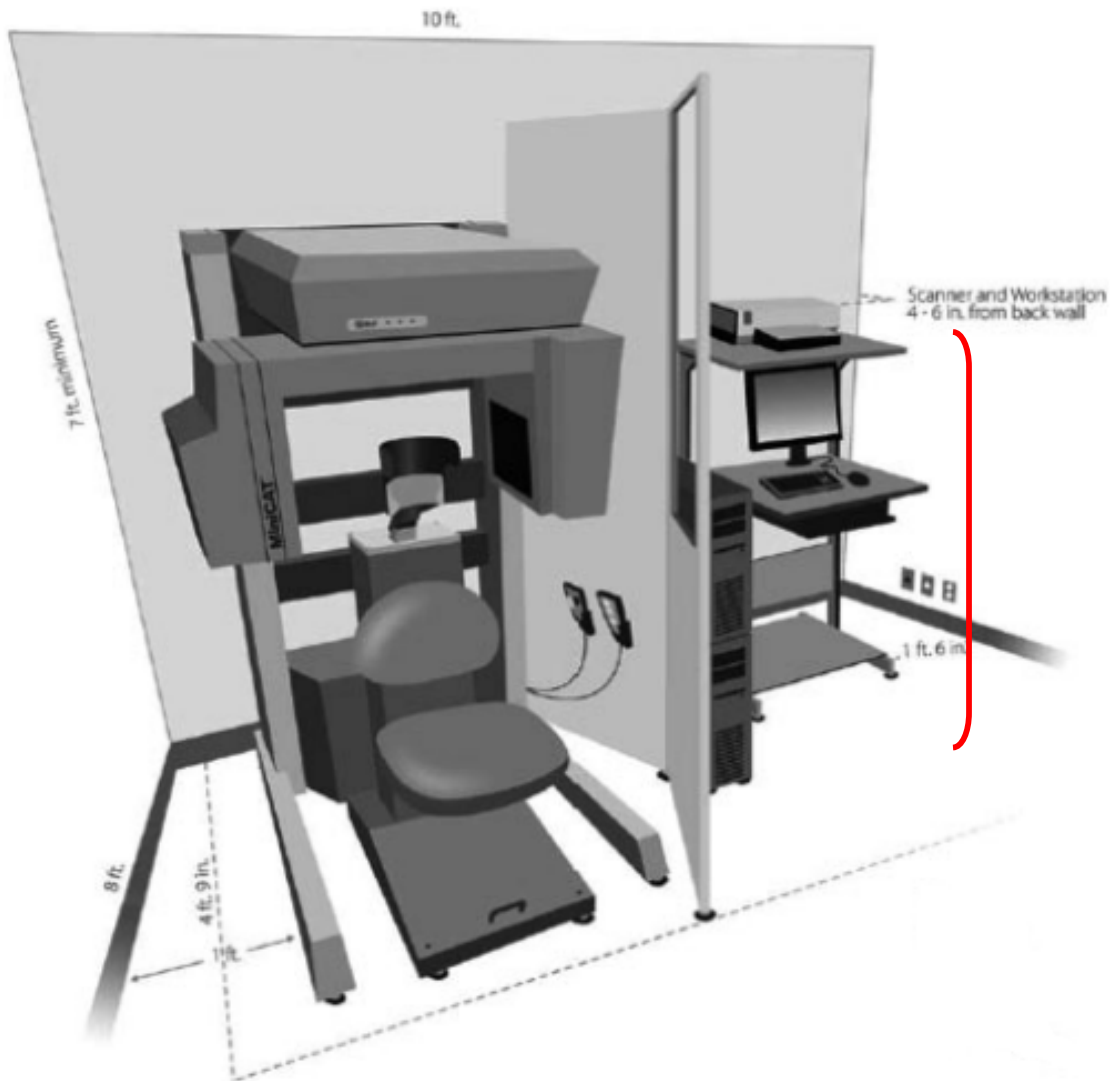
الشكل (1-1) A حزمة الأشعة السينية المخروطية في CBCT من المنبع إلى الكاشف. B حزمة الأشعة السينية المروحية في CT التقليدي [10]

¹ تطلق أجهزة MSCT حزمة شعاعية يمكن رسمها بالمخروطية الضيقة أو بالمروحية العريضة، ومن باب الاختصار ضمن تفاصيل البحث فقد تم إجمال كافة أجهزة الطبقي محوري الطبي من حيث حزمة الأشعة بالحزمة المروحية دون الخوض بأبعادها على اعتبارها خارج بحثنا.

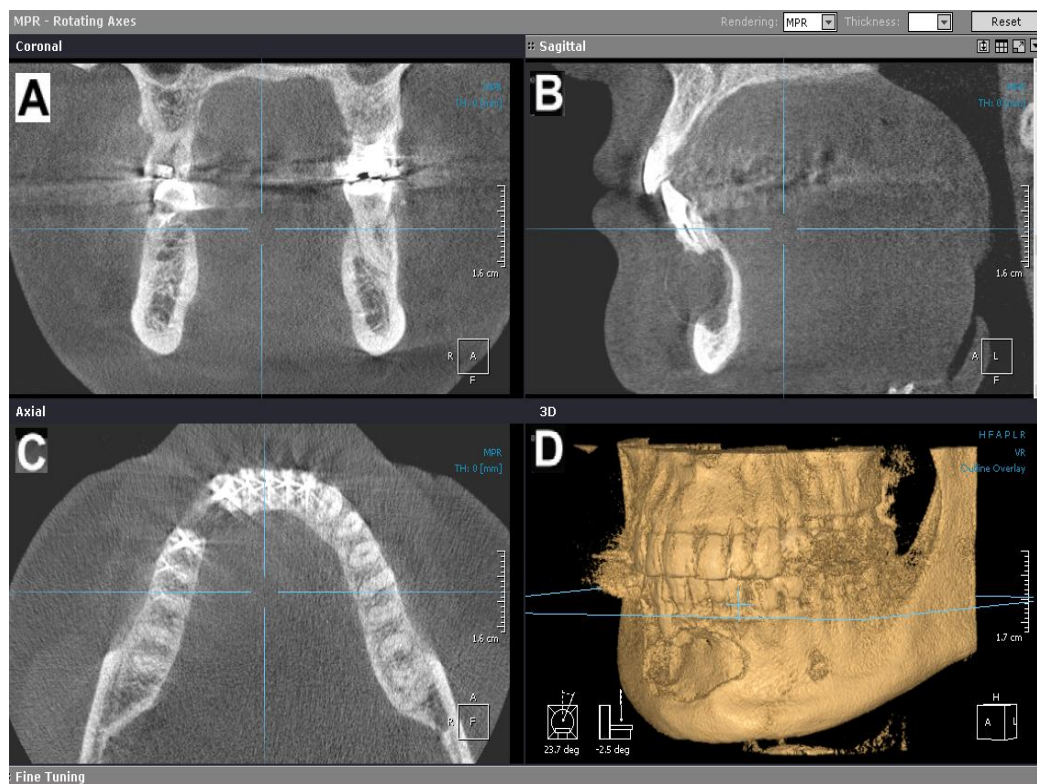
² سيعتمد مصطلح كواشف 'TFT/FPD' عوضاً عن "كواشف الألواح المسطحة/ ترانزستورات ذات طبقة الفيلم الرقيقة".

³ تم الاكتفاء بذكر تقنية كواشف TFT/FPD على اعتبار أنها التقنية المستخدمة في جهاز البحث Picasso Pro.

تجرى معالجات رقمية بمراحل متعددة للصور الأولية السابقة في حاسب الجهاز الموضح في الشكل (2-1 الخط الأحمر)، بحيث يتم إخراج المقاطع في النهاية بلاحقة الدايكوم DICOM وفق المسقط المحوري، والتي يعتمد عليها برنامج الإظهار الملحق مع الجهاز في بناء سلسلة المقاطع وفق المستويات السهمية Sagittal والمحورية Axial والإكليلية Coronal النهائية، بالإضافة إلى صورة ثلاثية الأبعاد لمنطقة الاهتمام كما في الشكل (1-3). كما يمكن إظهار المقاطع المائلة والتحكم بسماكتها وإجراء مختلف القياسات، والكثير من الوظائف الأخرى التي يمكن الاطلاع عليها من خلال دليل استخدام الجهاز.



الشكل (2-1) جهاز CBCT والحاسب الملحق معه-MiniCAT من شركة iCAT [10]



الشكل (3-1) أنماط الإظهار الأساسية في CBCT: A المستوى الإكليلي Coronal، B المستوى السهمي Sagittal، C المستوى المحوري Axial، 3D الصورة ثلاثية الأبعاد. (مأخوذة عن برنامج EzImplant لجهاز Picasso Pro من شركة VATECH / 85kvp / 6mA)

1.1.3 مبدأ عمل الجهاز:

يحتوي جهاز CBCT على قنطرة في أحد طرفيها منبع الأشعة السينية وفي الجهة المقابلة يتوضع الكاشف. تدور القنطرة حول نقطة ارتكاز بحيث تقع منطقة الاهتمام ضمن مسار مخروط الأشعة السينية الصادر من المنبع والساقط على الكاشف كما في الشكل (1-1/A)، وخلال الدوران فإنه يتم استحصال سلسلة متتالية من مساقط الصور الأولية يتراوح عددها بين 150-600 بحيث تتحدد المساحة الفعلية للمسقط بحسب مساحة نافذة حقل الرؤية FOV في الكاشف، وبالتالي فإن دورة واحدة للقنطرة (أو أقل في بعض تقنيات التصنيع) تكفي للحصول على المعلومات اللازمة لبناء الصورة [3].

سيتم التحدث بإيجاز عن مراحل نشوء الصورة ومعالجتها في جهاز CBCT وفقاً للمخطط الموضح بالشكل (1-4) وضمن مواصفات الجهاز Picasso Pro المفصلة في الجدول (3-1) لاحقاً.

تتضمن الخطوات ضمن جهاز CBCT:

1- توليد الأشعة السينية X-Ray Generation.

2- كاشف الأشعة السينية المسطح TFT/FPD.

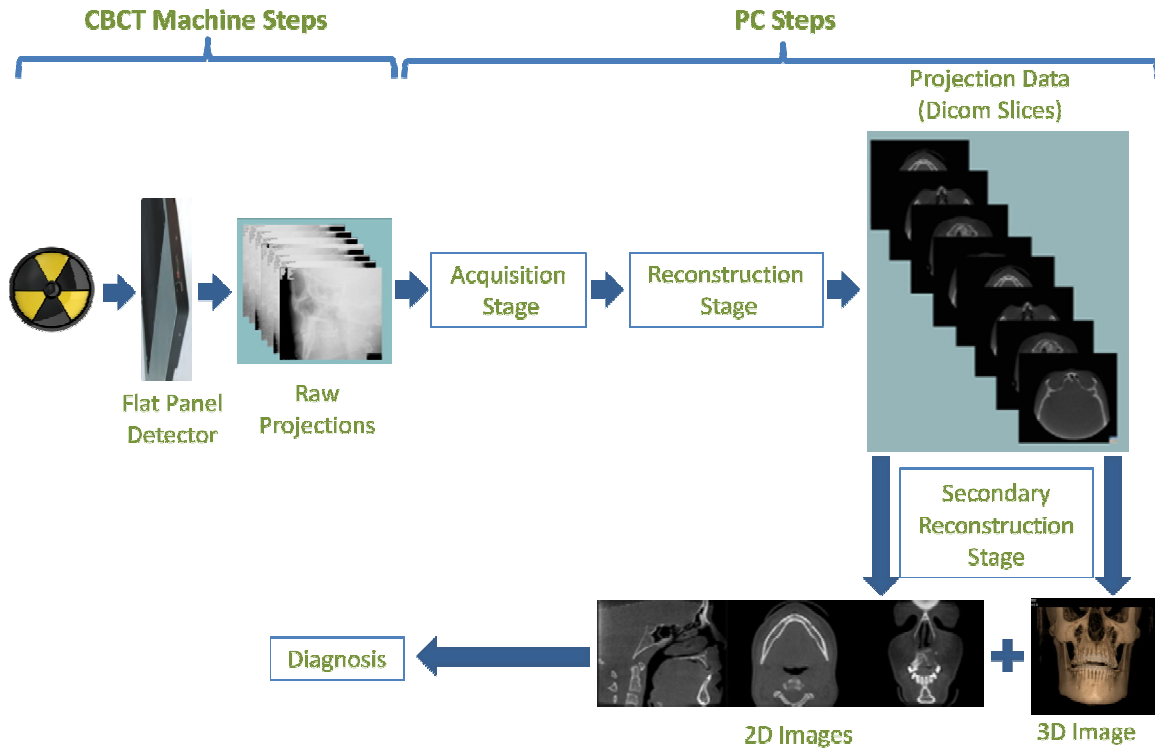
في حين تتضمن الخطوات ضمن حاسب جهاز CBCT:

1- مرحلة التحصيل Acquisition Stage.

2- مرحلة إعادة البناء Reconstruction Stage.

3- مرحلة إعادة البناء الثانوي وإظهار الصورة Secondary Reconstruction and Image.

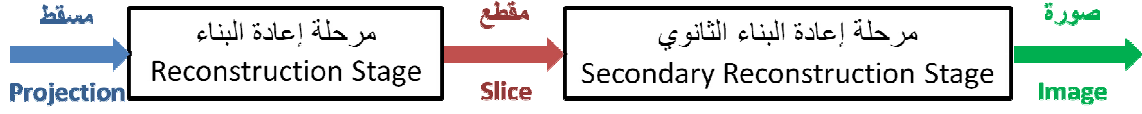
.Display Stage



الشكل (1-4) مخطط يوضح مراحل نشوء الصورة ومعالجتها وصولاً إلى مرحلة التشخيص في أجهزة CBCT [3]

ومما يجدر ذكره، أنه سيتم اعتماد مصطلح مسقط لكافة الصور الواقعة قبل مرحلة إعادة بناء الصورة Reconstruction Stage، بينما سيتم اعتماد مصطلح مقطع للصور الواقعة بين مرحلة إعادة بناء الصورة وبين مرحلة إعادة البناء الثانوي للصورة Secondary Reconstruction والتي تشمل فعلياً مقاطع الدايكوم، في حين سيتم استخدام مصطلح الصورة لكافة الصور المعالجة بعد مرحلة

إعادة البناء الثانوي للصورة والتي تتضمن مراحل معالجة الصورة الخاصة بالبحث كما في الشكل (5-1)¹.



الشكل (5-1) مخطط يوضح كيفية استخدام مصطلحات (مسقط - مقطع - صورة) خلال البحث

1.1. 3. 1 الخطوات ضمن جهاز CBCT:

أ - توليد الأشعة السينية X-ray Generation:

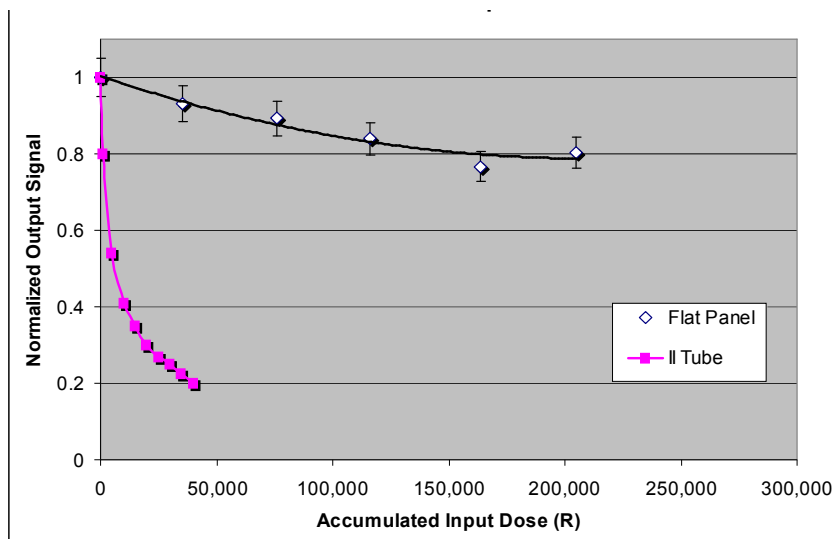
خلال الدوران فإنه يتم بناء كل مسقط صورة اعتماداً على سلسلة من اللقطات الإشعاعية الواصلة لكاشف الأشعة السينية، بحيث كانت تقنية إصدار الأشعة في البداية تعتمد على حزمة أشعة ثابتة ومستمرة خلال الدوران، لكن ما لبث أن اعتمدت تقنية الإصدار الإشعاعي المتقطع (النبضي) خلال المسح، بهدف تخفيض جرعة التعريض الشعاعي للمريض (بين 40 و 60%)، بالإضافة إلى زيادة فعالية أنبوب الأشعة السينية، وهذه التقنية النبضية هي التقنية المعتمدة في الجهاز المستخدم في قياسات البحث [3].

ب - كاشف الأشعة السينية المسطح TFT/FPD:

هو أداة قادرة على تسجيل فوتونات الأشعة السينية وتحويلها إلى إشارة كهربائية ومن ثم إرسالها إلى الحاسب، لتصبح بعدئذ جاهزة لإعادة تنفيذ مجموع كل ما سبق مجدداً بحسب عدد اللقطات الساقطة عليها خلال عملية الدوران الواحدة، حيث يستغرق تحصيل الصورة الأولية الواحدة فيها زمناً من رتبة الملي ثانية [3].

كما تتسم الكواشف TFT/FPD بنقطتين إيجابيتين إذا ما قورنت مع تقنيات تضخيم الصورة Image Intensifier (ii) الأولى تتلخص بطول عمر الكواشف TFT/FPD نسبياً مقارنة بتقنية مضخم الصورة (يتجاوز 200000 لقطة)، أما النقطة الثانية فتكمن في بطء الانخفاض التدريجي في جودة صور الكواشف TFT/FPD مع زيادة مدة الاستعمال إذا ما قورنت مع انخفاض جودة الصورة عند مضخمات الصورة [29]، الشكل (6-1).

¹ عند تعداد المقاطع فتستخدم كلمة Slice أو مقطع بغض النظر عن مرحلة المعالجة.



الشكل (6-1) الفرق في العمر العملي Working Life بين الكواشف المسطحة TFT/FPD و أنابيب مضخم الصورة (ii) Image Intensifier بالقياس نفسه - (الكاشف TFT/FPD موديل PaxScan 4030A من شركة Varian) [29]

تصنع الكواشف المسطحة TFT/FPD أربع شركات حول العالم موضحة في الجدول (1-1) والشكل (7-1).

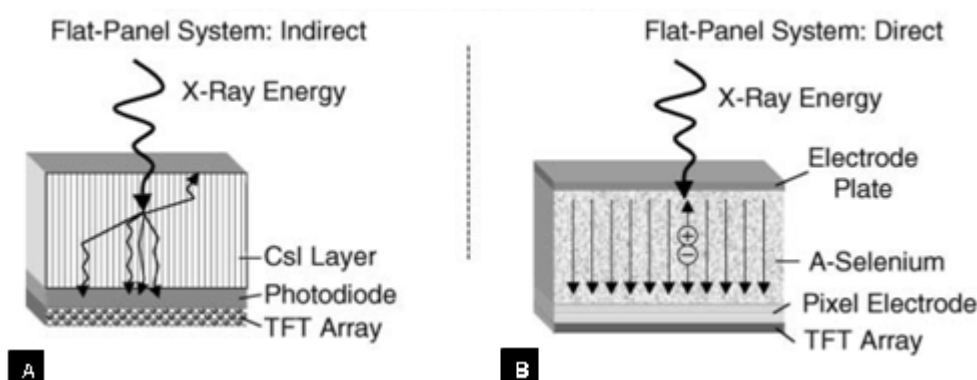
الجدول (1-1) الشركات المصنعة للكواشف المسطحة FPD حول العالم [30]

الشركة	بلد الصنع	ملاحظات
CANON	Japan	-
TRIXEL	France	الشكل (A8 /1)
VARIAN	USA	الشكل (B8 /1)
VATECH & SAMSUNG	South Korea	الشكل (C8 /1)



الشكل (7-1) نماذج من كواشف TFT/FPD غير مباشرة من 3 شركات وهي A: TRIXEL موديل pixium، B: VARIAN موديل Paxscan، C: VATECH & SAMSUNG موديل Xmarion [18، 19، 1] على الترتيب

تنقسم الكواشف المسطحة TFT/FPD إلى نوعين: مباشرة Direct وغير مباشرة Indirect، ففي الوقت الذي يتم فيه تحويل فوتونات الأشعة إلى ضوء ومن ثم إلى إشارة كهربائية في الكواشف غير المباشرة، فإن الأشعة السينية تتحول مباشرة إلى إشارة كهربائية في النوع الثاني كما في الشكل (8-1).

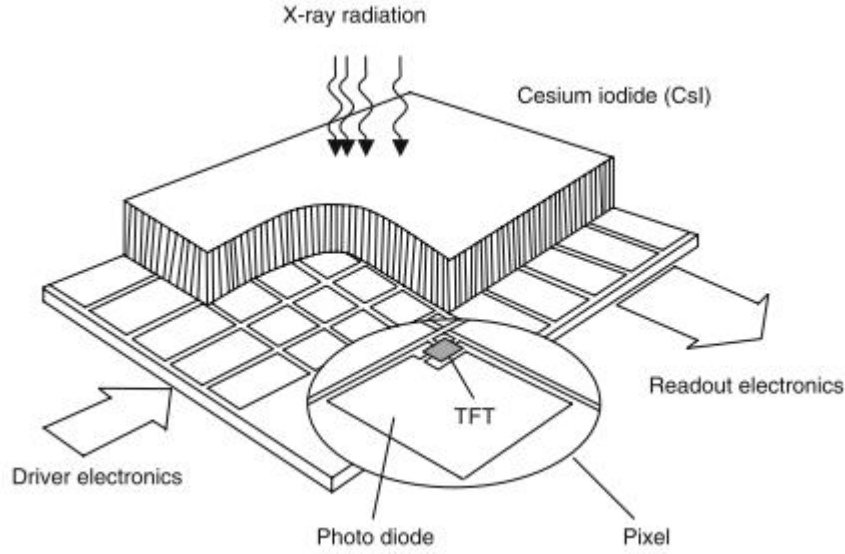


الشكل (8-1) أنظمة كواشف FPD غير المباشرة (A) والمباشرة (B) [19]

سيتم التحدث عن كواشف الأشعة السينية غير المباشرة على اعتبارها التقنية المستخدمة في جهاز البحث Picasso Pro [30].

تتكون الكواشف غير المباشرة حسب الشكل (9-1) من المراحل التالية:

- 1- مرحلة الطبقة الوماضة Scintillator Layer Stage.
- 2- مرحلة الديودات الضوئية/ ترانزستورات ذات طبقة الفيلم الرقيقة Photodiode/ TFT Stage.
- 3- مرحلة معالجة الإشارة والتبديل من تماثلي إلى رقمي Signal Processing and ADC Stage.



الشكل (9-1) الطبقات المولدة لكواشف الأشعة السينية غير المباشرة [19]

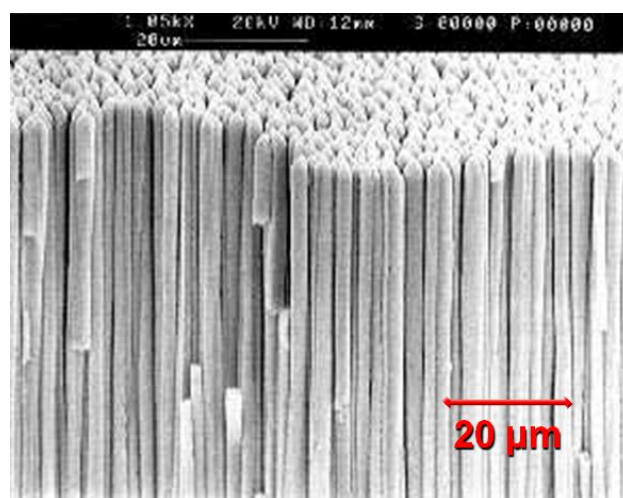
1- مرحلة الطبقة الوماضة Scintillator Layer Stage:

وهي الطبقة المسؤولة عن تحويل فوتونات الأشعة السينية الساقطة عليها إلى ضوء مرئي. من المواد الشهيرة في تصنيع هذه الطبقة: مادة أوكسي سلفايد الغادولينيوم Gd_2O_2S ومادة السيزيوم أيودايد المشابة بالتاليوم CsI:TI وهي المادة المستخدمة في كاشف جهاز البحث Picasso Pro [30].

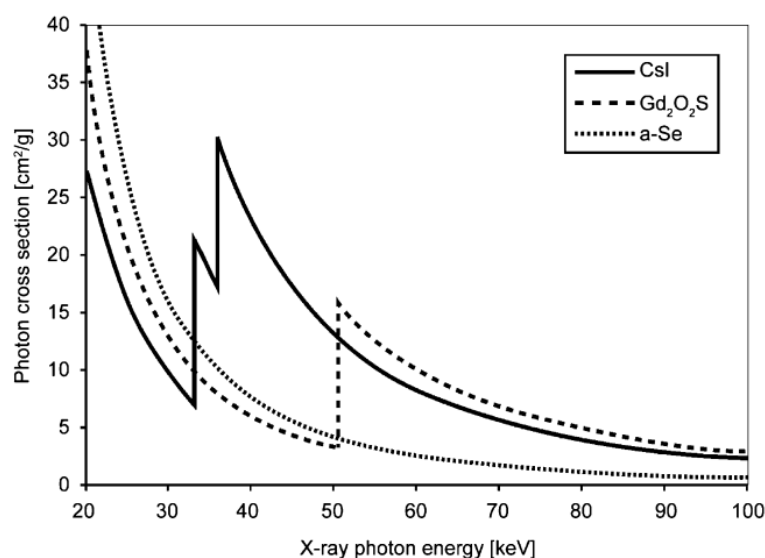
إن البنية الإبرية المايكروية (رتبة $5-10\mu m$) للسيزيوم كما في الشكل (10-1)، تعطي دقة حيزية عالية للصورة بعملها كأللياف ضوئية تنقل فوتونات الضوء الناتجة إلى الديودات الضوئية بحدود دنيا من التبعثر، كما أن خصائصها الامتصاصية العالية لفوتونات الأشعة السينية يسهم في زيادة الفعالية الكشفية الإشعاعية (DQE) Detective Quantum Efficiency

والتي تعبر عن مدى فعالية الكاشف في تحويل الأشعة السينية على دخله إلى إشارة مفيدة في خرجه [19].

يذكر بالإضافة للمزايا السابقة، أن الخصائص الامتصاصية الجيدة جداً للسيزيوم أيودايد المتعلقة بالعدد الذري المرتفع لكل من السيزيوم ($Z=55$) والأيودايد ($Z=53$)، تجعله متفوقاً على المواد الوماضة الأخرى في التطبيقات الشعاعية ضمن المجال الممتد بين 45-120 Kvp كما في الشكل (11-1) [19].



الشكل (10-1) مقطع في طبقة السيزيوم أيودايد الوماضة يوضح بنيتها الإبرية الميكروية [19]



الشكل (11-1) معاملات الامتصاص لكل من المواد الوماضة CsI و Gd₂O₂S و a-Se¹ [19]

¹ a-Se هي مادة السيلينيوم البللوري Amorphous Selenium والمستخدم في تقنية الكواشف المباشرة

2- مرحلة الديودات الضوئية/ترانزستورات ذات طبقة الفيلم الرقيقة Photodiode/ TFT Stage:

تحتوي هذه المرحلة على مصفوفة ضخمة من عناصر الصورة المؤلفة من ديودات ضوئية¹ Photodiodes، وترانزستورات ذات طبقة فيلم رقيقة (TFT) Thin-Film Transistors موضوعة ضمن طبقة من السيلكون المهدرج اللابلوري Hydrogenated Amorphous Silicon (aSi:H).

تعمل الديودات الضوئية على تسجيل الصورة من خلال عملها كمكثفات على النحو التالي:

1- عندما تكون ترانزستورات TFT في حالة Switch off وقبل إصدار أي أشعة، فإن الديودات تكون مشحونة إلى كامل جهد الانحياز Bias Voltage.

2- خلال إصدار الأشعة السينية فإن الفوتونات الضوئية الناشئة عن الطبقة الوماضية يتم امتصاصها من قبل الديودات الضوئية محولة إياها إلى شحنة كهربائية على شكل أزواج إلكترون- ثقب.

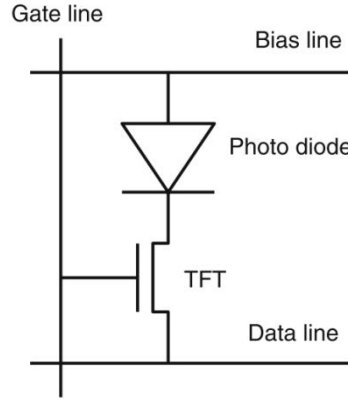
3- تتحرك هذه الأزواج بشكل متعاكس (الثقوب نحو الشحنة السالبة والإلكترونات نحو الشحنة الموجبة) بحيث يتم التفريغ التدريجي للشحنة الأصلية للديود الضوئي بقدر متناسب مع كمية الفوتونات الساقطة عليه.

4- يتم البدء بالقراءة عندما تصبح ترانزستورات TFT في حالة Switch on من خلال نبضة قادمة من خط البوابة Gate line، مما يتسبب في تدفق الشحنات المتبقية في الديودات الضوئية عبر الترانزستورات إلى خط المعطيات Data Line كما في الشكل (12-1).

5- بعودة ترانزستورات TFT إلى حالة Switch off فإنه يتم العودة مجدداً إلى الخطوة الأولى من خلال إعادة شحن الديود الضوئي إلى كامل جهد الانحياز وعندها يكون عنصر الصورة جاهزاً للحصول التالي.

¹ إن الديودات الضوئية في جهاز البحث Picasso Pro مصنعة بتقنية CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) [30].

يذكر أن كل ما سبق يتم على مستوى عنصر الصورة الواحد، وبالتالي فإن القراءة على كامل الكاشف تتم سطراً سطراً، بحيث تعنون كافة عناصر الصورة لكل سطر في آن واحد.



الشكل (1-12) دائرة الديود الضوئي مع الترانزستور TFT [19]

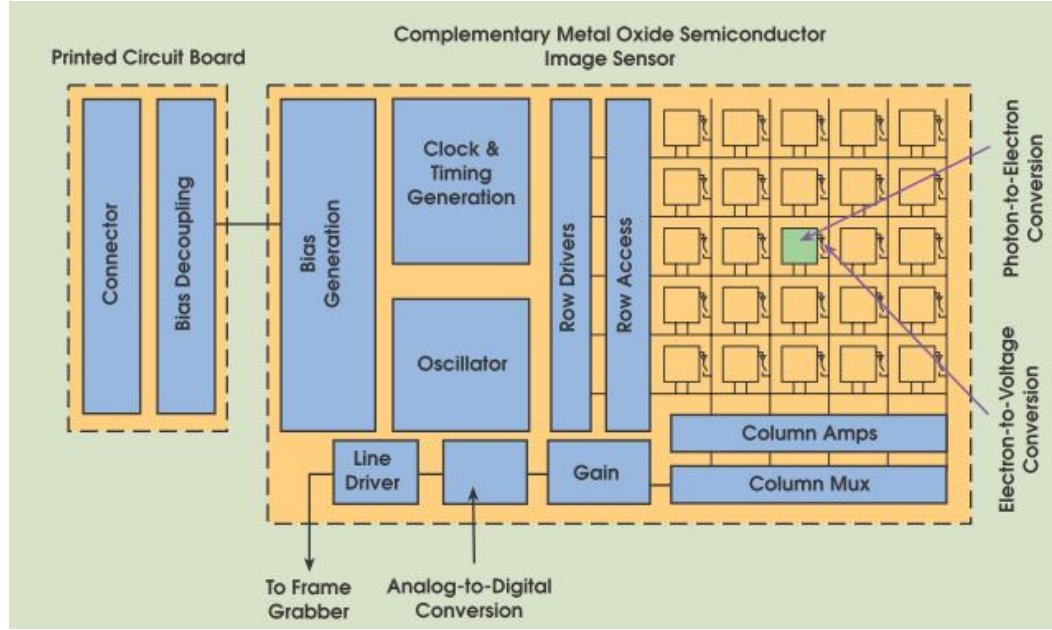
3- مرحلة معالجة الإشارة والتبديل من تماثلي إلى رقمي Signal Processing and ADC Stage:

في هذه المرحلة تعالج الإشارة السابقة وفق الخطوتين التاليتين:

1- يتم قياس إشارة الجهد الكهربائي على خرج كل ديود ضوئي وتضخيمها وتسجيلها من خلال دارات إلكترونية ذات ضجيج منخفض وعرض حزمة ترددات واسع low noise electronic circuits with high bandwidth كما في الشكل (1-13).

2- تنتقل الإشارات السابقة إلى وحدة اتصال متعددة Multiplexer تنقلها بدورها إلى مبدل تماثلي- رقمي (ADC (Analog-To-Digital Converter ومنه إلى مجمع أطر الصور Frame Grabber، لتنتشأ بذلك المساقط الأولية Raw Projections¹ وتبدأ أولى عمليات معالجة الصورة (الشكل (1-13)) [19, 25].

¹ تدعى أيضاً في بعض المراجع بالبيانات الأولية Raw data أو مجموعة المعطيات Data Collection [3].



الشكل (1-13) مراحل معالجة الإشارة والتبديل من تماثلي إلى رقمي [28]

1.1. 2 الخطوات ضمن حاسب جهاز CBCT:

أ- مرحلة التحصيل Acquisition Stage:

يتم في هذه المرحلة إجراء معالجة أولية للكاشف Detector Pre Processing تحوي المراحل التالية:

1- معالجة انزياح الصورة العاتمة Dark Image Offset.

2- معالجة انحراف ربح عنصر الصورة Pixel Gain.

3- معالجة عناصر الصورة المعطوبة Defected Pixels.

4- معالجة الأثر الزمني Temporal Artifacts.

1- انزياح الصورة العاتمة Dark Image Offset:

إن الصورة العاتمة Dark Image تعبر عن إشارة خرج الكاشف المستحصلة من دون تعرضه للأشعة السينية، وتتسبب انحرافات الحيزية بشكل أساسي بسبب الانحرافات المتولدة عن نشوء التيار العاتم¹ Dark Current للديودات الضوئية، وبما أن ارتفاع درجة الحرارة يلعب دوراً كبيراً في زيادة قيمة هذا التيار، فإنه يراعى تثبيت درجة حرارة الكاشف خلال العمل.

¹ وهو التيار الناشئ عن الشحنة المتولدة في الكاشف من دون التعرض للأشعة السينية [18].

يتم تصحيح الانحرافات السابقة من خلال طرح قيم الإزاحة الناتجة عن كل عنصر صورة من وسطي أكثر من ثلاثين صورة عاتمة متتالية [3].

2- ربح عنصر الصورة Pixel Gain:

تحدث الانحرافات في ربح عنصر الصورة لسببين:

1- تفاوت حساسية الديودات الضوئية.

2- تفاوت فعالية التبديل الذاتي لمادة الطبقة الوماضة باختلاف الكثافة والثخانة.

يتم معالجة الانحرافين السابقين من خلال معايرة الربح خطياً بتقسيم قيمة كل عنصر صورة على معامل ربحه Gain Factor، حيث تحسب معاملات الربح على مستوى عنصر الصورة بإيجاد متوسط ربح أكثر من ثلاثين صورة مضيئة Bright Images ناشئة عن لقطات شعاعية متجانسة دون وجود أي جسم بين المنبع والكاشف، وبضوئه تتم عملية انزياح منظمة Systematic Offset تعوض عدم التجانس كما في الشكل (14-1) [3].

3- عناصر الصورة المعطوبة Defected Pixels:

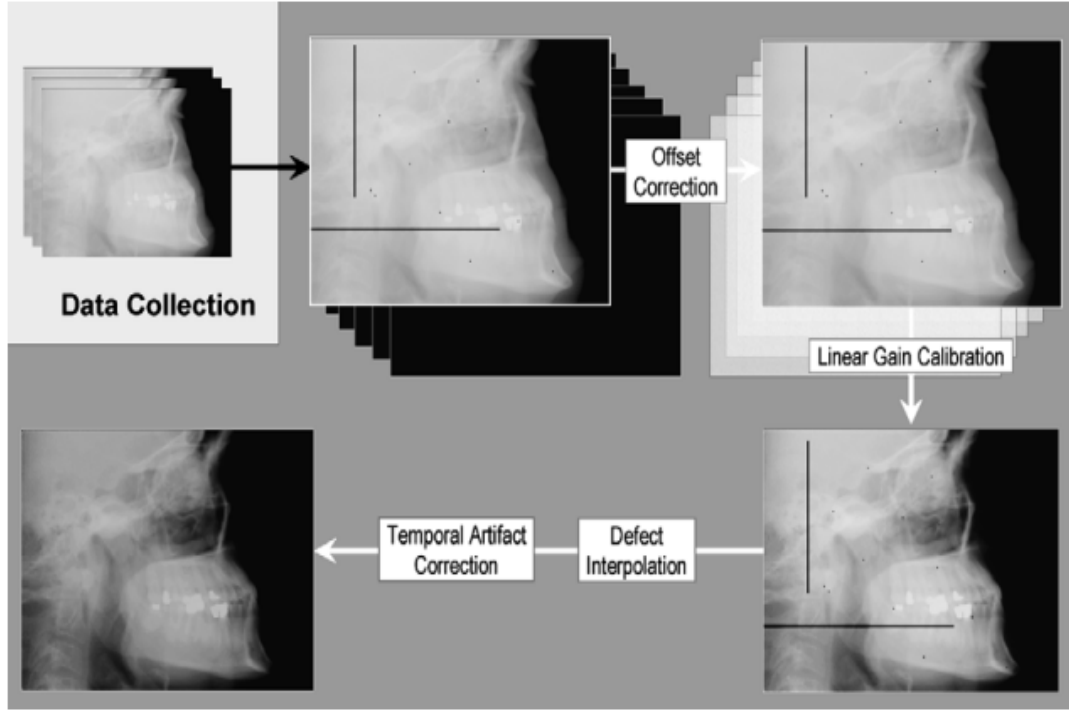
إن عناصر الصورة المعطوبة تظهر أداءً غير طبيعي يختلف عن المشكلتين السابقتين، يتمثل ببعض التجمعات للعناصر المظلمة (Death Pixels) والناصعة (White Pixels) على طول الصور الأولية والتي تظهر بصورة دائمة وتشكل ما يدعى بالخارطة المعطوبة Defected Map كما في الشكل (14-1).

يتم التخلص من هاتين المشكلتين بتلافي قراءة هذه النقاط المعطوبة ذات الإحداثيات المعروفة والثابتة، ومن ثم يتم تغيير قيمها عن طريق إعطائها قيم الاستيفاء الخطي Linear Interpolation [3].

4- الأثر الزمني Temporal Artifact:

إن التعريض المتتالي للطبقة الوماضة يؤدي إلى اختزان بعض آثار الشحنات، والتي تؤدي بدورها إلى ظهور بعض الإشارات المتبقية في الديودات الضوئية، مما ينتج عنه تراكم في الإشارات يسبب تأخيراً زمنياً يضافي على الصورة الناتجة زيادة في درجة العتامة كما في الشكل (14-1).

يتم معالجة هذه المشكلة من خلال إجرائية تحسب مقدار الإزاحة السابق اعتماداً على المنحنيات الزمنية الخاصة بخصائص الكاشف وتطرحه [3].



الشكل (1-14) مراحل المعالجة الأولية للكاشف [3] Detector Pre Processing

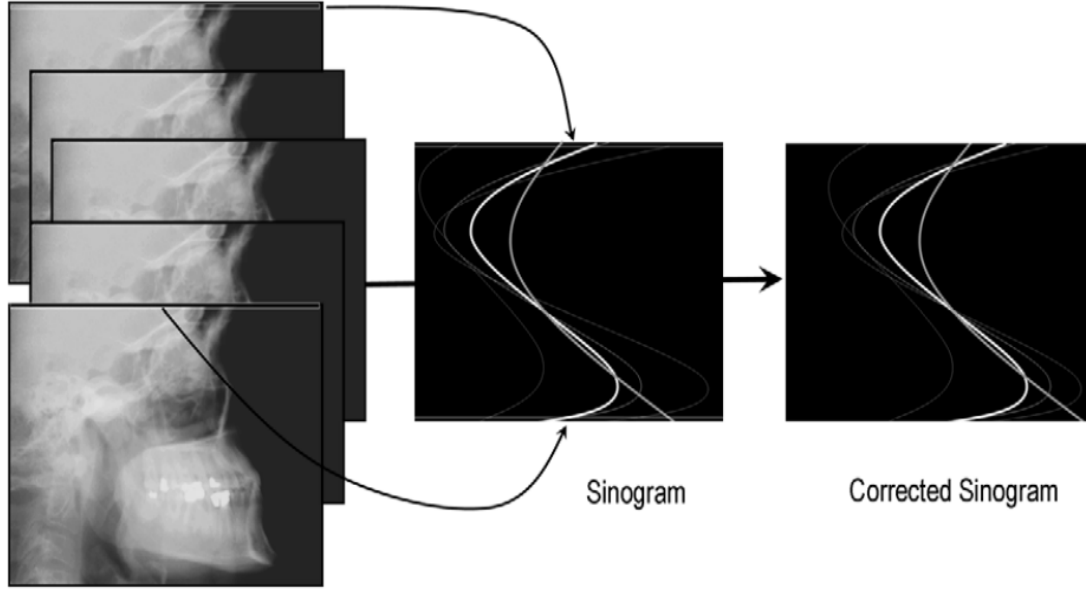
ب- مرحلة إعادة البناء Reconstruction Stage:

بعد تصحيح الصور كما ذكر سابقاً، فإنه يتم ضم بعضها إلى بعض من خلال إنشاء منحنيات ساينو غرام Sinograms اعتماداً على تحويل رادون ثنائي البعد 2D Radon Transformation، حيث أن الأسطر في كل صورة أولية تستخلص لبناء الصورة المركبة Composite Image على النحو التالي:

يستخدم السطر الأول من الصورة الأولية الأولى لبناء السطر الأول من الصورة المركبة، فيما يستخدم السطر الأول من الصورة الأولية الثانية في بناء السطر الثاني من الصورة المركبة، وهكذا حتى يستخدم السطر الأول من الصورة الأولية n في بناء السطر n من الصورة المركبة كما في الشكل (1-15).

إن الصورة المركبة الناتجة من أمواج جيبيية متعددة بمطالات مختلفة تعبر عن مساقط الجسم خلال دوران 360 درجة، ثم يجب تصحيح أخطاء التمرکز Centering Errors بحساب الانحرافات ضمن

الساينوغرام وإزاحتها بشكل مناسب (الشكل (15-1))، ليتم بعدها تطبيق خوارزمية الترشيح وإعادة البناء Filtered Back Projection على كافة ساينوغرامات المقاطع لتتحول إلى مقاطع ثنائية الأبعاد تدعى CT Slices¹، وبالتجميع المتتالي لكافة هذه الصور معادة البناء فإنه يتم إظهار الصورة الحجمية ثلاثية الأبعاد [3].



الشكل (15-1) بناء منحنيات الساينوغرام وتصحيحها ضمن مرحلة إعادة البناء [3] Reconstruction Stage

ت - مرحلة إعادة البناء الثانوي وإظهار الصورة Secondary Reconstruction and Image Display Stage:

يتم إجراء إعادة بناء ثانوية للـ CT Slices السابقة بهدف إظهار المستويات المتعامدة الثلاثة: السهمي Sagittal والمحوري Axial والإكليلي Coronal بالإضافة إلى الصورة ثلاثية الأبعاد كما في الشكل (3-1).

إن الإظهار السابق فيما يدعى بنافذة Multi Planar Reformation-MPR يعد الأشهر في برمجيات الإظهار و الأنسب لأطباء الأسنان من حيث إمكانية رؤية أي موضع من أي مسقط من المساقط المتعامدة بآن واحد، كما أنها تمكن الطبيب من استحصال المقاطع المائلة Oblique Sections وفق زوايا الاهتمام، بالإضافة إلى المقاطع المستعرضة Cross Sections الأساسية في دراسات الزرع.

¹ وتدعى أيضاً ببعض المراجع مقاطع الدايكوم 'Dicom Slices' أو معلومات الإسقاط 'Projection Data' [3].

1.1. 4 مواصفات تقنية أخرى متعلقة بالجهاز:

1- معدل الأطر Frame Rate:

إن معدل الأطر الأكبر يعطي صوراً ذات ضجيج أخفض و دقة أعلى، ومع ذلك فإن زيادتها تعني جرعة شعاعية أكبر سيتعرض لها المريض، وبالتالي فإن عناصر الكواشف يجب أن تكون حساسة لدرجة عالية تكفي لالتقاط الأشعة السينية وإعطاء خرج عال للإشارة المفيدة بالنسبة إلى الضجيج، ولتنتقل بعدها الجهد إلى المبدلات التماثلية والرقمية بحيث يتم ذلك خلال مسار دوران قصير جداً من الأشعة الصادرة [3].

2- الجرعة الشعاعية:

تشير التقارير المنشورة إلى تنوع كميات الجرعة الإشعاعية المؤثرة الصادرة بحسب موديل جهاز الـ CBCT ونافاذة حقل الرؤية المختارة بحيث تتراوح بين 29 إلى 477 مايكروسيغرت¹ كما في الجدول (2-1).

بالمقارنة بين الجرعة المذكورة وكلاً من الجرعة المكافئة بالتصوير البانورامي التقليدي (على فيلم) وبالمصادر الطبيعية الكونية، نجد أن الجرعة المكافئة للـ CBCT تساوي 5 إلى 74 مرة مقارنة بالتصوير البانورامي، و 3 إلى 48 جرعة يوم تعريض طبيعي [3].

يذكر أن تعديل توضع المريض (إمالة ذقن المريض)، وإلباسه للدرئمة الرصاصية (خاصة الدرئمة الرقبية)، تسهم في تخفيض الجرعة المتلقاة لأكثر من 40%، كما أن الاكتفاء باستخدام نافذة حقل الرؤية FOV الأصغر التي تغطي منطقة الاهتمام تسهم أيضاً في خفض جرعة التعريض بشكل أكبر إلى جانب اتسام الـ FOV الأصغر بدقة أعلى.

بالمقارنة مع الجرعة المتلقاة خلال التصوير لكامل الفك العلوي من خلال جهاز الطبقي محوري التقليدي CT والبالغة حوالي 2000 مايكروسيغرت، نجد أن التصوير باستخدام CBCT لنفس المنطقة أقل بـ 76.2% إلى 98.5% [3].

¹ السيفرت (Sv) هي وحدة لقياس جرعتي الإشعاع المكافئة Equivalent Dose والمؤثرة Effective Dose معاً [9].

مما سبق نجد أن تقنية CBCT تعرض المريض عموماً إلى مستويات منخفضة من الأشعة، ولكن هذا لا يعني أنها تغني عن استخدام تقنيات الأشعة السينية الأخرى ذات الإصدار الشعاعي الأخفض كالتصويرين البانورامي والذروي وذلك عملاً بمبدأ "الأمثلة الإشعاعية ALARA":
As low as Reasonably Achievable في الأشعة السينية، والذي يعبر عن استخدام التصوير الشعاعي بأدنى جرعة يمكن معها إنجاز التشخيص بشكل معقول [3].

يوضح الجدول (2-1) التالي مقارنة بين الجرعة الشعاعية لبعض أنظمة CBCT مع الجرعة الشعاعية البانورامية والطبيعية.

الجدول (2-1) مقارنة بين الجرغ الشعاعية لبعض أنظمة CBCT مع الجرعة البانورامية والجرعة الطبيعية [3]

Comparative radiation effective dose from selected cone-beam CT systems						
CBCT unit	Technique	Dose ^a				
		Effective dose ^a (μSv)	Comparative			
			Absolute	Imaging surveys		Annual per capita background ^e
				Equivalent panoramic surveys ^b		
				No. of days	% Annual	
CB MercurRay ^d	12-in/9-in/6-in FOV	477/289/169	74/45/26	48.0/29.0/17.0	13.0/8.0/4.7	
Galileos ^e	Default/maximum	29/54	5/9	3.0/5.5	0.8/1.5	
i-Cat ^d	12-in/9-in FOV	135/69	21/11	13.5/7.0	3.7/1.9	
Iluma ^e	Low/high	61/331	10/53	6.2/33.5	1.7/9.2	
NewTom 3G ^d	12-in/9-in FOV	45/37	7/6	4.5/3.5	1.2/1.0	
PreXion 3D ^e	Standard/high-resolution	69/160	11/25	7.0/16.0	1.9/4.4	
ProMax 3D ^e	Small/large	157/210	25/33	16.0/21.5	4.4/5.8	

^a Using 1990 International Commission on Radiological Protection calculations.

^b Data from Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. Dentomaxillofac Radiol 2003;32:229–34.

^c Annual per capita = 3.6 mSv (3600 μSv) per annum.

^d Data from Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. Dentomaxillofac Radiol 2006;35:219–26.

^e Data from Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Mol A. Dosimetry of recently introduced CBCT units for oral and maxillofacial radiology. Proceedings of the 16th International Congress of Dentomaxillofacial Radiology, Beijing, China, June 26–30, 2007, p. 97.

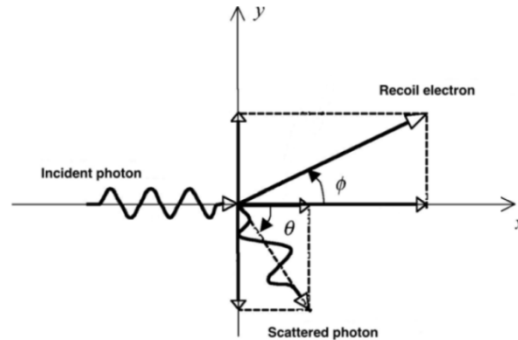
1.1. 5 تطبيقات الجهاز:

- 1- معالجات الكسور العظمية الوجهية.
- 2- معالجات التشوهات العظمية الوجهية.
- 3- معالجة حالات الأسنان المنطمرة.
- 4- معالجة الحالات الجراحية المتعلقة بقاع الجيب الفكي العلوي (مثال رفع الجيب الفكي).
- 5- معالجة الحالات الجراحية الحرجة المتعلقة بالعصب السني السفلي.
- 6- معالجة مشكلات المفصل الفكي الصدغي TMJ.
- 7- دراسة الكثافات العظمية قبل الزرع وبعد الزرع.
- 8- صناعة الموجات الجراحية للزرعات.
- 9- الدراسات السيفالومترية ثلاثية الأبعاد [3].

1.1. 6 نقاط الضعف في تقنية CBCT:

- 1- الضجيج الناتج عن وجود المعادن:
- وسيتم التحدث عنه بالتفصيل في الباب التالي.
- 2- ضجيج الإشعاعات المتبعثرة:

ينتج هذا الضجيج بتأثير تبعثر كومبتون Compton Scatter (الشكل (16-1))، حيث يؤدي ارتطام فوتون الأشعة السينية Incident Photon بأحد الإلكترونات في المدار الخارجي للذرة إلى إعطاء الفوتون جزءاً من طاقته للإلكترون على شكل طاقة حركية ينطلق على إثرها خارج الذرة بزاوية ϕ ويسمى الإلكترون المرتد Recoil Electron، بينما يغير الفوتون مساره بزاوية θ وبطاقة أقل ويسمى الفوتون المتبعثر Scattered Photon [13].



الشكل (16-1) تبعثر كومبتون [13]

ويوصف تغير الطول الموجي للفوتون المتبعثر بالعلاقة التالية:

$$\lambda - \lambda_o = \Lambda (1 - \cos\theta) \quad (1)$$

حيث:

λ طول موجة الفوتون المتبعثر

λ_o طول موجة الفوتون الساقط

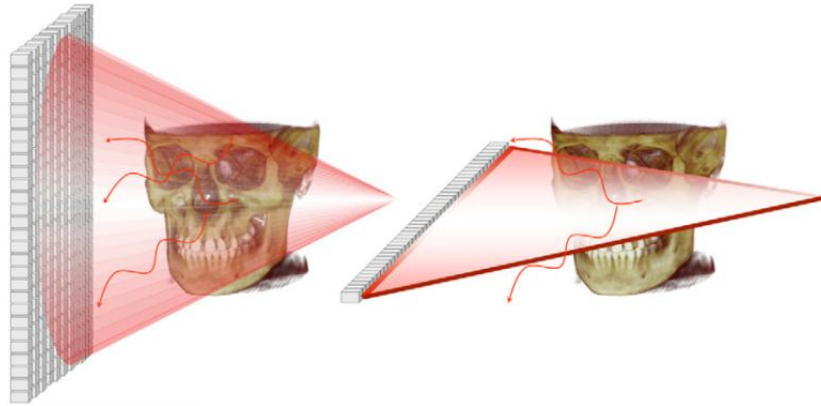
Λ طول موجة كومبتون وتساوي $0.02427 \times 10^{-10} \text{m}$

θ زاوية تشتت الفوتون المتبعثر

تنتشر هذه الإشعاعات المتبعثرة بكل الاتجاهات ويتم تسجيلها من قبل عناصر الصورة في الكاشف، وبالتالي فإن القيم الناتجة عنها لا تعبر عن قيم التخميد الفعلي للجسم الذي تعبر خلاله الأشعة السينية.

إن هذه القيم الإضافية غير الصحيحة للتخميد تحرف قيم التخميد الحقيقية عن خطيتها، ليظهر ذلك من خلال ضجيج يعم الصورة.

إن استخدام الكاشف المساحي في CBCT يزيد من كمية الإشعاعات المتبعثرة الملتقطة مقارنة بالطبقي محوري التقليدي ذي الكواشف الخطية، حيث تصل نسبة "التبعثر إلى الأصل" في CBCT إلى (0.4 ~ 2.0) في حين لا تتعدى (0.05 ~ 0.15) في CT التقليدي ذي الحزمة المروحية (الشكل (17-1)) [3].



الشكل (17-1) مقارنة بين الكاشف الخطي في CT التقليدي والمساحي في CBCT من حيث كمية الإشعاعات

المتبعثرة الملتقطة [3]

3- انخفاض دقة التباين للنسج الرخوة:

تعاني صور أجهزة CBCT من انخفاض في التباين يحول دون تمييز النسج الرخوة المتجاورة مقارنة بأجهزة الطبقي محوري وخاصة متعددة الشرائح وذلك للأسباب التالية:

1- انخفاض الفعالية الكشفية الإشعاعية (DQE) Detector Quantum Efficiency في CBCT

مقارنة بالفعالية الإشعاعية لكواشف أجهزة الطبقي محوري، على الرغم من تحسنها الكبير بعد استخدام CsI/Tl كمادة وماضة، حيث يعد هذا الانخفاض في الفعالية أحد التحديات التقنية الرئيسة المسببة لانخفاض التباين [3].

2- الإشعاعات المتبعثرة إضافة إلى كونها ضجيجاً يعم الصورة، فإنها تعد عاملاً مهماً في تخفيض دقة التباين [3].

3- انخفاض قيمة mA في أجهزة CBCT مقارنة بالـ CT التقليدي (جهاز البحث بين 2-9mA)، وبالتالي انخفاض في عدد فوتونات الأشعة السينية الصادرة والذي يؤدي بدوره إلى ظهور الضجيج بعموم الصورة.

4- الانفراج في الحزمة المخروطية الساقطة على الكاشف المساحي يؤدي إلى عدم التجانس في كمية الأشعة السينية الساقطة على الكاشف من جهتي المهبط والمصعد، فيما يدعى بـ Heel Effect، في حين أن الحزمة المروحية المركزة في الطبقي محوري التقليدي على الكواشف الخطية تتجاوز هذا الأثر، على اعتبار أن المسافة العرضية للكواشف المتجاورة محدودة.

5- الضجيج الذاتي للكواشف TFT/FPD والذي يؤثر على خطية الأشعة السينية واستجابتها [3].

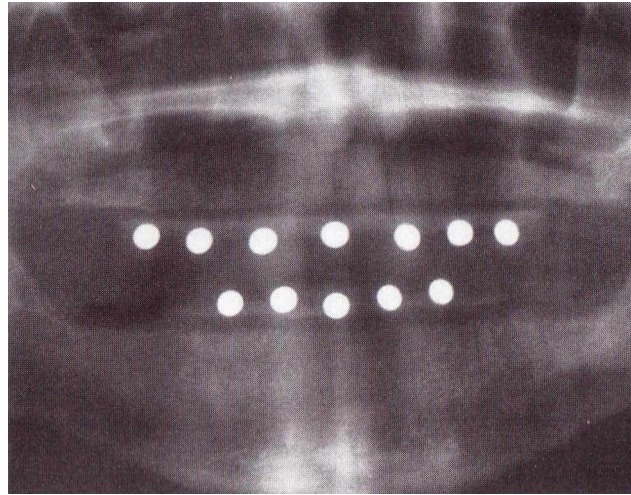
1. 2 آثار المعادن الضجيجية الناتجة في صور CBCT:

1. 2. 1 لمحة عن المعادن في طب الأسنان من حيث طبيعتها واستخداماتها:

إن تواجد المعادن في الفم يختلف باختلاف تطبيقاته على النحو التالي:

1- تطبيقات تشخيصية:

كالموجه الجراحي Surgical Guide وهو جهاز سيليكوني (امتصاصيته منخفضة جداً لفوتونات الأشعة السينية) يحوي كرات معدنية ذات مسافات مدروسة ومحددة في فم المريض الأدر عند التصوير الشعاعي، بهدف ظهورها في مناطق الاهتمام والمعالجة (كوضع زرعات مثلاً)، الشكل (18-1) [5].



الشكل (18-1) أحد نماذج الموجهات الجراحية [5]

2- تطبيقات علاجية:

تنقسم بدورها إلى :

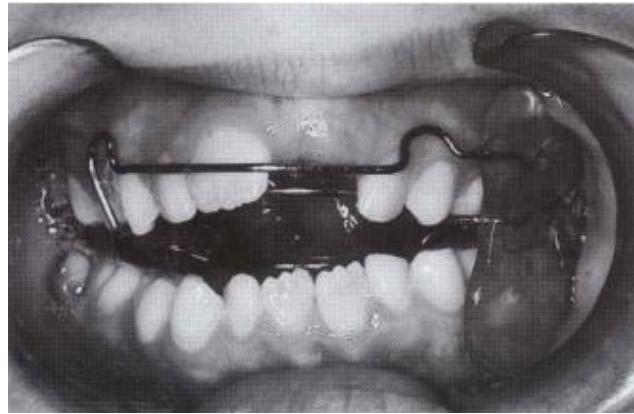
1- تطبيقات علاجية متحركة: يمكن إزالتها عند التصوير الشعاعي مثل:

- التعويضات السنية المتحركة كما في الشكل (19-1):



الشكل (1-19) أحد نماذج التعويضات السنية المتحركة [11]

- الأجهزة التقويمية المعدنية المتحركة كما في الشكل (1-20):



الشكل (1-20) أحد نماذج الأجهزة التقويمية المعدنية المتحركة [2]

- 2- تطبيقات علاجية ثابتة: لا يمكن إزالتها عند التصوير الشعاعي مثل:

- التعويضات الثابتة Fixed Restorations كما في الشكل (1-21):



الشكل (1-21) أحد نماذج التعويضات السنية الثابتة [15]

- الحشوات المعدنية (الأملمغم Amalgam) كما في الشكل (1-22)، وهي خليط من الزئبق 40-

50% والفضة 30-40%، والقصدير 5-15%، وقليل من معادن أخرى [11].



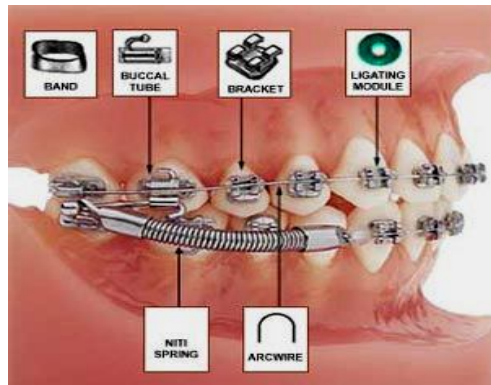
الشكل (1-22) أحد نماذج حشوات الأملغم [11]

- الزرعات السنية Implants كما في الشكل (1-23).



الشكل (1-23) أحد نماذج الزرعات السنية [15]

- المفاصل والبراغي والوصلات المعدنية الجراحية Surgical metal connections.
- يزداد امتصاص الأشعة السينية خلال المعادن بازدياد العدد الذري للعناصر المكونة لخلائها [9]، مما يعني ضجيجاً أكبر، فمثلاً العدد الذري للزئبق الذي لا يزال من أهم مواد الحشوات المعدنية (الأملغم) يمتلك عدداً ذرياً عالياً يساوي 200.6، راجع العلاقة (2).
- الأجهزة التقويمية المعدنية الثابتة كما في الشكل (1-24).



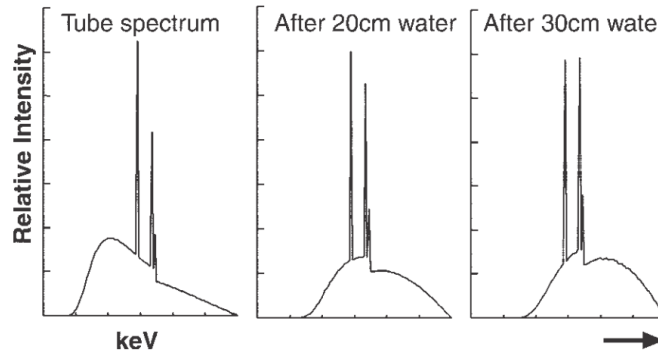
الشكل (1-24) أحد أنماط الأجهزة التقويمية المعدنية الثابتة [2]

1. 2. 2 أسباب نشوء ضجيج المعادن:

1- تقسية الحزمة Beam Hardening:

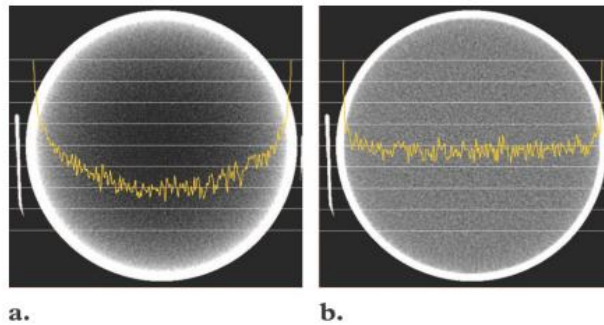
وهو أن التخميد اللاخطي لطيف الأشعة السينية عبر المعدن، ينتج عنه عبور غير متجانس لفوتونات الأشعة [24].

فلو افترضنا أن جسماً أسطوانياً متجانساً تعبر خلاله حزمة الأشعة السينية، فإن هذه الحزمة تصبح أقسى، أي أن متوسط الطاقة لها يزداد، لأنه يتم امتصاص الفوتونات ذات الطاقة الأدنى بشكل أسرع منه بالنسبة للفوتونات ذات الطاقة الأعلى [1] كما في الشكل (1-25).



الشكل (1-25) تزايد متوسط طاقة الأشعة السينية العابرة خلال الماء بازدياد العمق [1]

إذ إن الأشعة السينية العابرة خلال الجزء الأوسط للجسم تخترق سماكة مواد أكبر، مما يجعلها مقساة أكثر من الأشعة السينية العابرة خلال الحواف، وبالتالي فإن بروفيل التخميد الناتج يأخذ شكل القبة Capping مقارنة بروفيل التخميد المثالي في حال عدم حصول التقسية بتاتاً كما في الشكل (1-26).

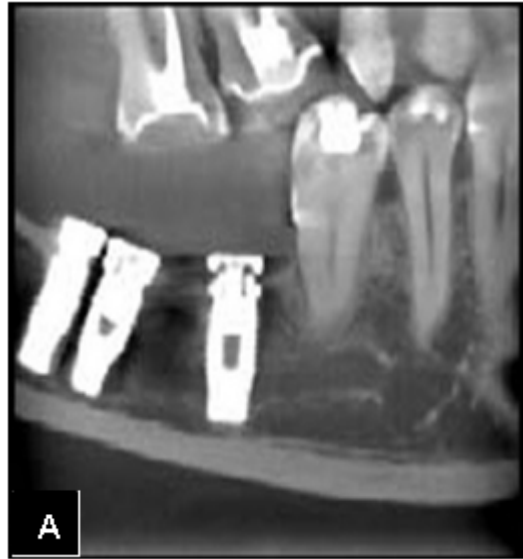
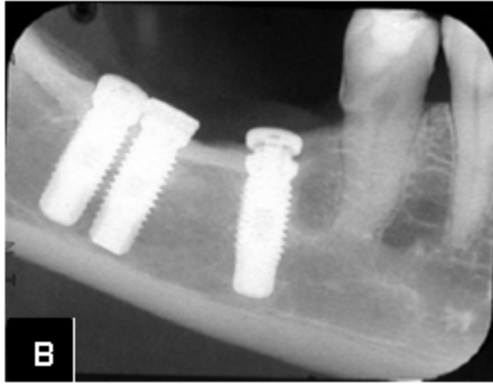


الشكل (1-26) منحنيات التخميد المستحصلة مع تقسية لحزمة الأشعة السينية العابرة (a)

ومن دون تقسية لها (b) [1]

نلاحظ الأثر السابق في التصوير السني باستخدام CBCT على سبيل المثال بحالة زرعتين أو حشوتين سنيتين متقاربتين بنفس الفك، إذ إن قسماً من الحزمة العابر خلال كلا الجسمين عند زاوية محددة للدوران، يصبح أقصى من نفسه عند عبوره لإحدهما فقط عند زاوية أخرى [1].

فلو افترضنا أن ضجيجاً مظلماً كان بجوار زرعة سنية في جزء من المحيط العظمي لها في صورة مقطعية ثنائية الأبعاد (الشكل (A 27-1))، فإن الاسوداد الناتج عنه سيعطي انطباعاً عند الطبيب الذي يفتقد لمعرفة مسبقة حول ماهية آثار المعادن في صور CBCT وأنواعها، بوجود فجوات هوائية (امتصاصية الهواء للأشعة السينية تساوي صفراً مما يجعل عناصر الصورة للهواء مظلمة في الصورة) وأنه لم يحدث نمواً ولا تداخلاً للبنى العظمية في حلزونات الزرعة، مما يعني بأن عملية الزرع كانت فاشلة، بينما لو قام هذا الطبيب بتصوير نفس منطقة الاهتمام باستخدام التصوير الذروي (الشكل (B 27-1))، فإنه سيتبين له أن عمله على ما يرام وليس هناك أي اسوداد يثير الشك في احتمالية نجاح عملية الزرع [1].



الشكل (27-1) A: صورة CBCT توضح أثر تقسية الحزمة بين زرعات سنية - B: صورة حساس ذروي من دون أثر تقسية الحزمة للمنطقة نفسها [1]

2- إشباع الفوتونات Photons Starvation:

وهو أن عدد فوتونات الأشعة السينية النافذة عبر المعدن تكون بحدودها الدنيا مقارنة بالعدد النافذ من خلال الأنسجة المجاورة، حيث تتمتع المعادن بمعاملات تخميد عالية للأشعة السينية العابرة

خلالها، مما يجعل نسبة الإشارة المفيدة إلى الضجيج SNR منخفضة، وبالتالي نقصاً في المعلومات التي تصل إلى الحساس حول طبيعة الأجزاء الواقعة خلف المعدن خلال كل لقطة شعاعية عبره [24].

إن التخميد الذي تسببه المعادن لفوتونات الأشعة السينية الساقطة يمكن توضيحه من خلال المعادلة (2) التالية:

$$I(x, \mu) = I_0(e)^{-\mu(hv, Z)x} \quad (2)$$

حيث:

I هي كثافة فوتونات الأشعة السينية الناتجة بعد التخميد

I_0 هي كثافة فوتونات الأشعة السينية الأصلية قبل التخميد

x سماكة المادة

$\mu(hv, Z)$ معامل التخميد الخطي الذي يتعلق بطاقة الفوتون $h\nu$ (h ثابت بلانك، ν تردد الفوتون) والعدد الذري للمادة Z [12].

إن السببين السابقين ينتج عنهما ضجيج الحزم المظلمة والخطوط المتتالية الساطعة بين الأجسام الكثيفة Dark Bands And Bright Streaks Artifact Between Dense Objects (الشكل (1-28) و (1-31)).

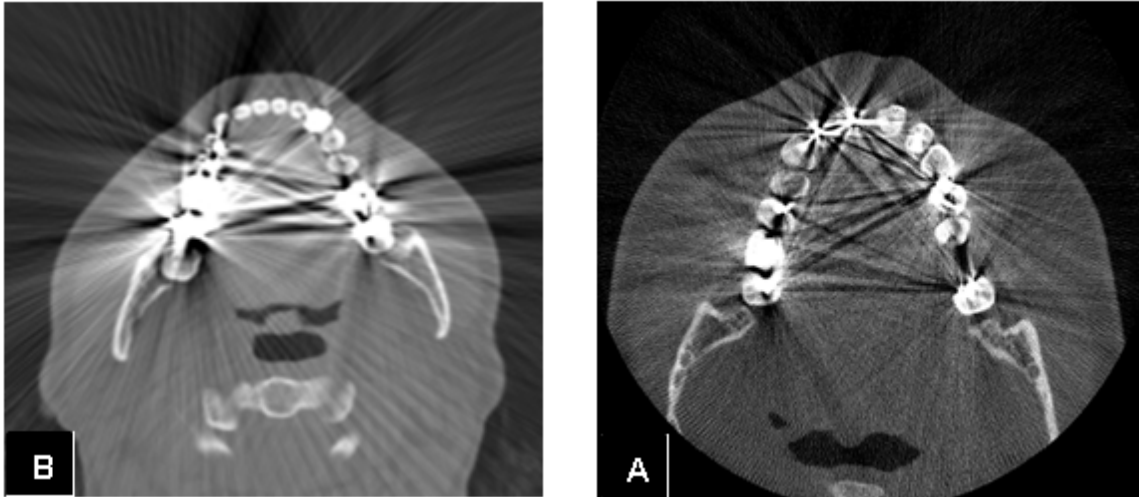
1.3 مشكلة البحث:

مما سبق يمكن تلخيص مشكلة بحثنا هو أنه باستخدام CBCT في التصوير السني وبوجود المعادن في الفم فإنه ينتج لدينا آثارها التالية بالنسبة للصورة ثنائية الأبعاد:

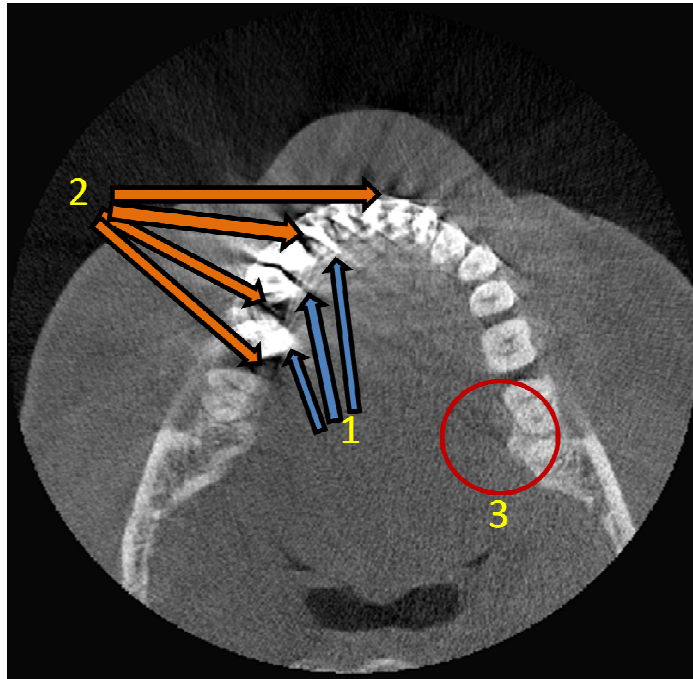
1- ضجيج سطوع على شكل خطوط متتالية وهالات حول المعادن كما في الشكل (1-29) والشكل (1-28 B).

2- ضجيج مظلم يتمثل على شكل حزم وتجمعات قرب المعادن كما في الشكل (1-2/29) والشكل (A 28-1).

بالإضافة إلى ضجيج التبعثر الخشن والذي يندرج ضمن مشاكل البحث الإضافية وليست الأساسية على اعتباره ضجيجاً لا يتعلق بالمعادن (الشكل (1-3/29)).

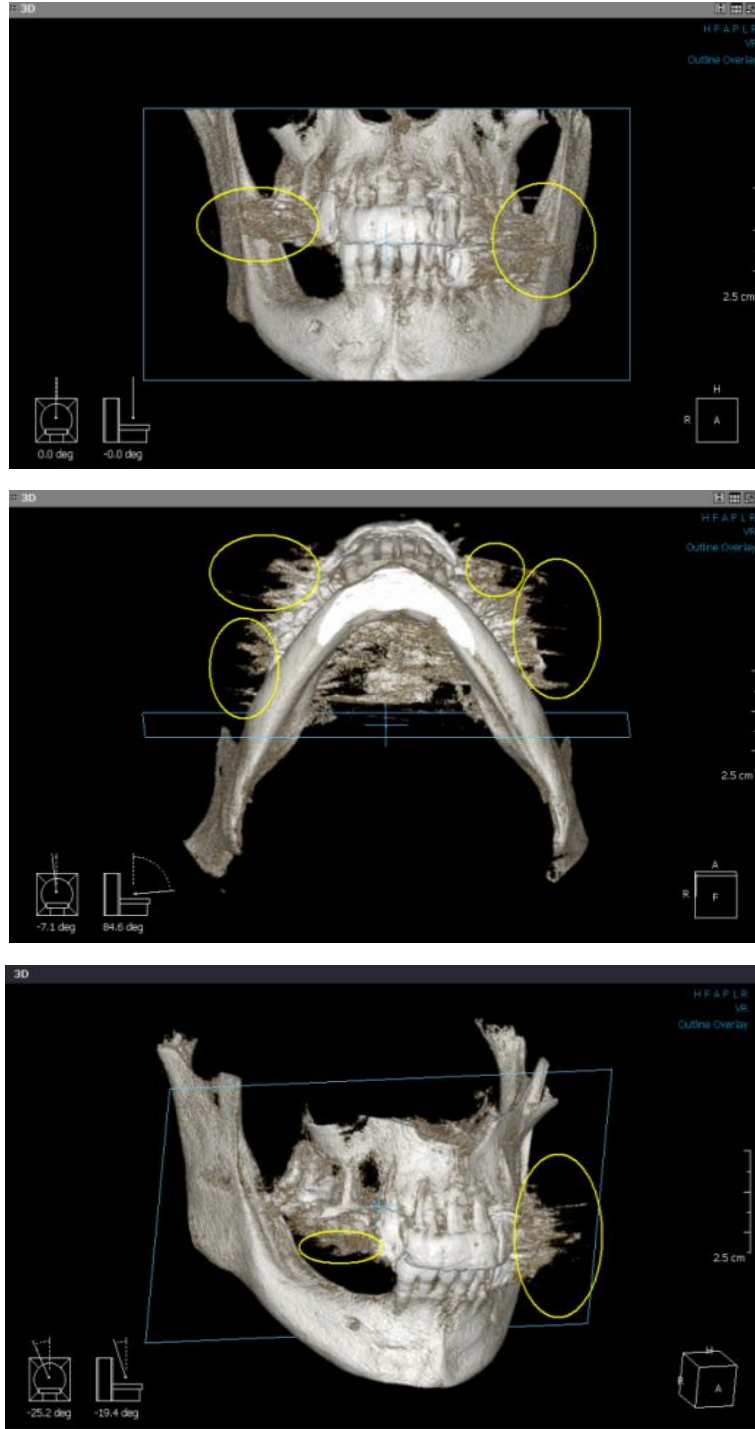


الشكل (1-28) الضجيج الناشئ عن المعادن في الفم بصور 2D - A: صورة من جهاز موديل Picasso Trio من شركة VATECH / B: صورة من جهاز موديل Classic من شركة iCAT



الشكل (1-29) 1: ضجيج السطوح للخطوط المتتالية والهالات، 2: ضجيج الظلمة على شكل حزم وتجمعات، 3: ضجيج التبعثر الذي يضيف خشونة على الصورة/ المقطع 180

أما بالنسبة للصور ثلاثية الأبعاد فإن أثر ضجيج المعادن فيها يحجب تفاصيل مناطق المعادن وجوارها بحيث تصبح القراءة التشريحية في تلك المناطق شبه معدومة كما في الشكل (30-1).



الشكل (30-1) الضجيج الناشئ عن المعادن في الفم بصور 3D بزوايا مختلفة (الصور ملتقطة من جهاز البحث موديل Picasso Pro من شركة VATECH)

1. 4 أهداف البحث:

1- التخفيف من آثار المعادن في صور جهاز CBCT ثنائية الأبعاد، والمتمثلة بضجيج السطوع (الشفافية) والظلمة (الظلالية).

2- التخفيف من آثار المعادن في صور جهاز CBCT ثلاثية الأبعاد، والمتمثلة بضجيج Artifact يحجب رؤية تفاصيل البنى التشريحية المجاورة.

الخلاصة:

مما سبق نكون قد أجمالنا أهم الأسس المتعلقة بجهاز CBCT من حيث مبدأ عمله وتدرج المعالجة فيه ابتداءً بالمساقط الأولية ومروراً بمقاطع الدايكوم وانتهاءً بالصور ثنائية وثلاثية الأبعاد، بالإضافة إلى أهم مواصفاته وتطبيقاته مع ذكر نقاط الضعف التقنية فيه. كما تم التطرق بعجالة إلى المعادن المستخدمة في طب الأسنان، وبتفصيل في أسباب نشوء آثار الضجيج عنها عند التصوير باستخدام CBCT، ليختم بعدها هذا الفصل بذكر أهداف البحث ومشكلاته وحدوده، لتتبلور لدينا رؤية تمكننا من الخوض في الدراسات المرجعية وبعض الأبحاث المتعلقة بتخفيف آثار المعادن في الفصل التالي.



الفصل الثاني

الدراسات المرجعية

References studies

مقدمة:

يتحدث هذا الفصل عن بعض الأبحاث المرجعية التي تمت في سياق معالجة مشكلة آثار المعادن عند التصوير باستخدام CBCT بشكل عام، ليتم الإسهاب بعدها في شرح الطرائق المتبعة في دراستين هامتين منها، ومناقشة نتائجهما.

2. 1 مناقشة بعض الدراسات المرجعية في مجال تخفيف ضجيج المعادن:

2. 1. 1 الدراسات العامة:

بالتحصيل والبحث في الدراسات والأوراق المنشورة حول خوارزميات التخفيف من آثار المعادن، فقد كان جلها يبحث في مجال صور أجهزة الطبقي محوري التقليدي، بينما كانت الأبحاث محدودة بشكل كبير بالنسبة للتصوير المخروطي مقارنة بسابقتها، على اعتبار أن أبحاث تخفيف المعادن في CBCT بدأت تأخذ مؤخراً اهتماماً أكبر [23].

تم تقسيم طرائق المعالجة للمساقط الأولية في الدراسة البحثية [25] إلى قسمين:

1- طرائق إعادة البناء التكرارية Iterative Reconstruction Methods.

2- طرائق تتميم المسقط Projection Completion Methods.

تنتم الطرائق الأولى بفعاليتها في التخفيف من آثار المعادن من المساقط الأولية، ولكن تعقيدها الرياضي يجعلها بحاجة إلا أزمنة معالجة طويلة وضمن مواصفات تجهيزات حاسوبية مكلفة جداً مما يحول دون اعتمادها بشكل عملي، أما الطرائق الثانية والتي تنتم بفعالية أقل من سابقتها في التخفيف من آثار المعادن من المساقط الأولية لكنها تنفذ عمليات معالجة الصورة بأزمنة قصيرة وعملية، كما أن السلبية الأخرى لطرائق تتميم المسقط هو توليدها لضجيج صناعي جديد في مرحلة إعادة بناء الصورة اعتماداً على المساقط الأولية المعالجة ، مما يجعل الحصول على مسقط خال تماماً من تأثير المعادن التشويهي أمراً صعباً ، وهو ما جعل الدراسات المعتمدة لها تركز في أبحاثها على التخفيف من هذه الآثار الضجيجية المتولدة مجدداً [23, 25].

لقد استخدم كلٌ من Zhao و Kalender للاستيفاء الخطي والموجي Linear and Wavelet Interpolation في حذف المناطق المعدنية من المساقط الأولية، بينما طبق Wei الاستيفاء متعدد

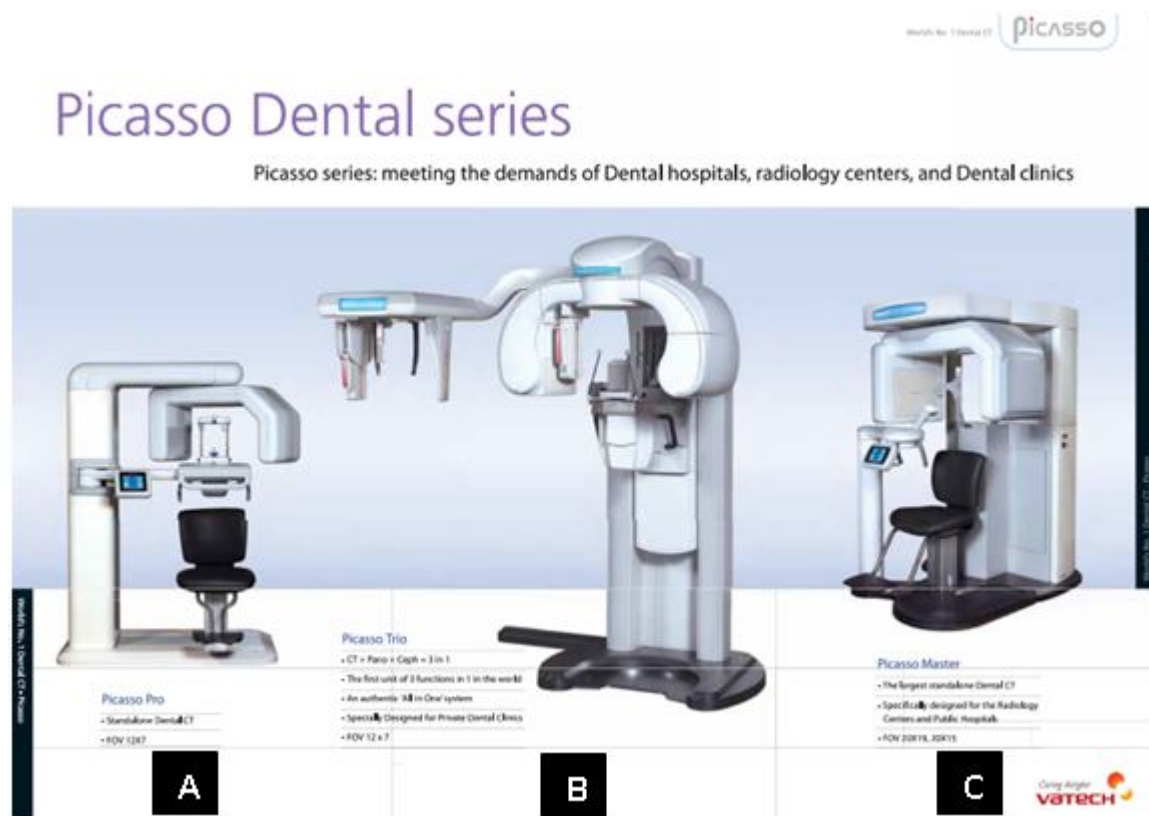
الحدود (Polynomial Interpolation) على بيانات الإسقاط الأولية المستحصلة من صور العظام [25].

أما Kalender و Watzke فقد طوراً برنامجاً للدمج Fusion Scheme بين الصورتين معادتي البناء والمستحصلتين من مساقط المعطيات المرشحة Filtered Projection Data والتي طُبّق عليها الاستيفاء الخطي، في حين قام Yazdia بتطوير طريقة للاستيفاء آخذاً بعين الاعتبار للاتصالية بين الحواف ضمن المساقط الأولية.

و أخيراً فقد طور Bal و Spies طريقة استخدمها فيها بيانات إعادة الإسقاط لنموذج الصورة المستحصلة من نموذج clustering scheme K-means، ولكن هذه الطريقة تحتاج إلى معرفة مسبقة لتفريغ الجسم مما يعني صعوبة في التعويض الآلي لأخطاء التصنيف [25].

2.1.2 الدراسة البحثية الأولى:

إن الجهاز المعتمد في هذه الدراسة هو Picasso Trio والذي يحوي تقنية CBCT نفسها لجهازنا المعتمد في بحثنا Picasso Pro، إذ إن الجهازين من الشركة الأم VATECH، وهما فردان من سلسلة أجهزة الـ Picasso كما في الشكل (1-2)، إذ يزيد جهاز Picasso Trio فقط بإمكانية التصوير البانورامي والسيفالومتري على الجهاز نفسه، بينما يتخصص جهازنا بالتصوير المخروطي فقط، علماً بأن كليهما يمتلك نافذة الرؤية cm (12x7) FOV نفسها، كما أن تكتيك التصوير المستخدم في البحث هو 85Kvp – 5.2mA وهو قريب جداً من التكتيك المستخدم في بحثنا: 85Kvp – 6mA [25].



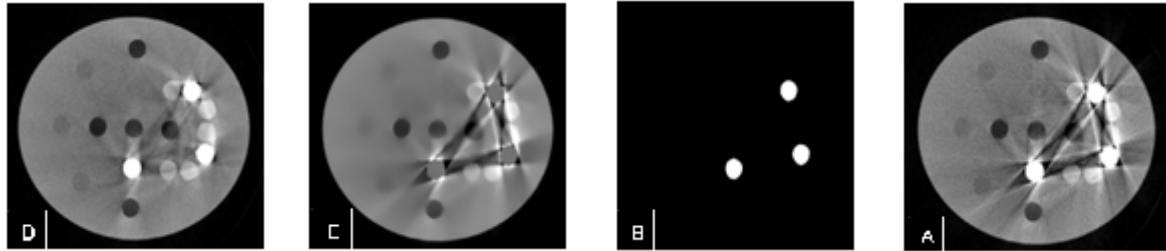
الشكل (1-2). سلسلة أجهزة Picasso من شركة VATECH - A: Picasso Pro الجهاز المستخدم في بحثنا
Picasso Trio (FOV.12x7)، B: Picasso الجهاز المستخدم في البحث الأول للمقارنة (FOV.12x7)، C: Picasso
Master (FOV. 20x15) [30]

تقوم خوارزمية هذا البحث على الخطوات التالية انطلاقاً من المساقط الأولية Raw Projections:

- 1- تجزيء المعادن وترسيم حدودها.
 - 2- حذف المعادن وترشيح الانحراف الكلي للصور المعاد بناؤها بهدف التنعيم.
 - 3- إعادة الإسقاط والاستيفاء.
 - 4- تجميع المساقط وإعادة البناء النهائي.
- إن الفكرة الأهم في الخطوات السابقة هو تحري المناطق المعدنية في المساقط الأولية وحذفها ومن ثم يعاد بناء الصور من دونها ويجري تنعيم لها بهدف إزالة بقايا الضجيج.

بتكرار الإسقاط من جديد، يطبق استيفاء مع الجوار على تحويلات المساقط الأولية ثم يطبق التجميع باستبدال مناطق المعادن السابقة بمناطق ذات شدة إضاءة محددة وثابتة مساوية إلى 25(HU) تكافئ

درجة نصوع العضلات والتي تعد برأيهم نسيجاً رخواً نموذجياً، ليعاد في النهاية بناء الصورة بشكلها النهائي بعد إعادة الأجسام المعدنية (الشكل (2-2)) [25].



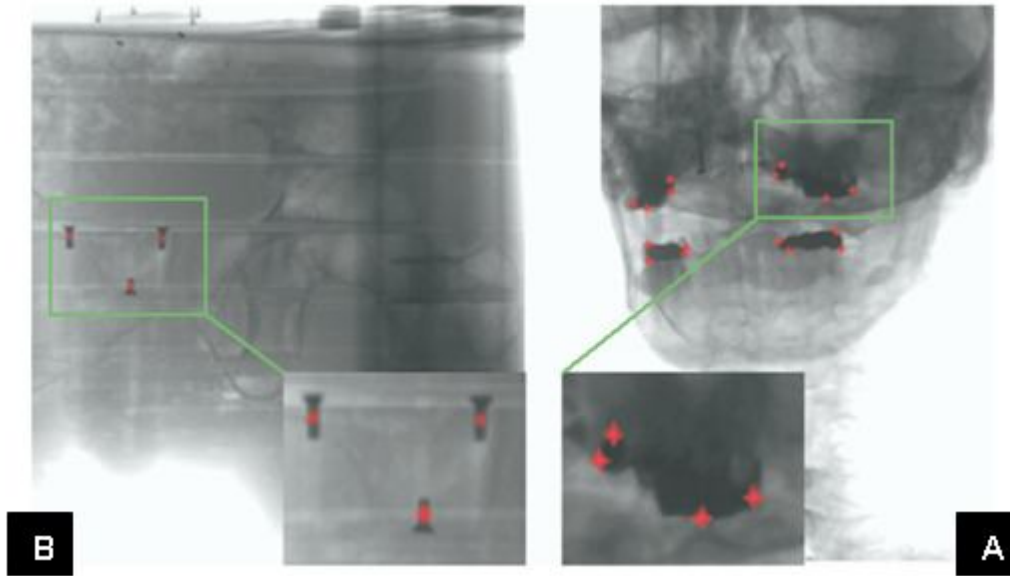
الشكل (2-2) A: صورة الفانتوم قبل معالجة الصورة، B: صورته بعد إجراء التعذيب وتحديد المعادن، C: بعد استبدال المعادن بسوية رمادية تكافئ العضلات، D: البناء النهائي بعد إعادة المعادن والاستيفاء مع الجوار [25] لقد طرأ تحسن ملحوظ في النتائج من حيث التخفيف من ضجيج السطوع والظلمة، لكن تركيز هذه الطريقة على ملاحقة الأجسام الناصعة دون المظلمة جعل هذا التحسن يعاني من بقايا ضجيج الظلمة، والذي ستظهر آثاره بجلاء عند المقارنة مع الصور على المرضى في الفصل الرابع والذي برأينا كان يستدعي عملية معالجة خاصة كما هو في خطوات معالجة الصورة بالبحث.

2. 1. 3 الدراسة البحثية الثانية:

تتعلق خوارزمية هذه الدراسة من النقاط التالية المطبقة أيضاً على المساقط الأولية Raw Projections [23]:

- 1- ملاحقة العناصر الحجمية اعتماداً على مسقطين.
- 2- تجزئ ظلال المعادن.
- 3- استخدام طريقة الانحراف في ملء مناطق الظلال المعدنية.
- 4- تحصيل المعلومات.

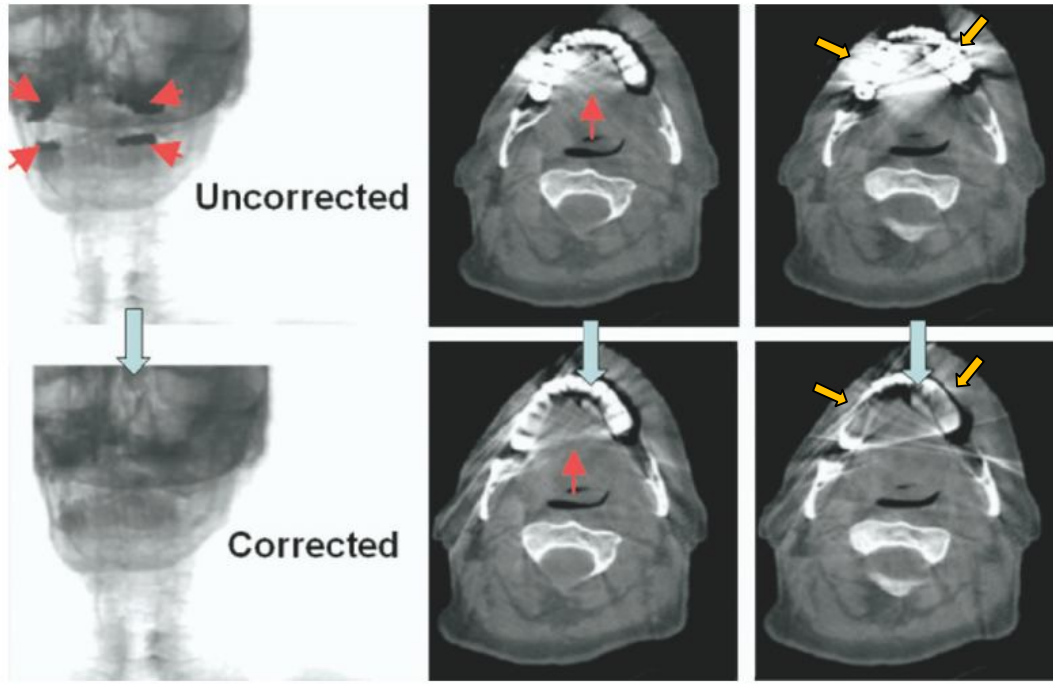
تتطلب هذه الطريقة أن يتدخل المستخدم يدوياً في ملاحقة الأجسام المعدنية في مسقطين متعامدين من مساقط الصور الأولية، بحيث إذا كان الجسم المعدني زرعة فإنه يتم وضع نقطة علام بمركزه وإن كان كبيراً وذو شكل عشوائي كالحشوات والجسور فيتم وضع عدة نقاط على حوافها كما في الشكل (3-2) [23].



الشكل (2-3) تحديد المعادن يدوياً عن طريق المستخدم لمسقطين أوليين: A: التحديد على حشوات معدنية ذات أشكال عشوائية B: التحديد على زرات [23]

وبالتالي يكون قد تحددت إحداثيات المعادن ليتم بعدها تجزيئها من خلال التعتیب ومن ثم تجرى بعض العمليات المورفولوجية بهدف تعیم الحواف وإزالة الثقوب ضمنها، ومن ثم استبدالها في المرحلة التالية بقيم من الجوار بالاعتماد على طرائق الانحراف ليتم أخيراً إعادة بناء الصورة.

لقد حققت هذه الطريقة تخفيفاً جزئياً من الضجيج بالنسبة للنسج الرخوة وهو ما يفيد في تطبيقات طبية خارجة عن نطاق بحثنا، في حين كانت النتائج على مستوى الفكين تتسم بالمحدودية، إذ تم توليد مناطق ضجيج جديدة ساطعة ومظلمة حول الأسنان والسبب كما ذكر في الدراسة هو حدوث أخطاء في الاستيفاء وفي تجزيء المعادن ذات الأشكال العشوائية (الشكل (2-4))، كما أن معالجة المناطق الساطعة لديهم كانت معالجة جائرة في بعض المناطق، مما أدى إلى حذف بعض الأجسام المعدنية بالكامل مما يخالف الواقع كما في الشكل (2-4 الأسهم الصفراء) [23].

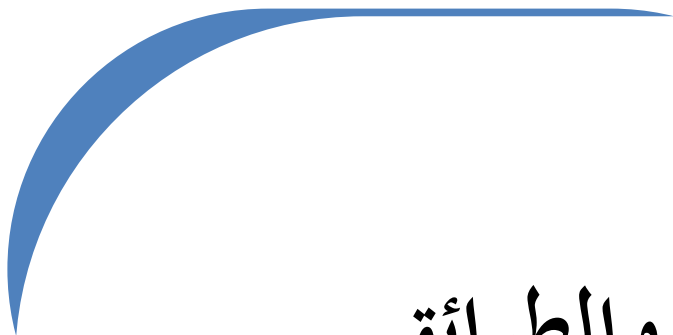


الشكل (2-4) نتائج البحث الثاني في الصور السنية المقطعية للـ CBCT تظهر تحسناً محدوداً في التخفيف من آثار المعادن مع ازديادها سلباً في عدة مناطق أخرى بعد معالجة الصورة [23]

بالنسبة لمقارنة النتائج فسيتم إجراء المقارنة بين نتائج الباحثين المذكورين ونتائج بحثنا وذلك في الفصل الرابع تحت عنوان: "تحليل بعض الدراسات والمقارنة مع دراستنا".

الخلاصة:

بعد أن تحدثنا في هذا الفصل عن عدة دراسات مرجعية لحل مشكلة ضجيج المعادن في صور CBCT والطرائق المتبعة فيها، فإنه سيتم البدء في الفصل التالي بالقسم العملي من بحثنا مما يتيح لنا التعرف بالتفصيل على الطرائق المتبعة في خوارزمية الحل.



الفصل الثالث

المواد والطرائق

Materials and Methods

مقدمة:

سيتم التطرق في هذا الفصل بالتفصيل إلى الجوانب العملية للبحث من حيث المحددات العملية وخوارزمية معالجة الصورة وواجهات عمل البرنامج، مما يعطي فكرة جلية عن آلية الحل لمشكلة البحث.

3. 1 المحددات العملية للبحث:

3. 1. 1 الجهاز المولد لعينات البحث:

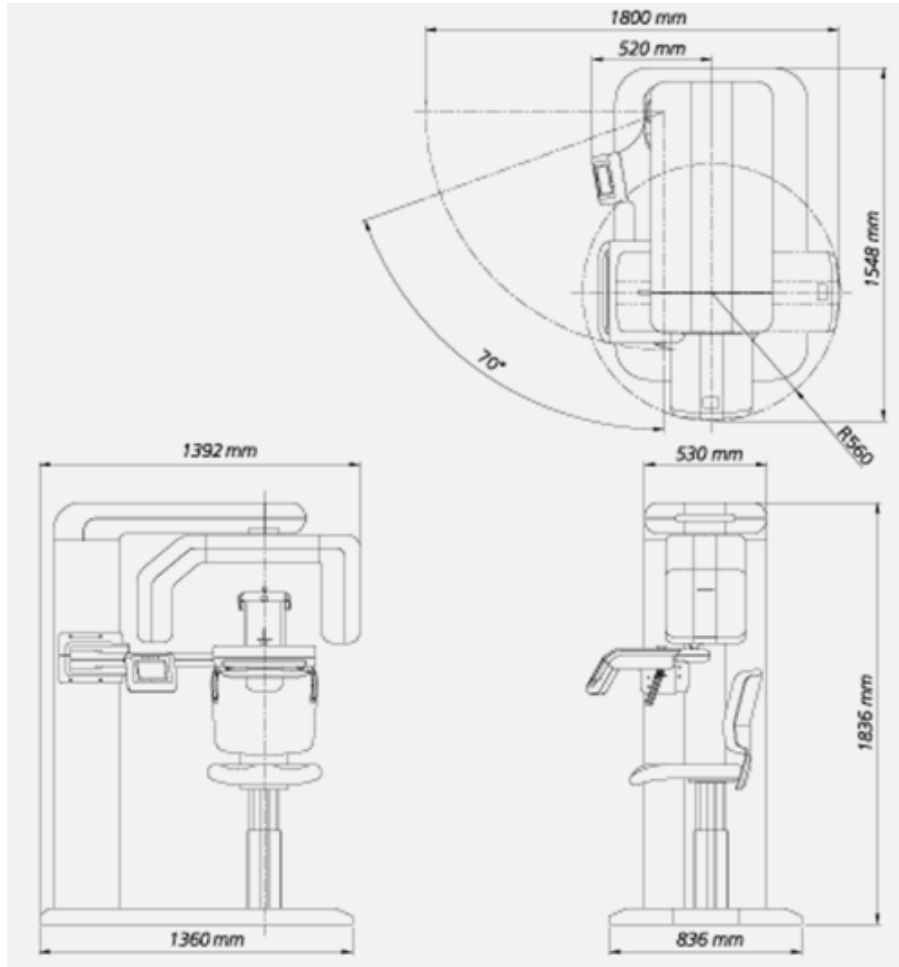
وهو جهاز التصوير المقطعي المخروطي المحوسب السني Picasso Pro¹، والذي تدرج أهم مواصفاته الفنية في الجدول (1-3) التالي:

الجدول (1-3) المواصفات الفنية لجهاز البحث Picasso Pro من شركة VATECH [30]

م	البند	الموصوفة
1	نمط حزمة الأشعة السينية	مخروطية
2	تيار المصعد	2 ~ 10 mA
3	جهد المصعد	40 ~ 90 Kvp
4	البؤرة المحرقة	0.5 mm
5	زمن التعريض	15 Sec
6	نوع الكاشف	Indirect TFT/FPD
7	المادة الوماضة في الكاشف	CsI:TI
8	أبعاد نافذة حقل الرؤية	12 x 7 cm
9	أصغر ثخانة للمقطع ثنائي البعد	0.1mm
10	زمن البناء ثلاثي الأبعاد	15 Sec
11	لاحقة خرج مقاطع البناء	Dicom3.0
12	عدد مقاطع البناء	320

¹ يعتبر جهاز Picasso Pro أول جهاز CBCT يتم تركيبه في سورية، وذلك في عام 2008 في العيادة الشعاعية الحديثة- دمشق.

إن الشكل (1-3) التالي يوضح أبعاد الجهاز:



الشكل (1-3) أبعاد جهاز Picasso Pro وفق المساقط الأمامي والجانبى والرأسي [30]

3. 1. 2 الحواسيب المستخدمة في معالجة الصورة:

إن التفاوت في ضخامة البيانات المستخدمة خلال معالجتنا للصور الثنائية وثلاثية الأبعاد دفعنا إلى إنجاز هاتين المعالجتين على حاسبين مختلفين على النحو التالي:

3. 1. 2. 1 حاسب معالجة الصور ثنائية الأبعاد (فقط):

وهو حاسب يتمتع بالمواصفات الواردة في الجدول (2-3) التالي:

الجدول (2-3) المواصفات الفنية لحاسب معالجة الصور ثنائية الأبعاد

المواصفة	البند
Intel Core 2Duo	نوع المعالج
2GHz	سرعة المعالج
2GB	سعة الذاكرة المؤقتة
WinXP	نظام التشغيل
32bit	نمط عمل النظام
Intel Internal 1GB	كرت الشاشة

3. 1. 2. 2 حاسب معالجة الصور ثنائية وثلاثية الأبعاد:

وهو حاسب يتمتع بالمواصفات الواردة في الجدول (3-3) التالي:

الجدول (3-3) المواصفات الفنية لحاسب معالجة الصور ثنائية وثلاثية الأبعاد

المواصفة	البند
Intel Core(TM) i7	نوع المعالج
2.93 GHz	سرعة المعالج
8GB	سعة الذاكرة المؤقتة
Win7	نظام التشغيل
64bit	نمط عمل النظام
Giga Byte External 2GB	كرت الشاشة

3. 1. 3 بيئة العمل البرمجية:

تم تنفيذ خوارزمية معالجة الصورة باستخدام برنامج Matlab R2008b، وذلك ضمن توابع Image Processing Toolbox الخاصة بمعالجة الصورة.

أجريت معالجة الصورة على ثلاثة محاور وهي:

- 1- المبادئ الحيزية Spatial Principles.
- 2- تحويلات الصورة Image Transformations.
- 3- معالجة للصور المقطعية والبناء ثلاثي الأبعاد 3D Reconstruction.

3. 1. 4 عينات الدراسة:

بسبب محدودية الإمكانيات العملية المتاحة، فإنه لم يتسن لنا الحصول على Raw Projections والتي يستخدمها الجهاز في بناء مقاطع الدايكوم، حيث تبين لنا أن الجهاز يحذفها على الفور بمجرد استخدام محتواها في عمليات المعالجة والبناء، فيما يعتقد أنه أحد أشكال الخصوصية للجهاز، مما اضطرنا للبدء في معالجة الصورة انطلاقاً من مقاطع الدايكوم Dicom Slices والتي تحوي التعديلات والمعالجات الخاصة بالجهاز والمجهولة من قبلنا، راجع المخطط في الشكل (5-1).

تتقسم الدراسة السابقة على العينات إلى:

3. 1. 4. 1 المرحلة التجريبية (صور الفانتوم):

تم تصميم وتنفيذ فانتوم يحاكي أجسام معدنية محاطة بالعظم بالإضافة إلى الماء والهواء كما في الشكل (2-3) والملحق رقم (9)، والهدف من ذلك إجراء معالجات الصورة المقترحة خلال البحث على صورة CBCT المأخوذة عليه أولاً قبل التطبيق على صور المرضى.

من الأهداف الرئيسة لهذه المرحلة هو التأكد من عدم حدوث تشويه في حدود البنى الأساسية في الصورة زيادة أو نقصاناً بعد المعالجة بالمقارنة مع الصورة قبل المعالجة وبمعرفة الأبعاد الأصلية للفانتوم، حيث سيتم التحدث باستفاضة عن ذلك إضافة إلى نتائج دراسة هذه المرحلة في الفصل الرابع، في حين اكتفينا بالشرح خلال الخوارزمية في هذا الفصل على نتائج المرحلة التطبيقية لصور المرضى على اعتبارهم الهدف الأساسي من البحث، وتغادياً للإطالة في السرد مع ضخامة المعلومات.



الشكل (2-3) الفانتوم المصمم والمصنع لدراسة المرحلة التجريبية

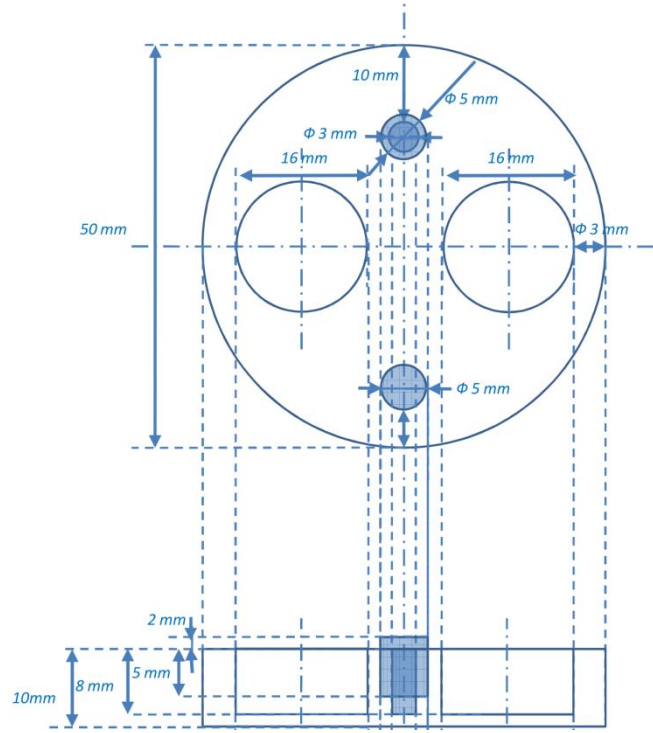
يتألف الفانتوم من المواد التالية:

1- مادة التفلون® Teflon : وهي مادة مكافئة للعظم البشري من حيث معامل الامتصاص لفوتونات الأشعة السينية [27، 8] راجع الملحق رقم (1)، وتتسم بالمواصفات المذكورة في الجدول (2-3) التالي [17]:

الجدول (3-4) أهم مواصفات مادة التفلون [14]

المواصفة	البند
Polyethylene Tetrafluoride	الاسم العلمي
C ₂ F ₄	الرمز الكيميائي
100.02 g	الوزن الجزيئي
2.16 g/cm ³	الكثافة الحجمية
1990 (HU)	Hounsfield Unit

وقد تم تصنيع الجسم العام للفانتوم منها بالأبعاد الموضحة في الشكل (3-3).



الشكل (3-3) أبعاد الفانتوم وفق المسقطين الرأسي والأمامي

2- مادة الأملغم Amalgam: وقد سبق التحدث عنها في الفصل الأول، وهي المادة الأكثر استخداماً في طب الأسنان كحشوة معدنية، وقد جعلت أسطوانية بقطر 0.5cm وارتفاع 0.5cm أيضاً.

3- مادة الكروم Chromium: وقد وضعت على شكل برغي يحاكي الزرعة السنية بساق طولها 0.8cm وقطر 0.3cm مع رأس سماكته 0.2cm وقطره 0.5cm.

إن سبب اختيار الكروم Cr كون عدده الذري $Z=24$ والأعلى قليلاً من العدد الذري للتيتانيوم Ti والذي هو $Z=22$ ، علماً بأن التيتانيوم يعد من المواد الشهيرة في صناعة الزرعات السنية كأحد المواد الطبية الحيوية.

4- الماء: وهو يحاكي النسيج الرخوة جداً والخراجات ومحتوى الكيسات، وقيمة (HU) له 0. يتم وضع الماء في الفانتوم ضمن حفرتين متماثلتين ومتقابلتين بقطر 1.6cm وعمق 0.8cm لكل منهما.

يذكر أن واحدة الهاونسفيلد للهواء هي (HU) 1000- وللعظم القياسي (HU) 1000¹، علماً بأنه يحسب للمادة انطلاقاً من المعادلة (3) التالية [5]:

$$HU_{value} = 1000 \left(\frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \right) \quad (3)$$

ولمزيد من التفاصيل عن قيم التخميد الخطي للتفلون والماء والهواء راجع الملحق رقم (1).

3. 1. 4. 2 المرحلة التطبيقية (صور المرضى):

- أجريت الدراسة على أربع عينات من المرضى تحوي أفواههم على المعادن حسب الجدول (3-3)، حيث تتوزع المعادن في أفواه عينات المرضى المدروسة على النحو التالي:
الجدول (3-5) توزع الأجسام المعدنية في أفواه عينات المرضى المدروسة

المرضى	الفك السفلي	الفك العلوي
المريض a	ست حشوات سنية وثلاثة تيجان معدنية (اثنان منها متصلان)	حشوة سنية واحدة وستة تيجان معدنية (ثلاثة منها متصلة)
المريض b	حشواتان وتاجان معدنيان	تاجان معدنيان
المريض c	كتلة معدنية متوضعة بامتداد خمسة أسنان	حشوة وتاج
المريض d	ثلاثة تيجان (اثنان منها متصلان) وحشواتان معدنيتان	خمس حشوات وثلاث زرعات

بما أن كل عينة مريض تحوي 320 مقطع دايكوم غير معالج وبالتالي فإن دراستنا تكون قد نفذت على 1280 مقطعاً.

- تم تثبيت بارامترات الأشعة السينية عند 85Kvp و 6mA لجهد وتيار المصعد على الترتيب لكافة حالات العمل.

- خلال مراحل الشرح لخوارزمية معالجة الصور ثنائية البعد فإنه سيتم استعراض نتائج معالجة الصورة على المقطع 180 للمريض a، في حين سيتم استعراض نتائج معالجة الصورة ثلاثية الأبعاد على المقطع 185 لنفس المريض.

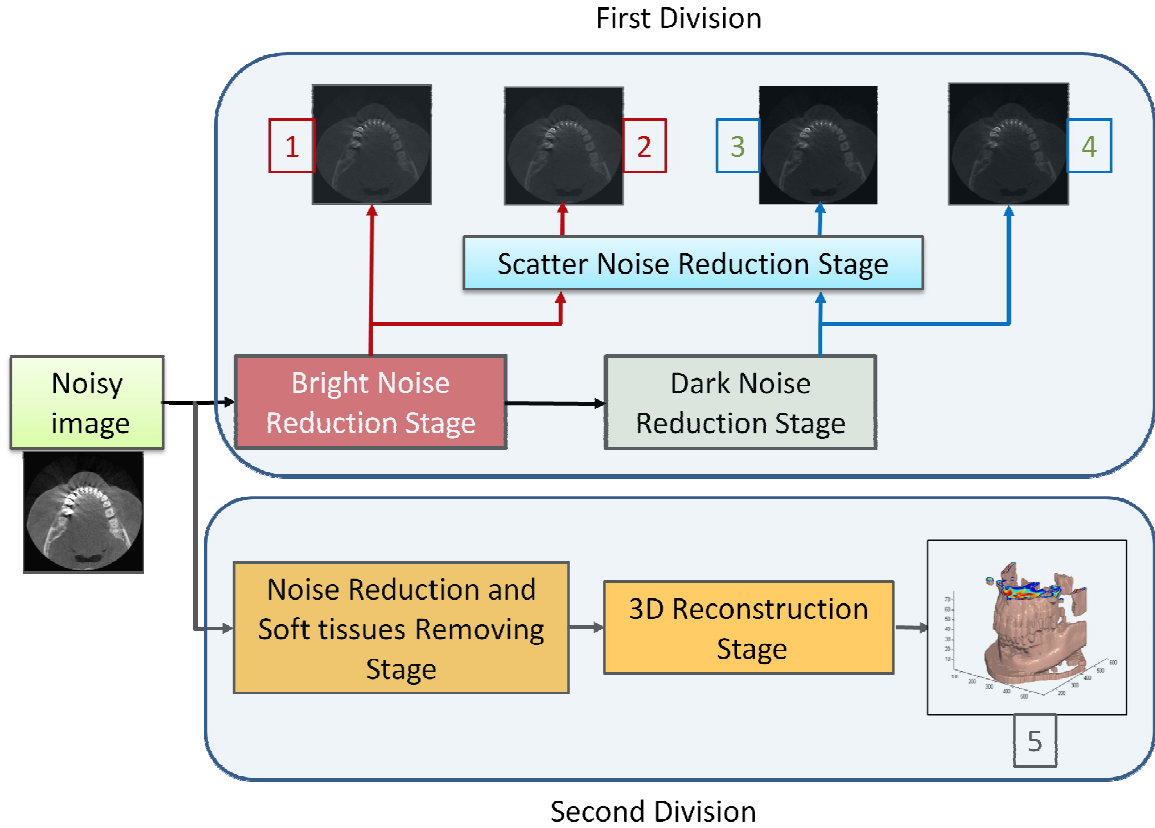
¹ تعتبر هذه القيمة نسبية بحسب كثافة العظم، فالعظم القاسي في الفك يتجاوز أحياناً قيمة (HU) 2500، في حين ينخفض عند الهشاشة إلى حدود (HU) 500 تقريباً.

3. 2 خوارزمية معالجة الصورة:

تتقسم خوارزمية الحل في بحثنا إلى قسمين كما في الشكل (3-4):

1- تحسين الصورة ثنائية الأبعاد اعتماداً على المبادئ الحيزية.

2- تحسين الصور ثلاثية الأبعاد المعاد بناؤها للنسج العظمية ذات الضجيج المخفف



الشكل (3-4) المخطط الكامل لخوارزمية معالجة الصورة بقسميها

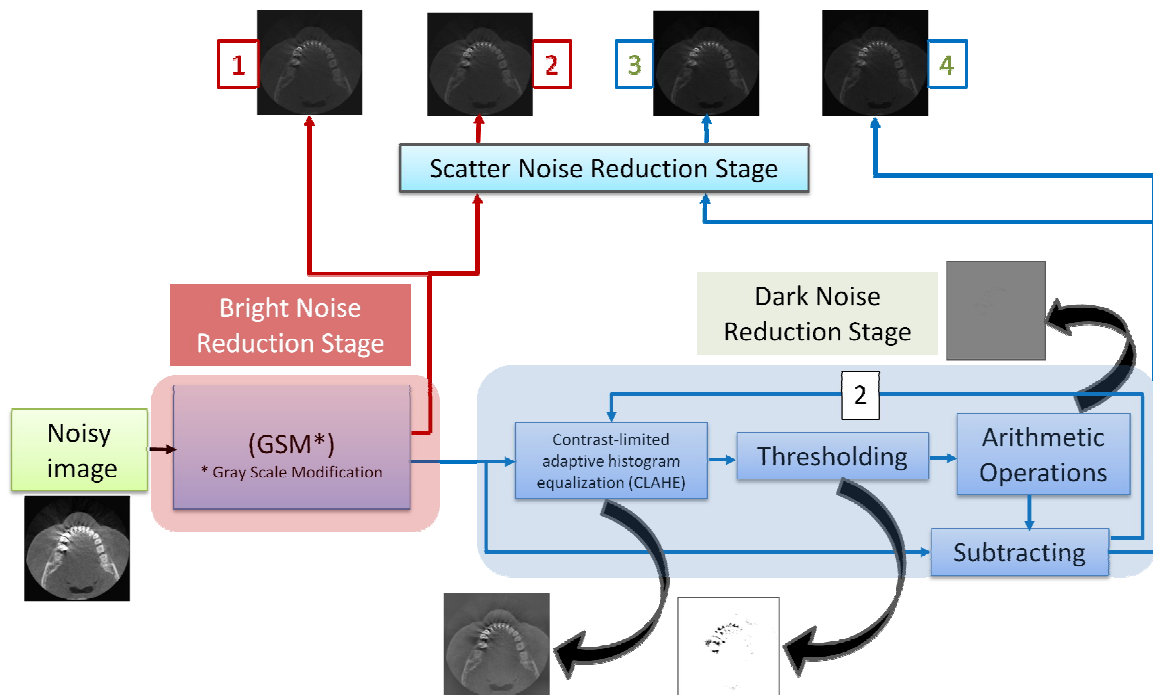
3. 2. 1 تحسين الصورة ثنائية الأبعاد اعتماداً على المبادئ الحيزية:

يتم التعامل مع الصورة المقروءة في برنامج ماتلاب على أنها عبارة عن مصفوفة رقمية لعناصر صورة، قيمة كل عنصر فيها يعبر عن شدة الإضاءة عند إحداثياته المحددة، انظر (الشكل (3-12) و (الشكل (3-13) الدائرة الزرقاء)، وفي دراستنا فإن الصورة المقروءة هي مصفوفة ذات (608 x 608) عنصر صورة بحيث تقع قيمة شدة الإضاءة لكل منها ضمن المجال [32768 32767-].

تعتبر الصور ثنائية الأبعاد العماد الرئيس في التشخيص بالنسبة لطبيب الأسنان، وبالتالي فإن وجود أنماط الضجيج السابقة في هذه الصور يؤدي إلى انحراف في القرار التشخيصي.

سنقوم في هذا القسم بمعالجة الصور ثنائية الأبعاد بهدف التخفيف من آثار ضجيج الظلمة والسطوع المذكورين في الفصل السابق، بالإضافة إلى التخفيف من آثار ضجيج التبعثر الذي يضيف خشونة على عموم الصور السابقة.

تم توضيح خطوات معالجة الصورة في هذا القسم وفقاً للمخطط الصندوقي في الشكل (3-5) التالي:



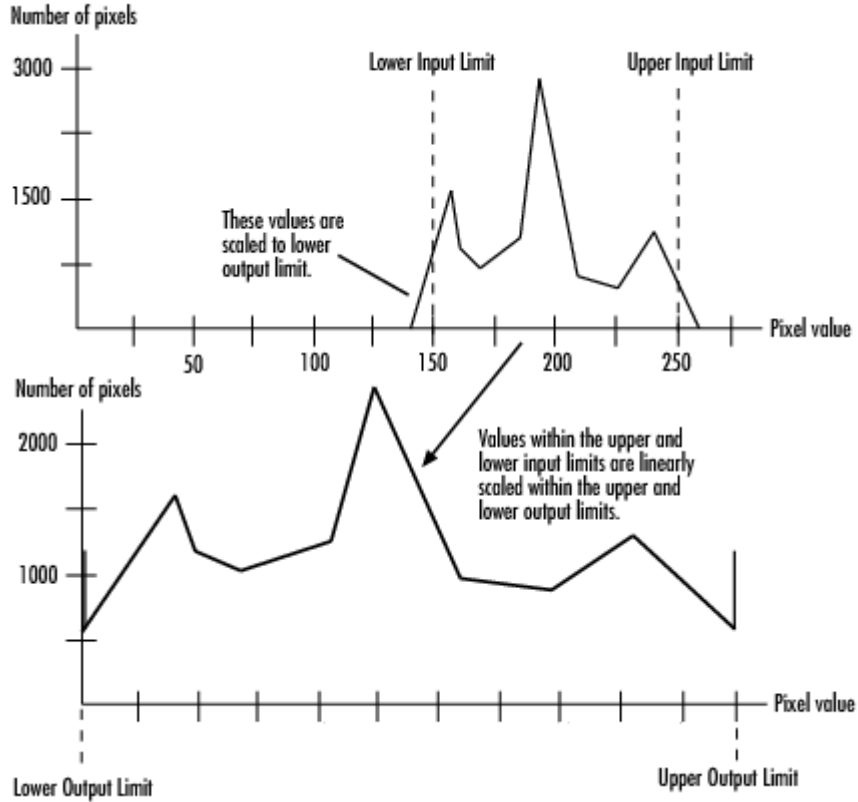
الشكل (3-5) مخطط القسم الأول: معالجة المقاطع ثنائية الأبعاد من ضجيجي السطوع والظلمة مع ومن دون تنعيم اعتماداً على المبادئ الحيزية

3. 2. 1. مرحلة تخفيف ضجيج السطوع Bright Noise Reduction Stage:

يتم في هذه المرحلة ضغط طرفي مجال قيم الإضاءة العظمى والصغرى لعناصر الصورة والتي لا يرغب بتوزيع سويات هذه القيم ضمنها، بحيث نحصل على صور محسنة بمجالات جديدة لقيم الإضاءة.

إن تحديد المجال المطلوب لإظهار الصورة يمكن أن يتم يدوياً أو آلياً من خلال برنامج ماتلاب. لقد تم اعتماد النمط الآلي في تنفيذ التعديل على الصور، حيث يتم فيه إجراء تقييس لقيم إضاءة عناصر الصورة بشكل خطي linearly scaling (معامل التصحيح الأسّي غاما = 1) بين القيمتين

الحديتين العليا والسفلى المطلوبتين، بحيث تعد كل القيم الأصلية الواقعة خارج المجال هي قيم مشبعة، وتصبح محددة بالقيم الحدية الجديدة [21] كما في الشكل (6-3).



الشكل (6-3) مخطط يوضح (كمثال) مبدأ تعديل مجال التدرج الرمادي للصورة [21]

رياضياً، فإنه يتم إجراء العملية من خلال المعادلة التالية المتعلقة بالصورة الأصل وقيم حدود الدخل (الأصلية) والخرج (الهدف) و معامل التصحيح الأسّي غاما:

$$I_{out} = (hi_{out} - low_{out}) * \left(\frac{I_{in} - low_{in}}{hi_{in} - low_{in}} \right)^{\gamma} + low_{out} \quad (4)$$

حيث: I_{out} = مصفوفة الصورة الخرج (الهدف) والتي تم إجراء التعديل عليها.

I_{in} = مصفوفة الصورة الدخل (الأصل).

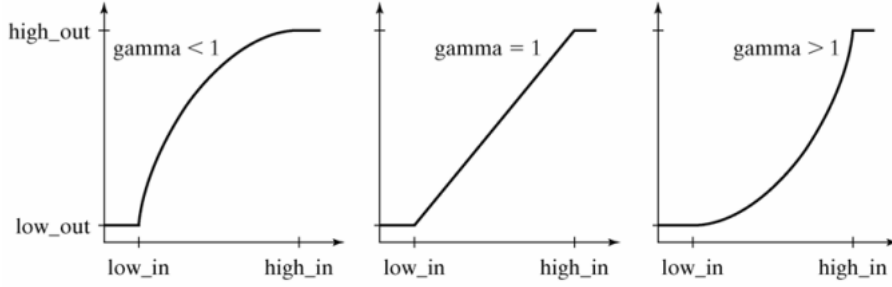
hi_{out} = قيمة الإضاءة الحدية العليا للصورة الخرج (الهدف).

hi_{in} = قيمة الإضاءة الحدية العليا للصورة الدخل (الأصل).

low_{out} = قيمة الإضاءة الحدية الدنيا للصورة الخرج (الهدف).

low_{in} = قيمة الإضاءة الحدية الدنيا للصورة الدخل (الأصل).

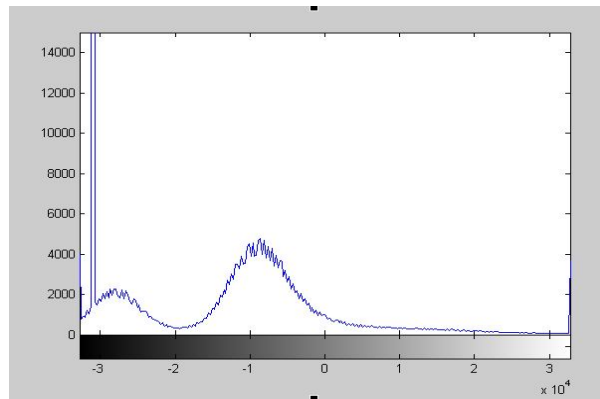
γ = معامل التصحيح الأسّي غاما (الشكل (7-3))، وهو معامل يصنف شكل المنحني الموصف للعلاقة بين صورتَي الدخل والخرج، فعندما $\gamma < 1$ تميل الصورة نحو السطوع Brighter بينما تميل نحو الظلمة Darker عندما $\gamma > 1$ ، أما عندما $\gamma = 1$ فإن التغير في درجة الإضاءة يكون خطياً [21].



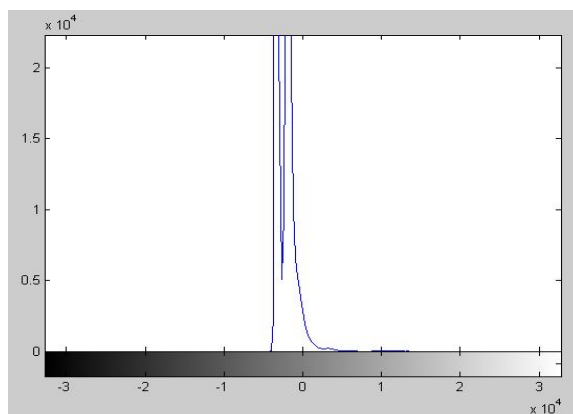
الشكل (7-3) منحنيات تغير قيمة معامل التصحيح غاما للصورة [21]

سيتم اختصار عملية المعالجة في هذه المرحلة بـ (Gray Scale Modification (GSM) على اعتبار أن التعديل يتم على طرفي المجال لكل صورة ذات تدرج رمادي.

بتطبيق ما سبق على مقطع الدراسة 180 نجد أنه تم إعادة توزيع قيم الإضاءة للصورة الخارج ضمن المجال [-3424 14888] بدلاً عن المجال [-32768 32768] للصورة الدخل بنفس تابع التوزيع كما في الشكل (8-3) و (9-3)، ونفس عدد العينات (608x608) والتصنيف (int16)، كما في الجدول (4-3) و (5-3).



الشكل (8-3) هيستوغرام الصورة الدخل قبل التعديل



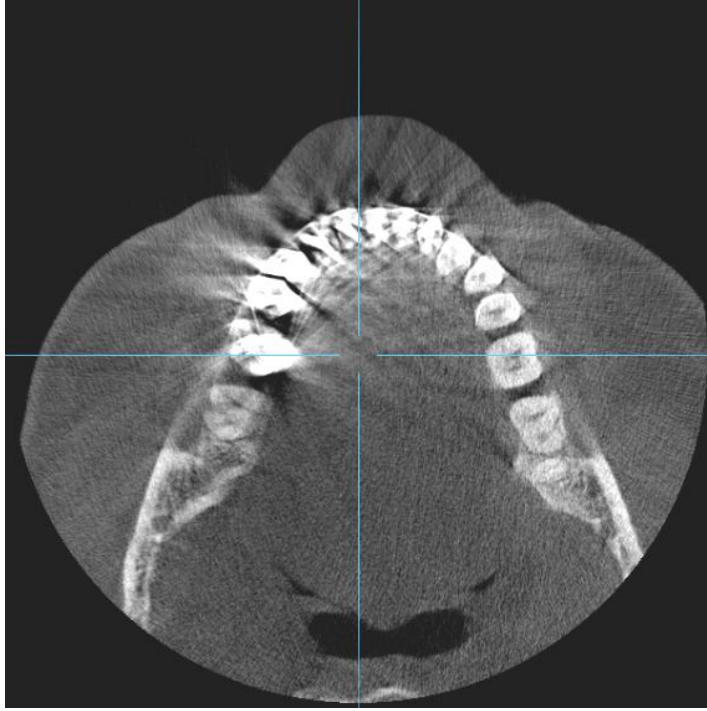
الشكل (3-9) هيسٲوگرام صورة الخرج بعد التعديل بٲابع التوزيع نفسه ولكن على مجال أضيق لقيم الإضاءة

الجدول (3-6) معلومات الصورة الخرج بعد التعديل

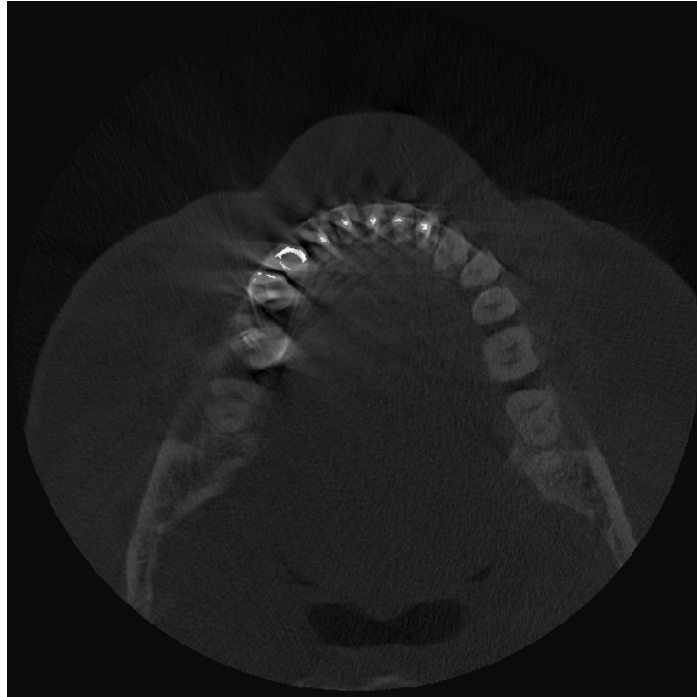
Attribute	Value
Width (columns)	608
Height (rows)	608
Class	int16
Image type	intensity
Minimum intensity	-3424
Maximum intensity	14888

الجدول (3-7) معلومات الصورة الدخل قبل التعديل

Attribute	Value
Width (columns)	608
Height (rows)	608
Class	int16
Image type	intensity
Minimum intensity	-32768
Maximum intensity	32767



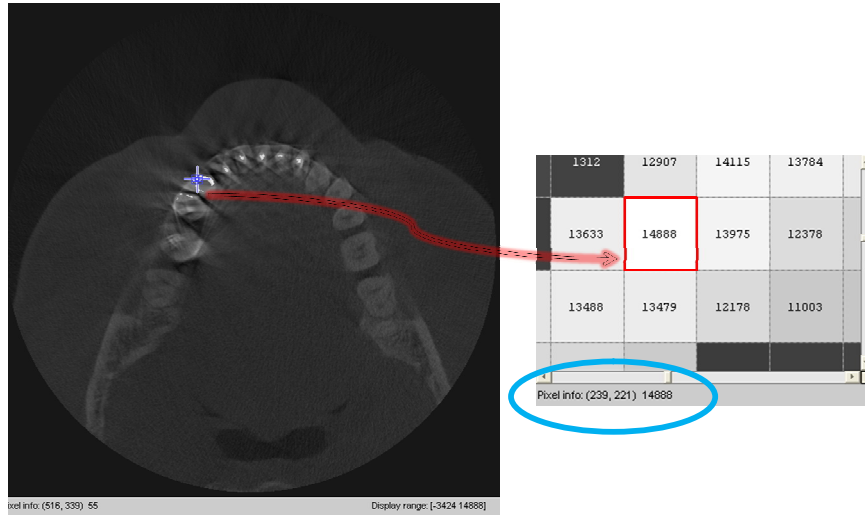
الشكل (10-3) صورة الدخل الضجيجية قبل تعديل GSM / المقطع 180



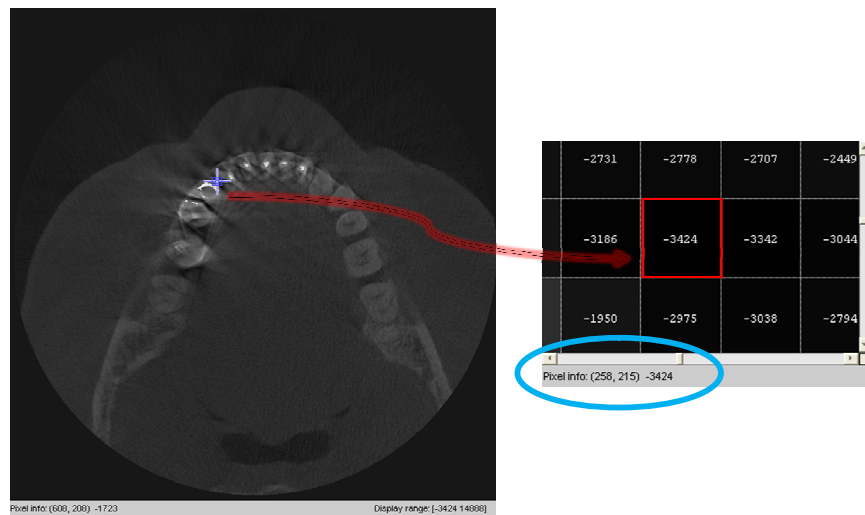
الشكل (11-3) صورة الخرج المعالجة بعد تعديل GSM / المقطع 180

بالمقارنة بين الشكلين (10-3) و (11-3) نجد أن التوزيع الجديد لقيم الإضاءة حسن الصورة بشكل كبير من حيث تخفيف ضجيج السطوع وجزئياً بالنسبة لضجيج الظلمة، وذلك لأن قيم الضجيجين

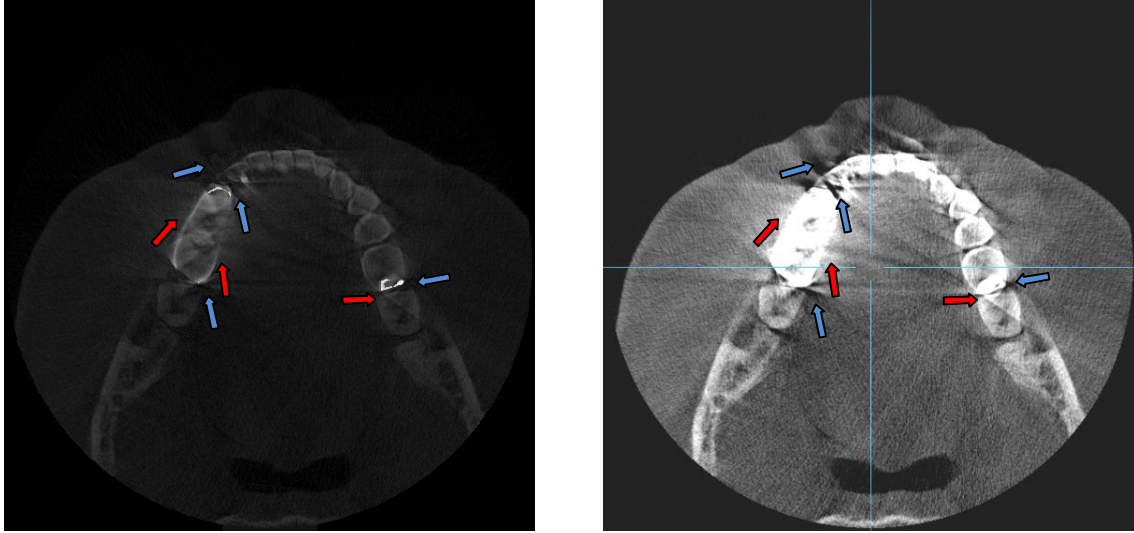
السابقين تتوزع في معظمها على أطراف مجال الصورة الدخول، فالقيمة العظمى للإضاءة (سطوع) انخفضت %45.44 عن القيمة العظمى (32768) كما في الشكل (3-12)، أما بالنسبة للقيمة الصغرى للإضاءة (ظلمة) فقد زادت بنسبة %89.52 عن القيمة الصغرى (-32768)، وهكذا فقد تم إعادة تقييس مجال توزع السويات الرمادية بشكل أضيق مما جعل التباين في النصوع أكبر وبالتالي التمييز بين ضجيج السطوع وضجيج الظلمة في الصورة.



الشكل (3-12) صورة الخرج المعالجة بعد تعديل GSM (منطقة ساطعة)/المقطع 180، حيث استبدلت القيمة العظمى في هذا المثال بالقيمة 14888 مما يعني انخفاضاً بنسبة %45.44



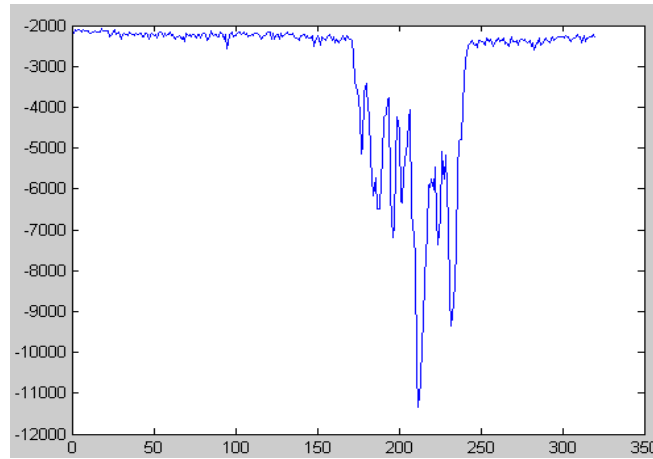
الشكل (3-13) صورة الخرج المعالجة بعد تعديل GSM (منطقة مظلمة)/المقطع 180، حيث استبدلت القيمة الصغرى في هذا المثال بالقيمة -3424 مما يعني زيادة بنسبة %89.52



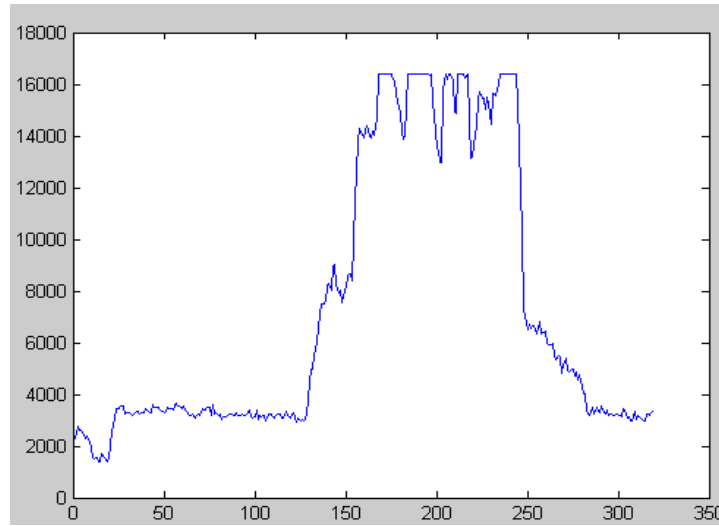
الشكل (3-14) الصورتان الضجيجية والمعالجة بخرج GSM مع الفارق بينهما من حيث وضوحية المناطق تحت المعادن وبجوارها /المقطع 150

من ناحية أخرى نلاحظ بالمقارنة بين الصورتين في الشكل (3-14)، أن مرحلة GSM أحرزت تحسناً كبيراً من حيث توضيح المعالم تحت وبجوار ضجيج السطوع مع الحفاظ في الوقت نفسه على آثار حدود المعادن، وهو ما يفيد بدرجة عالية في تحسين التشخيص الطبي. فبالنسبة للجسر المعدني الأيسر نلاحظ اتضاح معالم حواف الجزئين المكونين له من الداخل (أمام خلف) واللذين يعتمد عليهما في التمرکز، أما بالنسبة للحشوة المعدنية اليمنى فقد اتضح لنا جلياً مسار توضعها بشكل منح وملتف بنهايته، بينما لا يستطيع طبيب الأسنان استحصال هذه المعلومات من الصورة الضجيجية اليمنى، ولمزيد من الأمثلة الأكثر وضوحاً راجع الملحق رقم (3).

بتطبيق خوارزمية التعديل GSM على كامل مقاطع الحالة (320 مقطع) فإنه يمكن إظهار تبدلات قيم الإضاءة الحدية العظمى والصغرى لكل المقاطع بشكل بياني كما في الشكلين (3-15) و(3-16).



الشكل (3-15) تغيرات القيم الحديدية الصغرى لكامل مقاطع حالة المريض a



الشكل (3-16) تغيرات القيم الحديدية العظمى لكامل مقاطع حالة المريض a

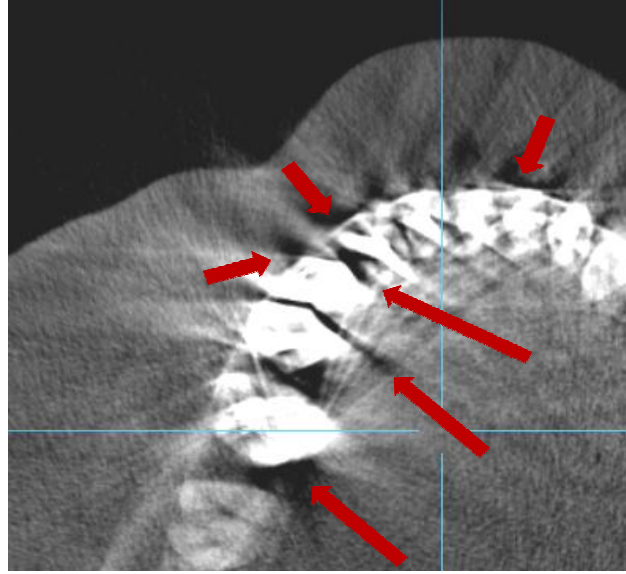
نلاحظ أن المقاطع المحصورة بين 130 و260 تحوي التبدلات الأشد في قيم الإضاءة الحديدية وذلك لاحتواء هذه المقاطع على مساحات كبيرة من ضجيج المعادن، فمثلاً يتقاطع المقطع المدروس 180 مع كامل الأجسام المعدنية في الفك السفلي وهي ست حشوات سنية (إحداها تحت التاج المعدني) وثلاثة تيجان معدنية (اثنان منها متصلان)، وبالتالي سينشأ في هذا المقطع مساحات واسعة من ضجيج المعادن بنوعيه، مما يجعل تطبيق المعادلة (2) ينتج عنه فروقات كبيرة للقيم الحديدية، بينما نلاحظ أن التبدلات محدودة جداً في المقاطع المتبقية على اعتبارها مقاطع تحوي بنى تشريحية خالية من المعادن.

إن خرج هذه المرحلة يعتبر النتيجة رقم 1 في مخطط معالجة الصورة (الشكل (3-3)).

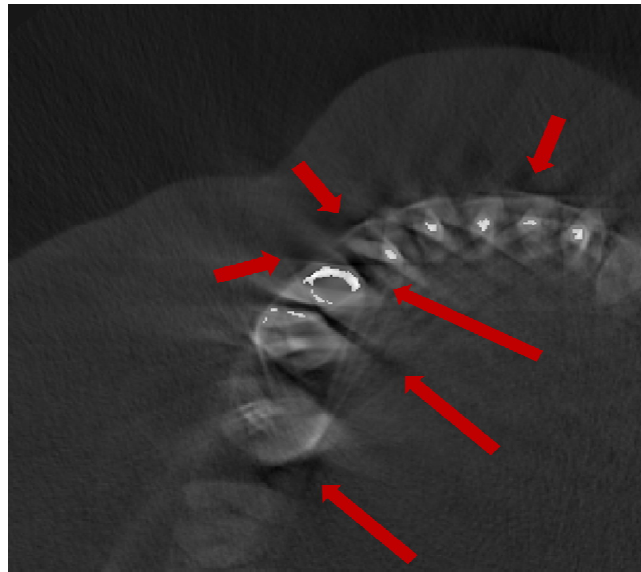
يذكر أنه تم تخفيض ضجيج التبعر بشكل كبير في هذه المرحلة بالاستفادة من خاصية تحديد القيم الحدية للصورة.

3. 2. 1. مرحلة تخفيف ضجيج الظلمة :Dark Noise Reduction Stage

كما ذكرنا سابقاً فإن الصورة الضجيجية الابتدائية كانت تعاني من ضجيج الظلمة بشكل كبير كما في الشكل (3-17)، وعلى الرغم من حدوث تحسن جزئي في التخفيف من هذا الضجيج في خرج الصورة من مرحلة GSM السابقة (الشكل (3-18))، إلا أنه كان لا بد من أفراد عملية معالجة كاملة تهدف إلى تخفيفه إلى أدنى حد ممكن.

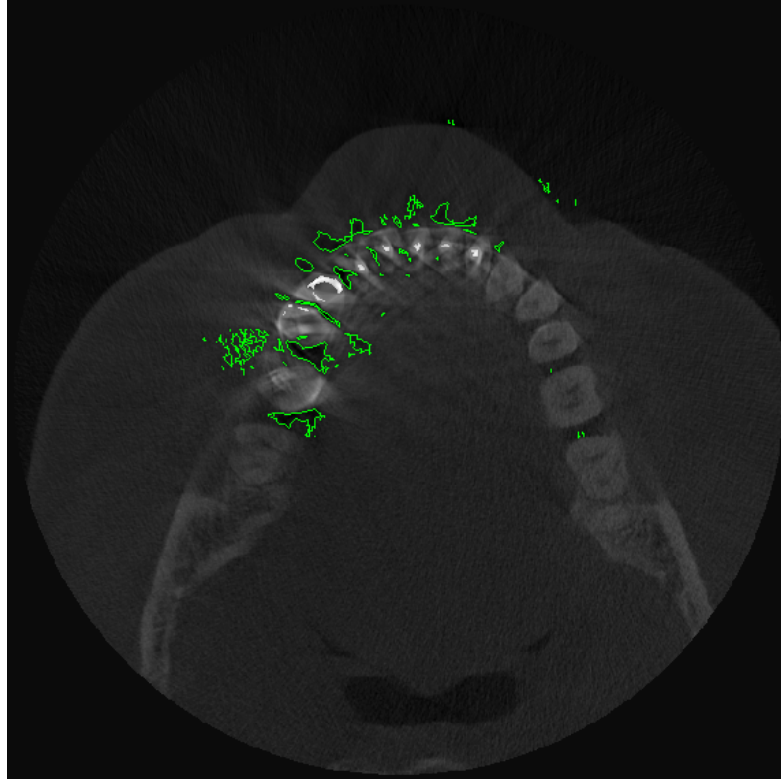


الشكل (3-17) ضجيج الظلمة في الصورة الضجيجية الابتدائية قبل معالجة الصورة/المقطع 180 مكبر



الشكل (3-18) ضجيج الظلمة بعد مرحلة المعالجة GSM/المقطع 180 مكبر

يتركز ضجيج الظلمة في جوار المعادن، وخاصة في مناطق الانخفاض المفاجئ لشدة الإضاءة بين معدنين سطوعين متجاورين، فيظهر هذا الضجيج على شكل جيوب عاتمة لا تلبث أن تأخذ ظلمتها في الانخفاض كلما ابتعدنا عن الأجسام المعدنية على شكل حزم وتجمعات. إن الشكل (3-19) يلخص لنا المناطق المستهدفة بالتخفيف من خلال التعرف عليها وترسيم حدودها Trace Boundaries.

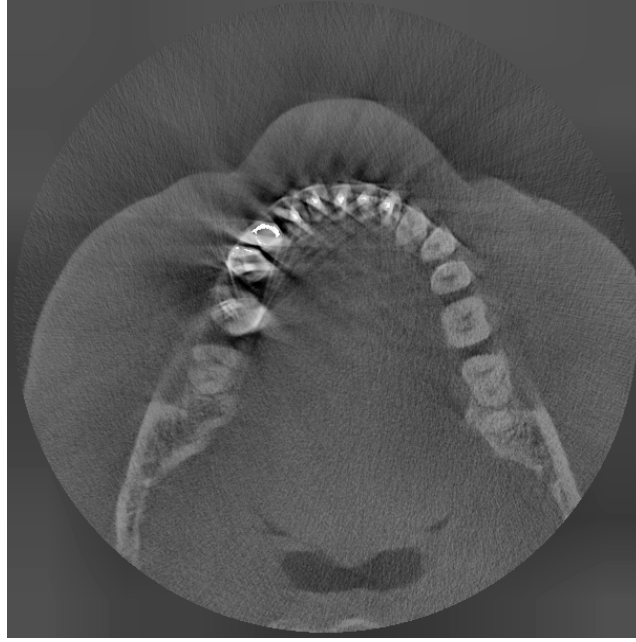


الشكل (3-19) الإحاطة بضجيج الظلمة باستخدام Trace Boundaries/المقطع 180

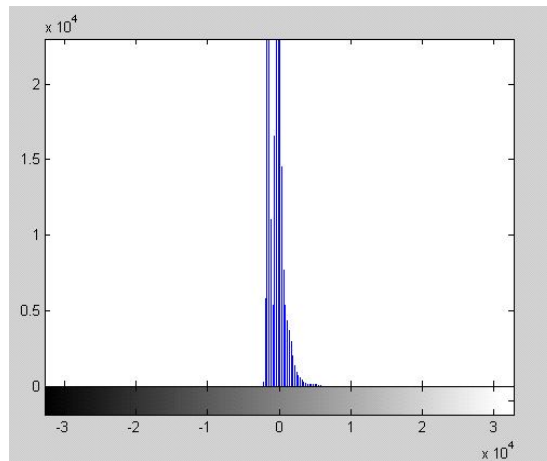
تتلخص مراحل معالجة الصورة في هذه المرحلة بخمس خطوات وهي:

- 1- تطبيق تابع تسوية الهيستوغرام المتلائم ذي التباين المحدود CLAHE
- 2- التعتيب Thresholding
- 3- عمليات حسابية Arithmetic Operations بهدف بناء القناع Mask
- 4- الطرح من خرج GSM
- 5- تغذية خلفية لمرة واحدة من الخطوة 4 إلى الخطوة 1

أولاً- تطبيق تابع تسوية الهيستوغرام المتلائم ذي التباين المحدود CLAHE¹:
 تم تطبيق هذا التابع على خرج GSM بهدف التركيز على أكبر عدد عناصر صورة ذات قيمة
 حدية دنيا (مظلمة)، إذ يجري هذا التابع تحسیناً محدوداً في التباين على أجزاء الصورة الصغيرة
 والتي تدعى بالآجرات Tiles، وليس على كامل الصورة، والهدف من ذلك هو تجنب تضخيم
 الضجيج الموجود بالصورة (الشكل (20-3))، مما يجعل التغيرات في منحنى الهيستوغرام
 متدرجة ويصبح المنحنى أكثر تجانساً كما في الشكلين (22-3) و (21-3) [21].

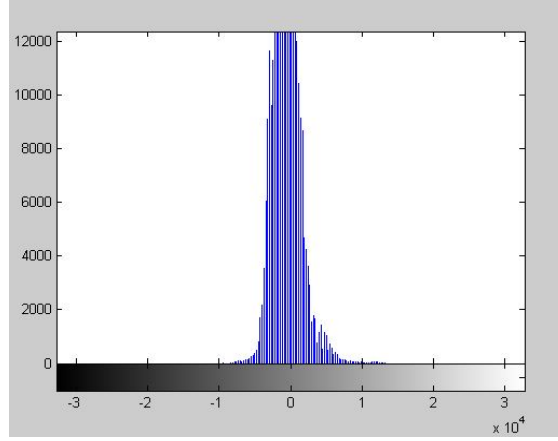


الشكل (20-3) الصورة بعد تطبيق تابع CLAHE على خرج GSM/المقطع 180



الشكل (21-3) هيستوغرام الصورة في خرج GSM

¹ Contrast-limited Adaptive Histogram Equalization



الشكل (3-22) هيستوغرام الصورة بعد تطبيق CLAHE

ثانياً- التعتيب Thresholding:

وهو إحدى عمليات معالجة الصورة التي تهدف إلى تحويل الصورة ذات التدرج الرمادي إلى صورة ذات تدرج ثنائي (أبيض و أسود).

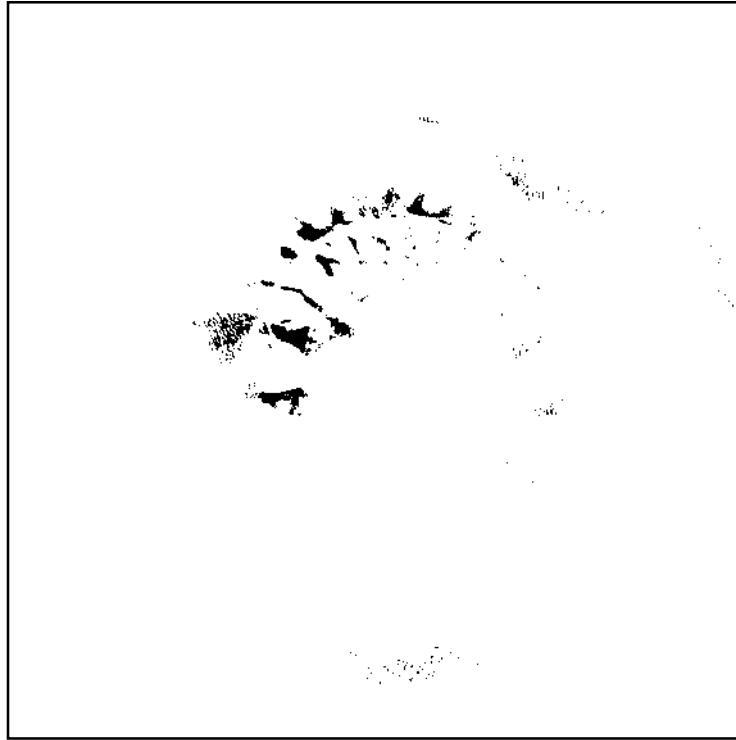
يعد التعتيب أحد الأجزاء الأساسية لعملية التجزيء Segmentation والتي تهدف إلى عزل أجسام محددة بالصورة عن الخلفية Background.

يتم إجراء التعتيب للصورة باختيار مستوى محدد للتدرج الرمادي T في الصورة الأصلية بحيث يعتبر كل عنصر صورة أبيض أو أسود بحسب قيمة شدة إضاءته إن كانت أعلى أو أدنى من T [9]:

$$\text{A pixel becomes } \begin{cases} \text{white if its grey level is } > T, \\ \text{black if its grey level is } \leq T. \end{cases}$$

تم إجراء التعتيب للصورة السابقة في الشكل (3-20) بدرجة T=0.43 تم تحديدها تجريبياً، تهدف إلى كشف مناطق ضجيج الظلال المعدنية السوداء وإظهارها بصورة مستقلة، بحيث اعتبرت قيم شدة الإضاءة دون T صفراً وفوقها واحداً.

تميز اختيار درجة التعتيب في هذه الخطوة بدقة عالية تضمن الإحاطة بمعظم مناطق الضجيج السوداء دون أي امتداد إلى المناطق التشريرية المفيدة (الشكل (3-23)).

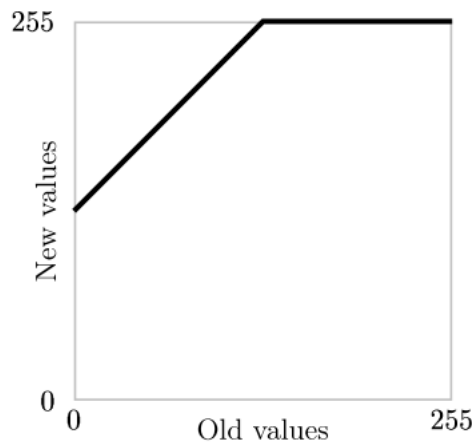


الشكل (3-23) الصورة بعد تطبيق التعتیب Thresholding على خرج CLAHE/المقطع 180

ثالثاً- العمليات الحسابية Arithmetic Operations وبناء القناع Mask:

الهدف من هذه المرحلة هو بناء قناع يتم الاعتماد عليه في المرحلة التالية.

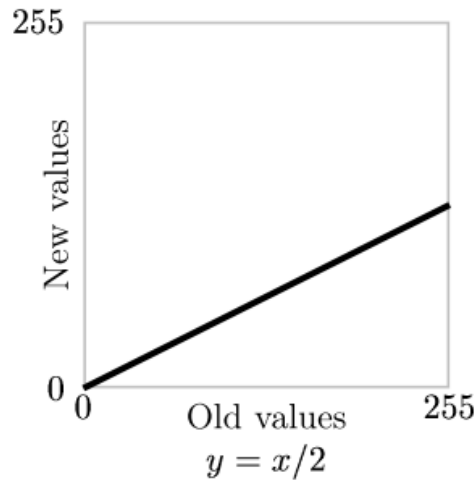
إن عملية جمع قيمة عددية إلى صورة يتمثل في جمع هذه القيمة العددية لكل عنصر في الصورة بحيث يكون الناتج للقيم الواقعة فوق منتصف المجال ثابتاً ومساوياً للقيمة العظمى كما في الشكل (3-24).



الشكل (3-24) نتيجة جمع قيمة 128 لتابع (صورة) مجال تدرجه الرمادي [0-255]

تؤدي هذه العملية إلى زيادة شدة إضاءة الصورة بشكل متناسب مع القيمة المضافة [9].

في حين أن عملية قسمة صورة على قيمة عددية فيتمثل بقسمة كافة عناصر الصورة على هذه القيمة كما في الشكل (25-3) [9].



الشكل (25-3) نتيجة قسمة تابع (صورة) مجال تدرجه الرمادي [0-255] على قيمة 128

تم تطبيق العمليتين السابقتين على الصورة المعتبة السابقة من خلال قيم ثابتة تم تحديدها تجريبياً، بهدف الوصول إلى شدة إضاءة محددة لعناصر الصورة في مناطق الضجيج، تفيد في تحديد مستوى تدرج رمادي شبيه بالجوار في خرج المرحلة التالية (الشكل (26-3)).

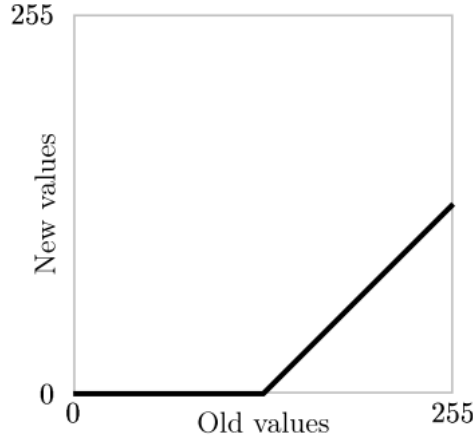


الشكل (26-3) القناع الناتج عن تطبيق عمليات حسابية على الصورة بخرج التعتیب /المقطع 180

رابعاً- الطرح من خرج GSM:

إن عملية طرح قيمة عددية من صورة يتمثل في طرح هذه القيمة العددية من كل عناصرها بحيث يكون الناتج للقيم الواقعة تحت منتصف المجال ثابتاً ومساوياً للقيمة الصغرى كما في الشكل (27-3).

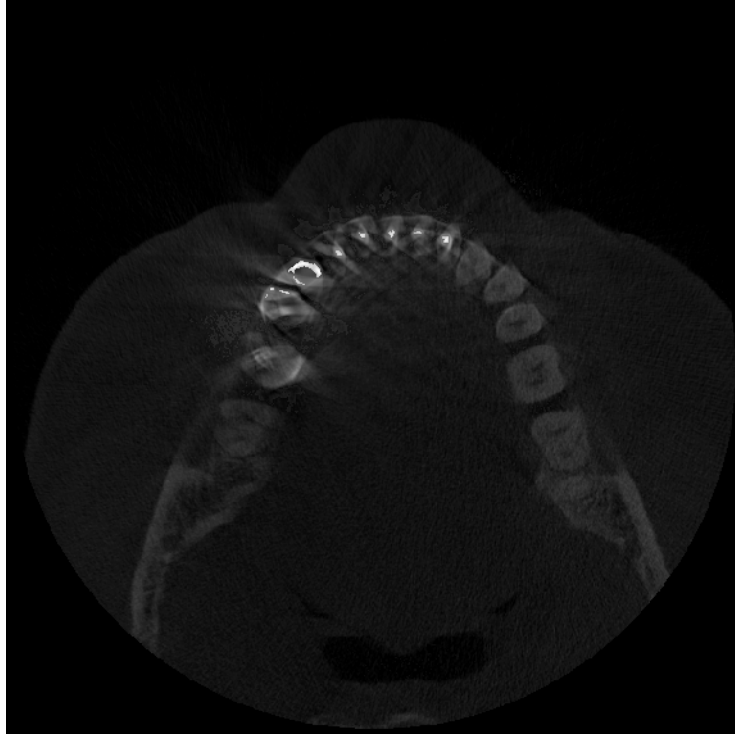
تؤدي هذه العملية إلى انخفاض شدة إضاءة الصورة بشكل متناسب مع القيمة المطروحة [9].



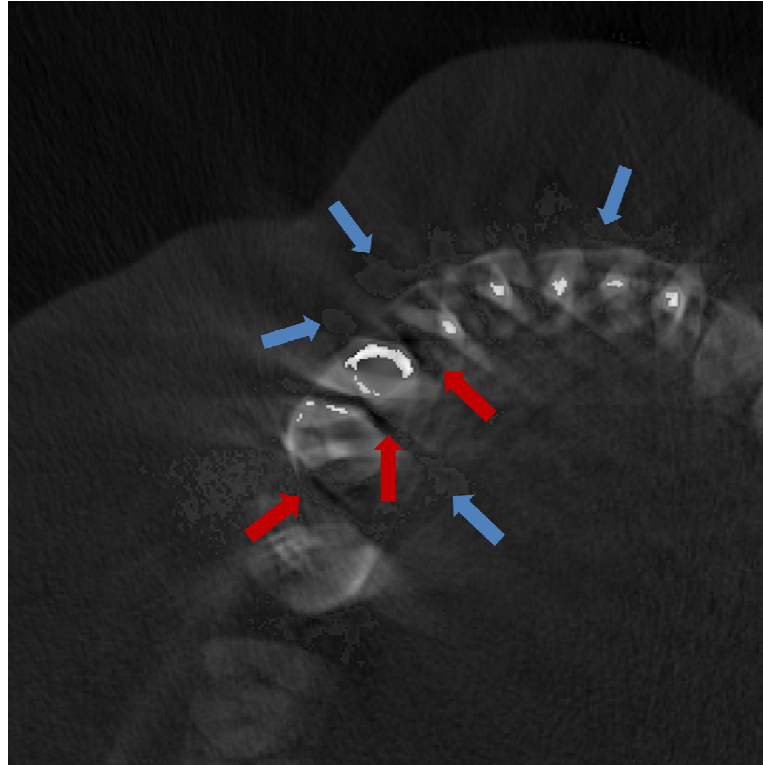
الشكل (27-3) نتيجة طرح قيمة 128 من تابع (صورة) مجال تدرجه الرمادي [0-255]

بطرح القناع السابق من صورة GSM فنحصل على صورة استيعيض فيها عن معظم مناطق الضجيج الأسود بتدرج رمادي يحاكي الجوار دون التأثير على البنى التشريحية المجاورة، كما في الشكل (28-3) والشكل (29-3) الأسهم الزرقاء).

لوحظت بعض المناطق الطفيفة التي تحوي ضجيجاً مظلماً (الشكل (29-3) الأسهم الحمراء))، مما استدعى تنفيذ الخطوة الخامسة التالية.



الشكل (3-28) الصورة بعد طرح القناة من الصورة بخرج GSM/المقطع 180



الشكل (3-29) الأسهم الزرقاء: مناطق ضجيج الظلمة بعد معالجة الصورة، الأسهم الحمراء: بعض مناطق

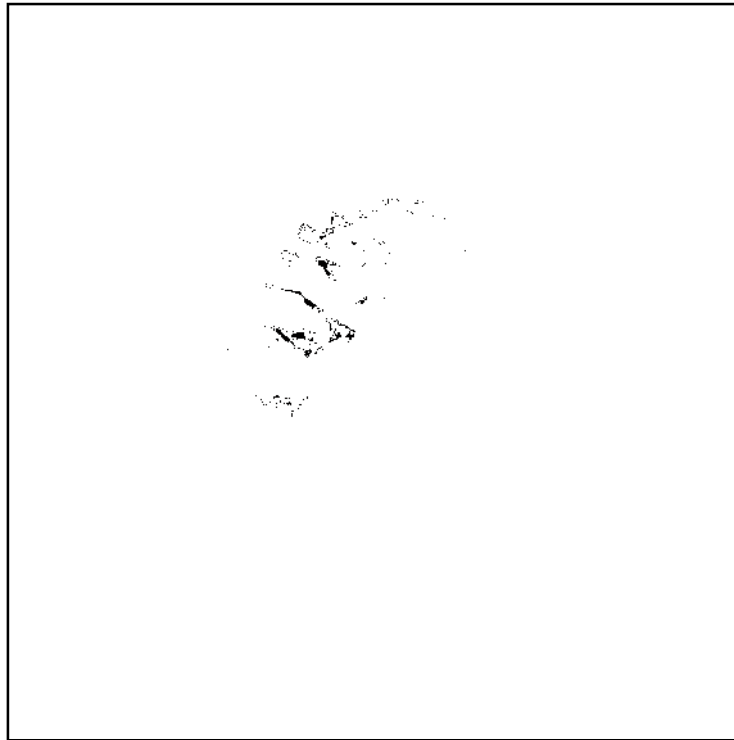
ضجيج الظلمة المتبقية بعد معالجة الصورة/المقطع 180 مكبر

خامساً- تم إرجاع نتيجة الخطوة رقم 4 إلى الخطوة رقم 1 وأعيد تكرار الخطوات عليها بالكامل كتغذية خلفية لمرة واحدة، بهدف القضاء على ضجيج الظلمة بأكبر قدر ممكن.

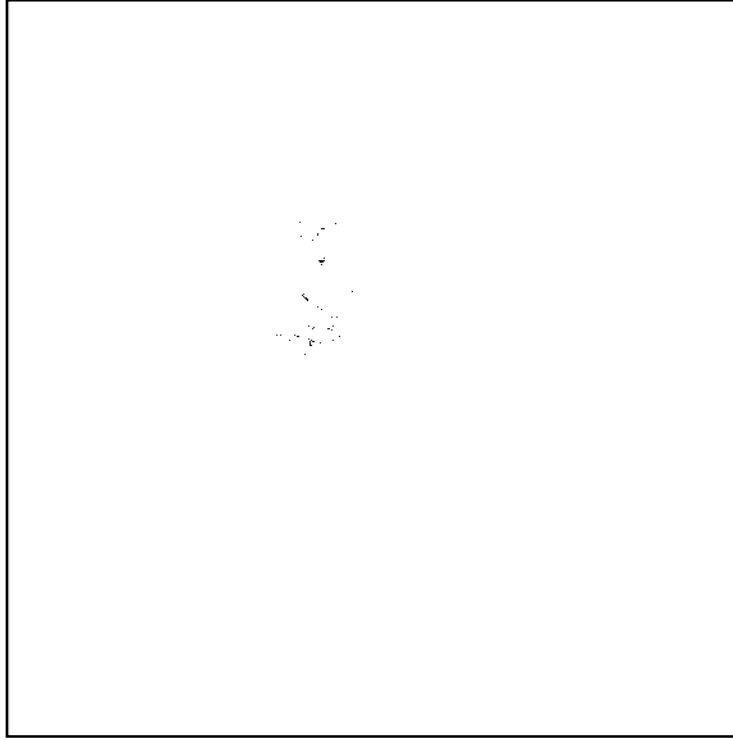
لقد حددت التغذية الخلفية بمرة واحدة فقط، بهدف الحصول على أكبر إزالة لبقايا ضجيج الظلمة مع مراعاة عدم حصول تشويه للصورة في حال كانت هذه التغذية الخلفية مكررة أكثر من ذلك، وهذا ما دفعنا إلى تحديدها تجريبياً وليس آلياً، إذ يجب على هذه التغذية مراعاة كلا الهدفين معاً.

لوحظ في خرج التعتیب من هذه المرحلة انخفاض عدد عناصر الصورة المنتمية إلى ضجيج الظلمة كما في الشكل (31-3)، وذلك بالمقارنة مع الشكل (30-3) المعبر عن نفس الخرج ولكن قبل إجراء التغذية الخلفية.

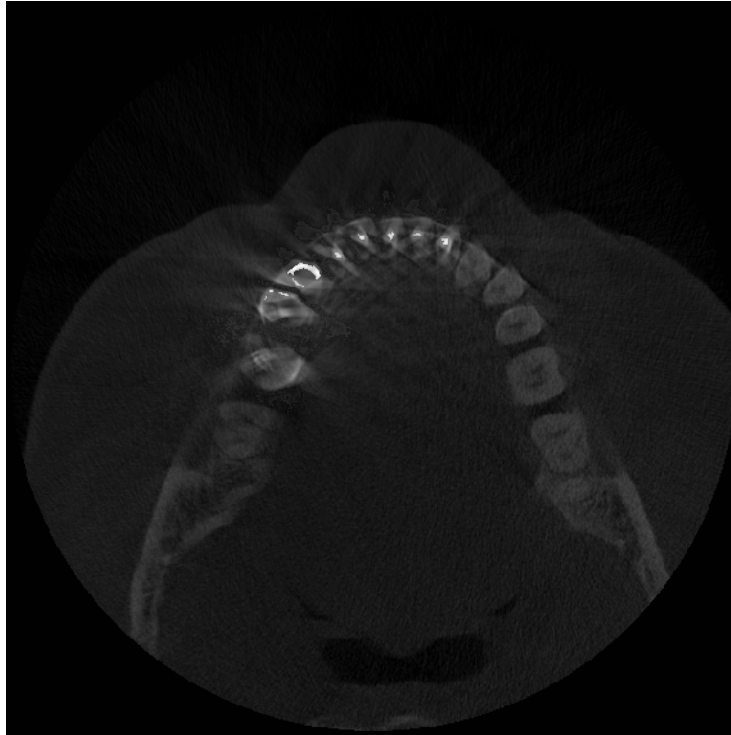
لقد تم الإلغاء التام لضجيج الظلمة في بعض المقاطع للمريض a، فيما لوحظ بقاء عناصر صورة محدودة للغاية منه في البعض الآخر كما في الشكلين (32-3) و (33-3).



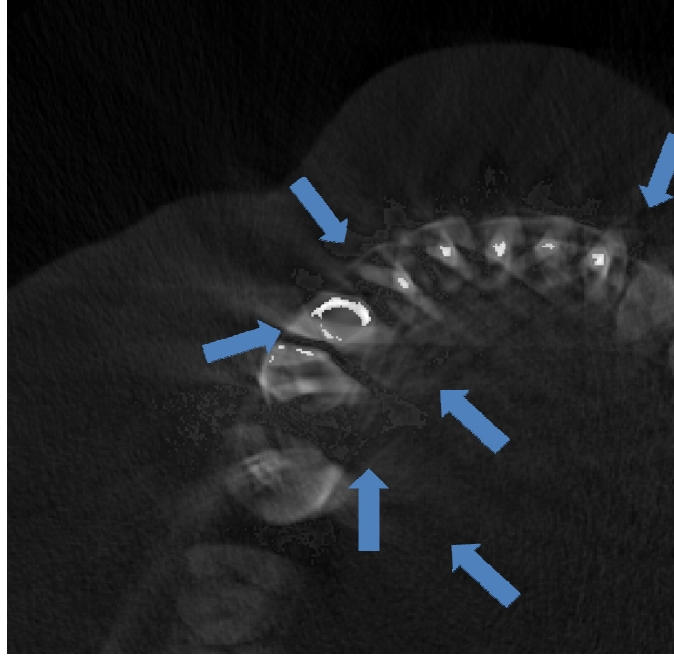
الشكل (30-3) الصورة بعد تطبيق التعتیب Thresholding وبعد انتهاء المعالجة الأولى/المقطع 180



الشكل (3-31) الصورة بعد تطبيق التعتيب Thresholding وبعد انتهاء المعالجة الثانية
النهائية/المقطع 180

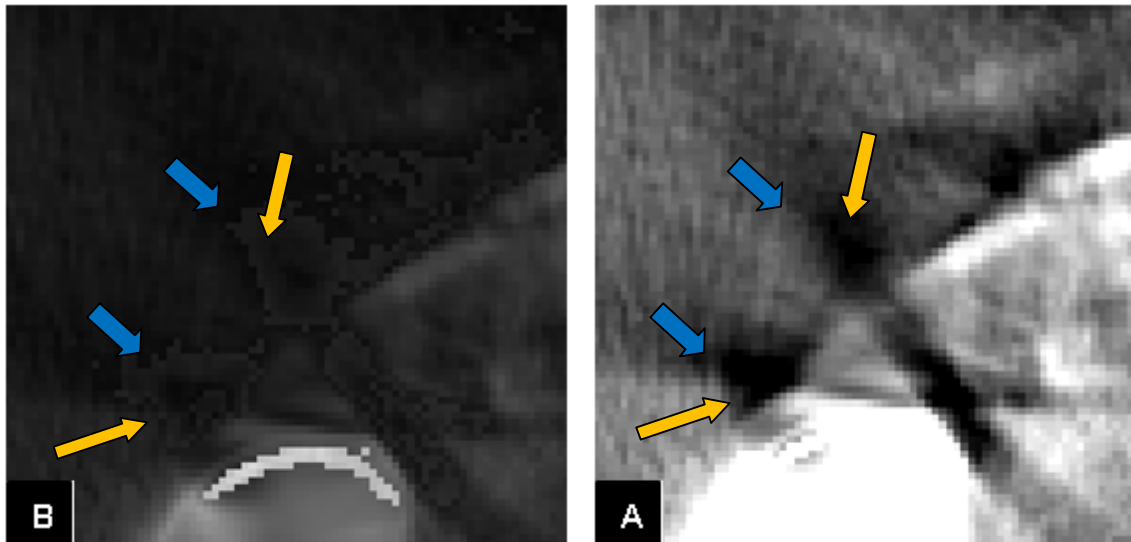


الشكل (3-32) الصورة بعد تطبيق التغذية الخلفية لمرة واحدة من الخطوة 4 إلى الخطوة 1/المقطع 180



الشكل (3-33) تخفيف مناطق ضجيج الظلمة بعد معالجة الصورة بشكل شبه تام/المقطع 180 مكبر

يجدر بالذكر أن ملاحقة المناطق المظلمة واستبدالها بالقناع يتم بشكل متدرج وليس ثابت، بمعنى أن حزمة ضجيج الظلمة التي تنطلق من الرأس بعنامة شديدة ثم تتناقص تدريجياً كلما ابتعدنا أكثر، يماثلها في نفس السلوك تدرج القناع البديل من الرمادي الغامق نحو الرمادي الفاتح، كما في الشكل (3-34 الأسهم الصفراء والزرقاء).



الشكل (3-34) A: تدرج العنامة من المركز نحو الخارج في الصورة الضجيجية، B: تدرج القناع الرمادي من المركز إلى الخارج أيضاً في الصورة المعالجة

إن خرج هذه المرحلة يعتبر النتيجة رقم 4 في مخطط معالجة الصورة (الشكل (3-3)).

3. 2. 1. 3 مرحلة تخفيف ضجيج التبثر Scatter Noise Reduction Stage:

سبق وأن ذكرنا بأن مرحلة GSM سببت تحسناً كبيراً على صعيد التخفيف من ضجيج التبثر، ومع ذلك فإن الصورة لا تزال تحوي بعض آثار هذا الضجيج والتي من الممكن تخفيضها إلى الحدود القصوى باستخدام المرشح المتوسط Averaging Filter، والذي يندرج ضمن المرشحات الخطية الحيزية.

يقوم مبدأ هذا المرشح على ضرب عنصر الصورة الهدف وجواره بالمصفوفة القناع mask rxc، والتي قيمة كل عنصر فيها هو $1/9$ (من أجل قناع 3×3) كما في الشكل (3-35)، ثم يستبدل قيمته بمجموع المضاريب التسعة كما في الشكل (3-36)، انظر الشكل (3-37) الذي يلخص بشكل مبسط الخطوات المذكورة [9].

أما بالنسبة لعناصر الصورة الواقعة خارج حدود المصفوفة السابقة وذلك عند الحواف، فقد تم افتراض قيم الإضاءة مساوية لقيم أقرب حدود مصفوفة مجاورة وهكذا.. كما في الشكل (3-38)، وإن كان تأثير هذه الخاصية في حالتنا محدوداً على اعتبار حواف كل الصور لدينا هي ذات شدة إضاءة عاتمة تماماً [21].

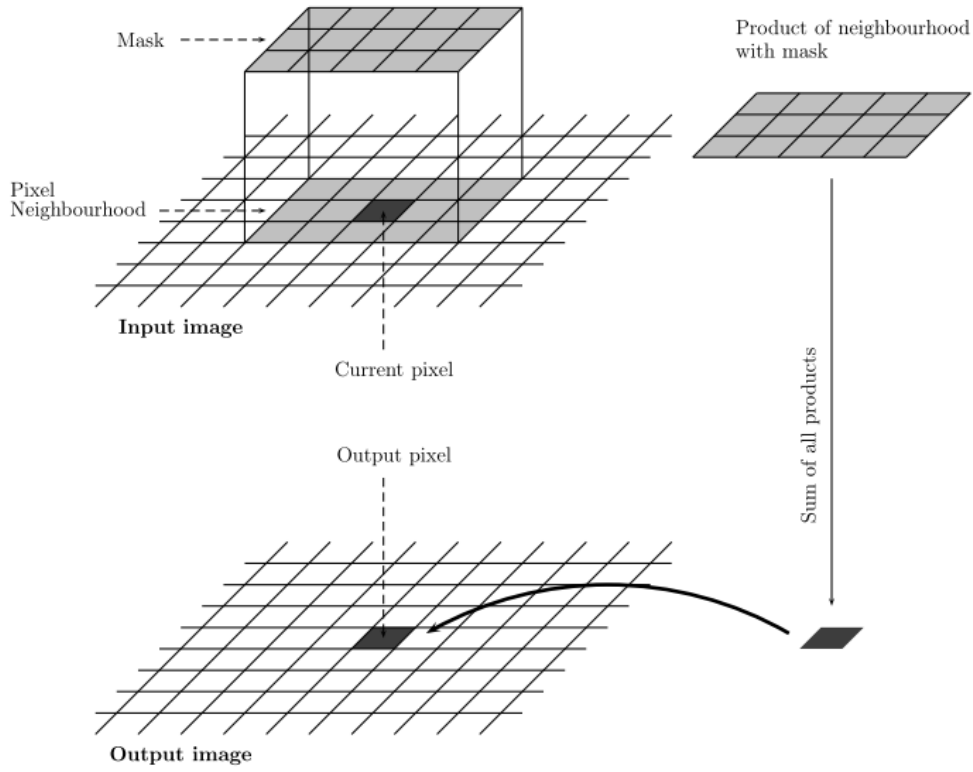
1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9

الشكل (3-35) مصفوفة القناع المستخدمة بالترشيح [9]

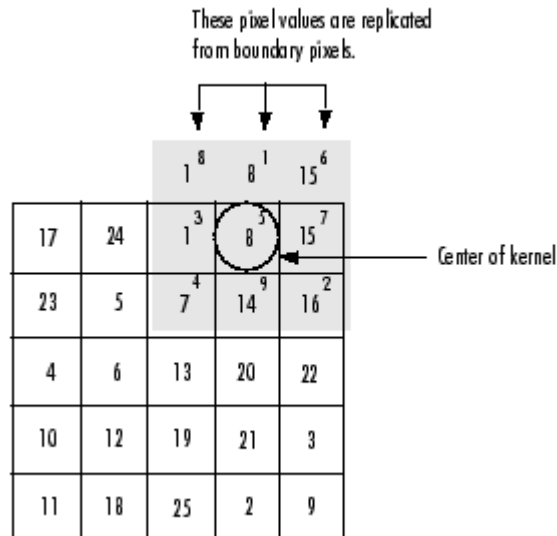
	a	b	c
	d	e	f
	g	h	i

 $\rightarrow \frac{1}{9}(a + b + c + d + e + f + g + h + i)$

الشكل (3-36) القيمة الجديدة لعنصر الصورة بعد الترشيح المتوسط [9]



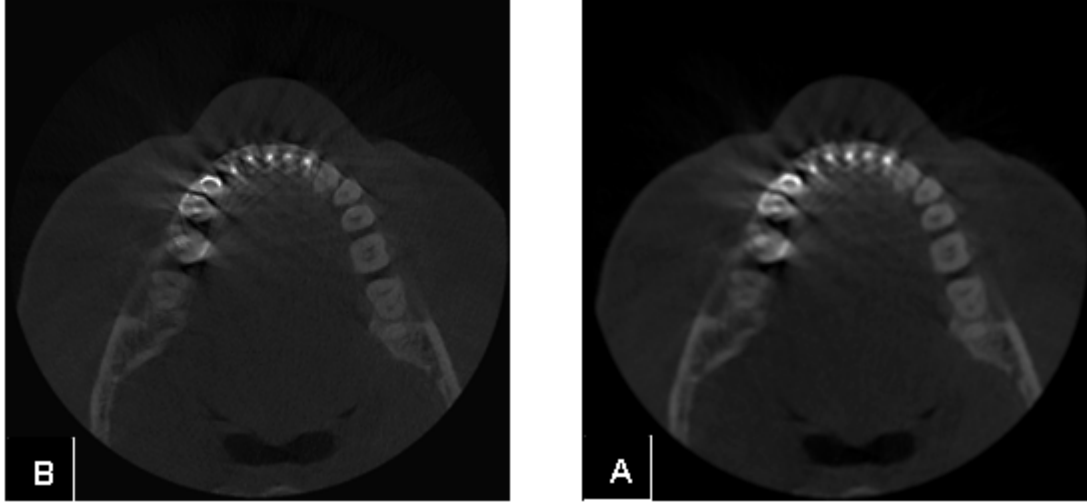
الشكل (3-37) مبدأ عمل المرشح المتوسط [9]



الشكل (3-38) كيفية عمل المرشح المتوسط عند الحواف [21]

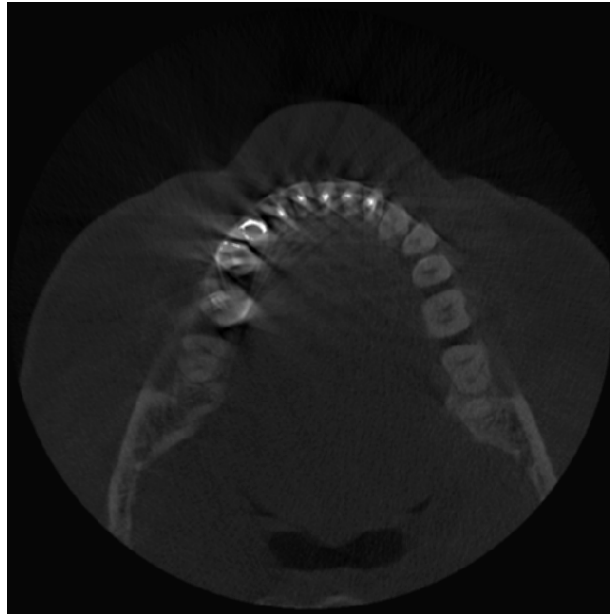
تم اعتماد المرشح المربع 3x3 بحيث $r = c = 3$ ، والفائدة الفعلية من جعله مربعاً هو تحقيق التجانس Isotropy في كافة الاتجاهات عند تحريك قناع المرشح على عموم الصورة [6].

أما اختيار القيمة الأدنى لمصفوفة القناع وهي 3×3 فهو يهدف إلى تخفيض درجة ضبابية الحواف إلى أقصى حد، لأنه كلما ازدادت أبعاد قناع المرشح كلما ازداد الترشيح وازدادت معه ضبابية الحواف كما في الشكل (3-39) [9].

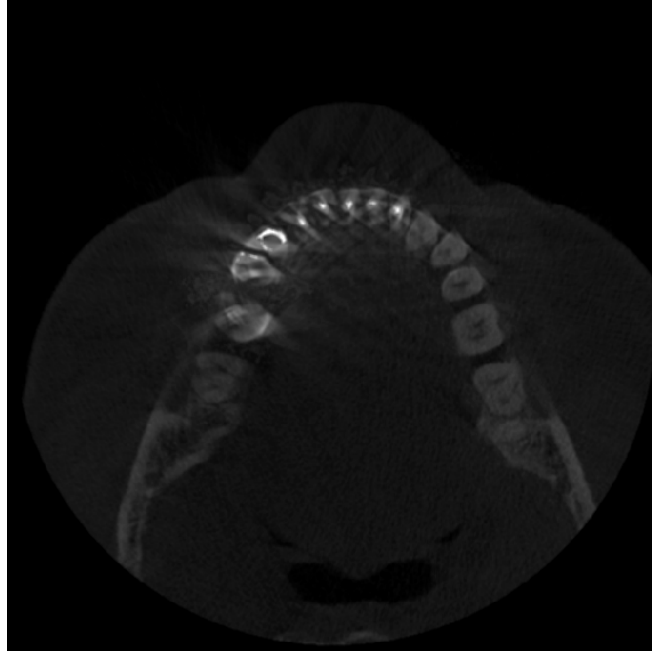


الشكل (3-39) A: مرشح متوسط بمصفوفة قناع 7×7 (ضبابية عالية)، B: مرشح متوسط بمصفوفة قناع 3×3 (ضبابية محدودة جداً)

تم تطبيق هذه المرحلة على خرجي المرحلتين السابقتين (الشكلين (3-40) و (3-41))، ومع ذلك فإن هذه العملية تبقى اختيارية بالنسبة للطبيب حسب الطبيعة التشريحية للمنطقة المدروسة، إن كانت تتطلب حدية في الحواف أو تنعيماً لها.



الشكل (3-40) صورة خرج GSM بعد التنعيم / المقطع 180



الشكل (3-41) صورة خرج مرحلة التخفيف من ضجيج الظلمة بعد التنعيم/ المقطع 180

إن خرج هذه المرحلة يمثل النتيجتين رقم 2 و 3 في مخطط معالجة الصورة (الشكل (3-3)).

يذكر أن كافة النتائج السابقة (1 و 2 و 3 و 4) للمعالجة ثنائية الأبعاد يتم إظهارها معاً بجوار بعضها البعض في واجهة استعراض واحدة (Collected Figures) أو في نوافذ متتالية (Separated Figures) كما سنرى بالتفصيل في أواخر هذا الفصل عند التحدث عن واجهة معالجة الصورة ثنائية الأبعاد.

3. 2. 2 تحسين الصور ثلاثية الأبعاد المعاد بناؤها للنسج العظمية ذات الضجيج

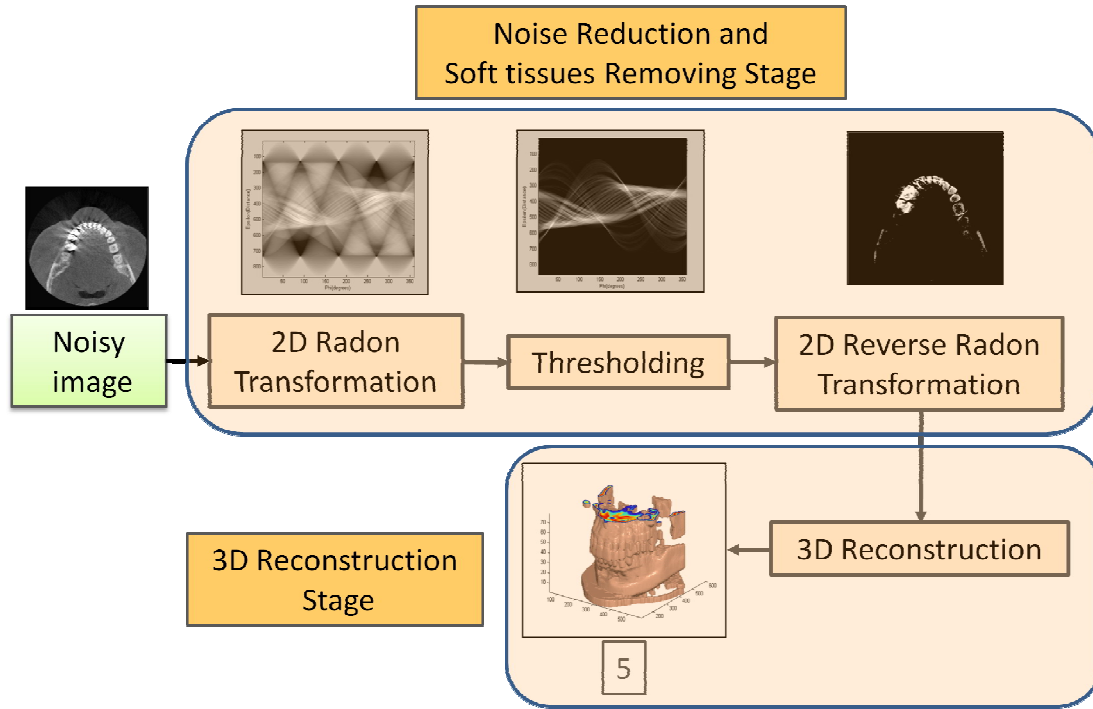
المخفف:

تعتبر الصور ثلاثية الأبعاد في طب الأسنان صوراً مساعدة وتوضيحية لأماكن الدراسة ضمن المقاطع، وتعطي تصوراً مبسطاً لعلاقة المساقط المتعامدة بعضها مع بعض مما يسهل فهم الصور المقطعية ثنائية الأبعاد.

من هنا فقد ارتأينا بعد انتهائنا من معالجة الصور ثنائية الأبعاد من حيث التخفيف من أنواع ضجيج السطوع والظلمة والتبعثر، أن يتم إعادة البناء ثلاثي الأبعاد للمقاطع بعد حذف النسج الرخوة منها

كالشفاه والأنف بالإضافة إلى تخفيف الضجيج، بهدف الحصول على صورة محسنة ثلاثية الأبعاد للأسنان والنسج العظمية.

يوضح الشكل (3-42) خطوات معالجة الصورة في هذا القسم على النحو التالي:



الشكل (3-42) مخطط القسم الثاني: معالجة المقاطع ثلاثية الأبعاد المعاد بناؤها للنسج العظمية

3. 2. 1. مرحلة إزالة النسج الرخوة المحيطة وتخفيف أثر المعادن:

1- إجراء تحويل رادون (2D Radon Transformation (2D RT) للصورة الضجيجية:

وهو تحويل يحسب مساقط مصفوفة الصورة على طول اتجاهات محددة من خلال حساب التكاملات الخطية من المنابع على طول المسارات المتوازية أو المنبع الوحيد لحزمة ذات اتجاهية محددة [21].

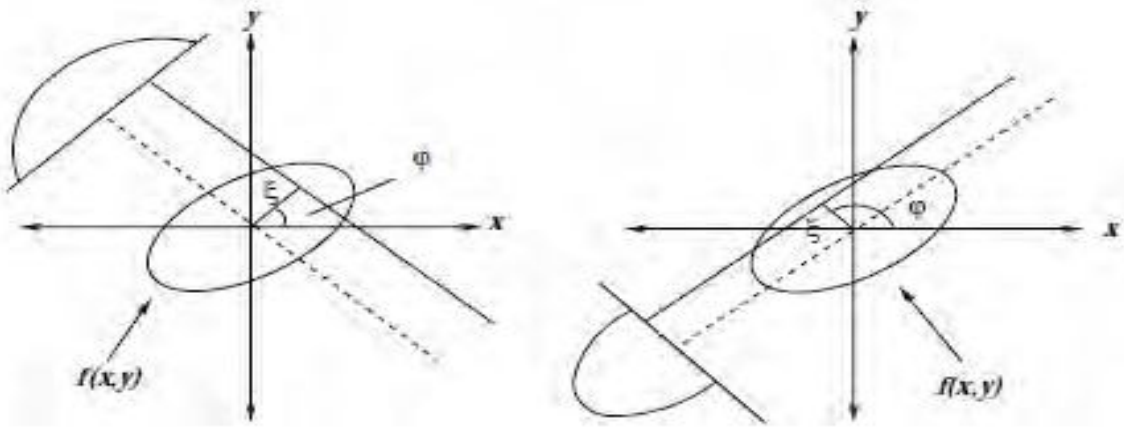
فإذا كانت φ هي زاوية الدوران حول مركز الصورة، و ξ هي المسافة عن مبدأ الإحداثيات الديكارتية الأساسية، و δ توزيع ديراك Dirac Distribution لحزمة خطوط الإسقاط، فإن تحويل رادون للصورة $f(x, y)$ (الشكل (3-43))، يعطى بالمعادلة التالية [6, 18]:

¹ جوهان كارل رادون Johann Karl Radon (1887-1956) عالم رياضي نمساوي، اكتشف التحويل المذكور ومعكوسه عام 1917 كنتيجة نظرية بحتة، دون أي تطبيق عملي عليه خلال حياته [5].

$$R(\xi, \varphi) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \varphi + y \sin \varphi - \xi) dx dy \quad (5)$$

حيث:

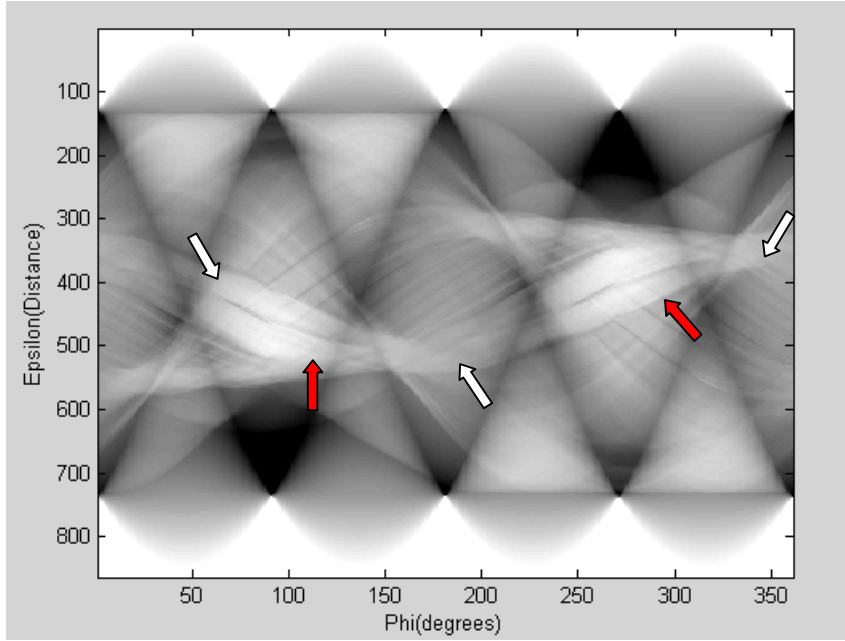
$$\xi = x \cos \varphi + y \sin \varphi \quad (6)$$



الشكل (3-43) تحويل رادون ثنائي البعد 2D Radon Transformation

إن تحويل رادون للصورة هو عبارة عن منحنيات ساينو غرام في الإحداثيات الديكارتية تحاكي المنحنيات الجيبية [26]، تتغير على المحور x بتغيرات زاوية الدوران φ "عدد المساقط"، وتتغير على المحور y بتغيرات المسافة ξ عن مركز الدوران.

بتطبيق تحويل رادون بزاوية دوران $\varphi = 1:360^\circ$ على الصورة الضجيجية (على اعتبار أن الصورة مبنية من مساقط أولية استحصلت بدوران قنطرة الجهاز 360°)، وباختيار آلي لقيم ξ حسب المعادلة (6) من قبل البرنامج ضمن المجال $[-431.5 \ 431.5]$ على اعتبار مركز الصورة هو مركز الإحداثيات، فإنه ينتج لدينا الساينو غرام الموضح بالشكل (3-44) التالي:



الشكل (3-44) تحويل رادون للصورة الضبابية/ المقطع 185

2-التعتيب Thresholding :

سبق وأن ذكرنا بأن كل عنصر صورة يعبر عنه في تحويل رادون بساينو غرام يتغير مطاله بتغير المسافة عن مركز إحداثيات الدوران وذلك على امتداد تغيرات زاوية الدوران ϕ (360 درجة) [21,26]، وبالتالي فإن معرفتنا بالساينو غرامات التي تمثل عناصر الصورة للنسج الرخوة والضبابية يمكننا من تخفيفها إلى الحدود الدنيا.

فمثلاً تمثل الساينو غرامات الساطعة المشار إليها بالأسهم إلى البنى العظمية (الأسهم البيضاء) والمعادن (الأسهم الحمراء) المراد الحفاظ عليها في خرج المرحلة التالية، وما عداها فهو يندرج ضمن مناطق النسج الرخوة وضبابية المعادن.

نلاحظ من الأسهم الحمراء أن المعادن تتركز في المجالات التقريبية $[120^\circ \ 90^\circ]$ "الربع الثاني من الصورة"، و $[300^\circ \ 270^\circ]$ "الربع الرابع من الصورة"، وهو ما يمثل بالفعل تواجد ثلاثة تيجان وثلاث حشوات معدنية في هذه المنطقة بالتحديد.

اعتماداً على ذلك، فقد تم تحديد درجة التعتيب بجعلها ديناميكية مع تغيرات القيم العليا والدنيا لشدة الإضاءة في تحويل رادون لكل مقطع على حدة، وذلك حسب العلاقة التجريبية التالية:

$$T = I_{min} + \frac{|I_{max} - I_{min}|}{3} \quad (7)$$

حيث:

I_{min} هي القيمة الصغرى لشدة الإضاءة في تحويل رادون.

I_{max} هي القيمة العظمى لشدة الإضاءة في تحويل رادون.

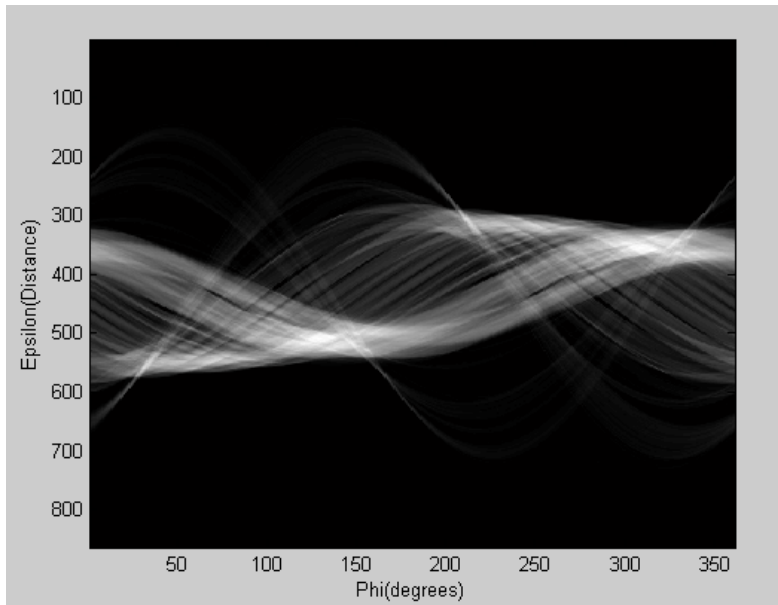
فإذا كان $f(x, y)$ هو تحويل رادون للصورة الضجيجية $f'(x', y')$ ، حيث:

$$0^\circ \leq x \leq 360^\circ, 1 \leq y \leq \xi$$

فإنه بتطبيق درجة التعتيب T على تحويل رادون ينتج لدينا:

$$f(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{if } f(x, y) \leq T, \\ f(x, y) & \text{Otherwise.} \end{cases}$$

وينتج لدينا السايينوغرام كما في الشكل (3-45) والذي يوضح الحفاظ على السايينوغرامات المطلوبة



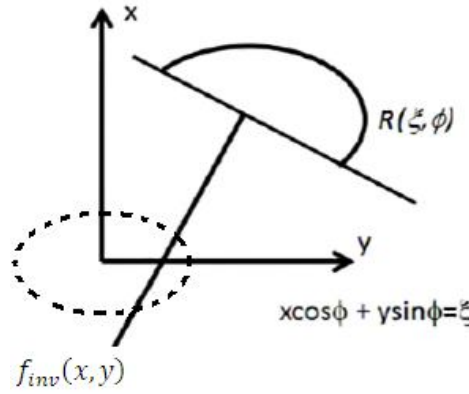
الشكل (3-45) تحويل رادون بعد إجراء التعتيب/ المقطع 185

3- تطبيق تحويل رادون العكسي 2D Reverse Radon Transformation:

وهو تحويل يسمح بإعادة بناء الصورة ثنائية الأبعاد اعتماداً على المساقط المأخوذة عند زوايا محددة كما في الشكل (3-46)، ويعطى بالعلاقة التالية [21، 15]:

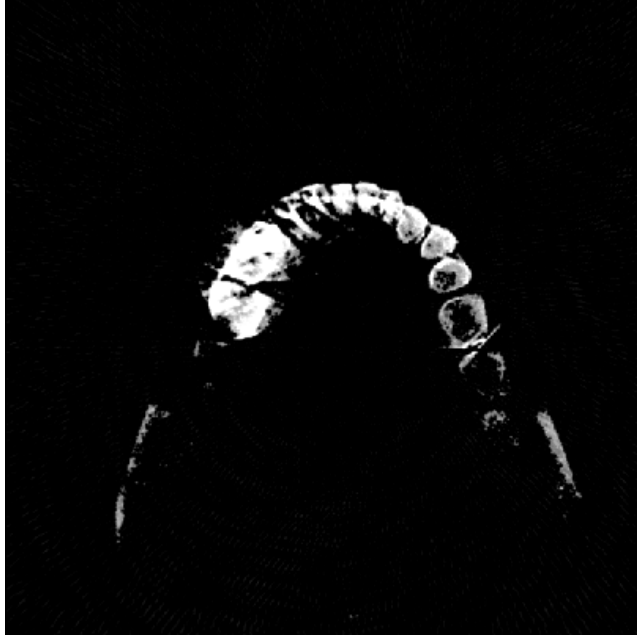
$$f_{inv}(x, y) = \int_0^{\pi} R(x \cos \phi + y \sin \phi, \phi) d\phi \quad (8)$$

حيث: $\xi = x \cos \phi + y \sin \phi$ حسب العلاقة (6).



الشكل (3-46) معكوس تحويل رادون ثنائي البعد 2D Reverse Radon Transformation

بتطبيق معكوس تحويل رادون على النتيجة السابقة فإننا نحصل على الصورة التالية في الشكل (3-47):

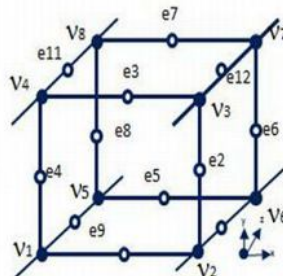


الشكل (3-47) الصورة بعد تطبيق معكوس تحويل رادون بهدف إزالة النسيج الرخوة وتخفيف الضجيج/
المقطع 185

إن الصور الناتجة لا يتم إظهارها للطبيب وإنما يتم الاعتماد عليها مباشرة في المرحلة التالية لإعادة بناء الصورة ثلاثية الأبعاد للأسنان والبنى العظمية المحسنة.

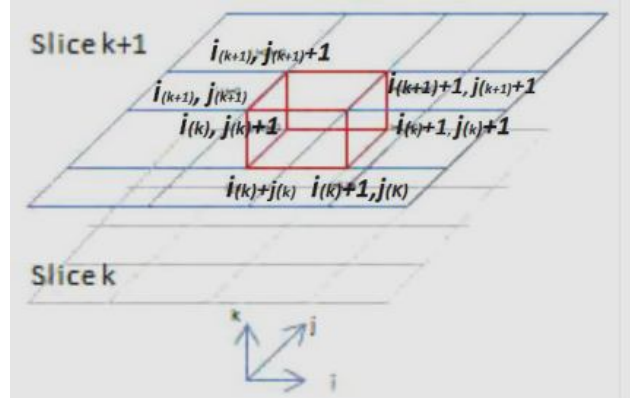
3. 2. 2. مرحلة إعادة البناء ثلاثي الأبعاد 3D Reconstruction Stage:

تتطلب هذه المرحلة من خلال توزيع السطح ثلاثي الأبعاد المراد توليده على مكعب منطقي منشأ من ثمانية عناصر صورة كما في الشكل (3-48).

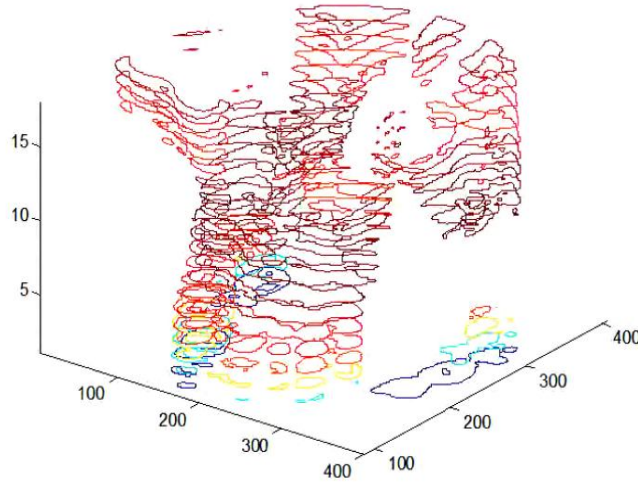


الشكل (3-48) مكعب منطقي منشأ من ثمانية عناصر صورة [7]

يشكل كل أربعة عناصر سطحاً من مقطع مجاور، وبالتالي يكون في كل مكعب سطحين من مقطعين متتاليين Slice k, Slice k+1 كما في الشكلين (3-49) و (3-50) [7].



الشكل (3-49) المكعب المنطقي متوضع بين مقطعين متجاورين Slice k, Slice k+1 [7]



الشكل (3-50) توزيع أولي لمحيطات 24 مقطع من خرج المرحلة السابقة

نقوم بحساب التعامدات على السطح مع رؤوس المكعب، بحيث يتم الاعتماد على هذه التعامدات في تحديد كيفية تقاطع السطح مع المكعب، لنقوم بعدها بالتحريك إلى المكعب التالي.

نحدد أحد رؤوس المكعب، فإذا كانت قيمة العمود عنده تقل (أو تساوي) قيمة السطح فإن هذا الرأس يكون واقعاً على السطح أو بداخله، أما إن كانت القيمة أكبر من قيمة السطح فإن هذا الرأس يقع خارجه، وبالتالي فإن تقاطعات السطح مع حواف المكعب، والتي عددها $2^8 = 256$ حالة تقاطع على اعتبار أنه لدينا ثمانية رؤوس لكل مكعب وسطحين واقعين بين مقطعين

متتاليين، من الممكن تحديدها من خلال قيم الرؤوس: (صفر) داخل السطح و(واحد) خارجه، مما يمكن في تحديد طبولوجيا السطح مع المكعب وبالتالي إيجاد التقاطعات بينهما [7, 8, 14].

بالنسبة لشدة إضاءة السطح، فعندما يكون شعاع الانحدار العمودي على طول السطح المماسي قيمته صفر فهذا يعني أن شدة الإضاءة ثابتة، وعندما تكون متغيرة فهذا يعني بأن الإضاءة متغيرة أيضاً، وهذا ما نجده جلياً عندما يقع السطح بين نسيجين مختلفين في الكثافة.

إن العلاقة (9) تبين أن شعاع الانحدار $\vec{g}$ يساوي اشتقاق تابع الكثافة (شدة الإضاءة في تطبيقنا)

$$\vec{g}(x, y, z) = \vec{\Delta f}(x, y, z) \quad (9)$$

لتقييم شعاع الانحدار في منطقة الاهتمام من السطح، نقيم أولاً شعاع الانحدار عند رؤوس المكعب ومن ثم نجري استيفاءً خطياً للانحدار في نقاط التقاطع.

يقيم الانحدار عند نقاط رأس المكعب (i, j, k) باستخدام التفاضلات على طول محاور الإحداثيات الثلاثة حسب المعادلات التالية:

$$G_x(i, j, k) = \frac{D(i+1, j, k) - D(i-1, j, k)}{\Delta x} \quad (10)$$

$$G_y(i, j, k) = \frac{D(i, j+1, k) - D(i, j-1, k)}{\Delta y} \quad (11)$$

$$G_z(i, j, k) = \frac{D(i, j, k+1) - D(i, j, k-1)}{\Delta z} \quad (12)$$

حيث $D(i, j, k)$ هو الكثافة عند عنصر الصورة (i, j) في المقطع k و $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ هي الأطوال التفاضلية لحواف المكعب، وبتقسيم الانحدار على أطواله ينتج واحدة التعامد عند الرأس المطلوب لإعادة التدوير، وبعدها نقوم بإجراء استيفاء خطي لهذا التعامد مع نقطة التقاطع [7, 8, 14].

عملياً، فإنه يتم البناء ثلاثي الأبعاد في الماتلاب بالاعتماد على مكتبات برمجية تحوي تعليمات جاهزة لذلك، وفقاً للخطوات التالية:

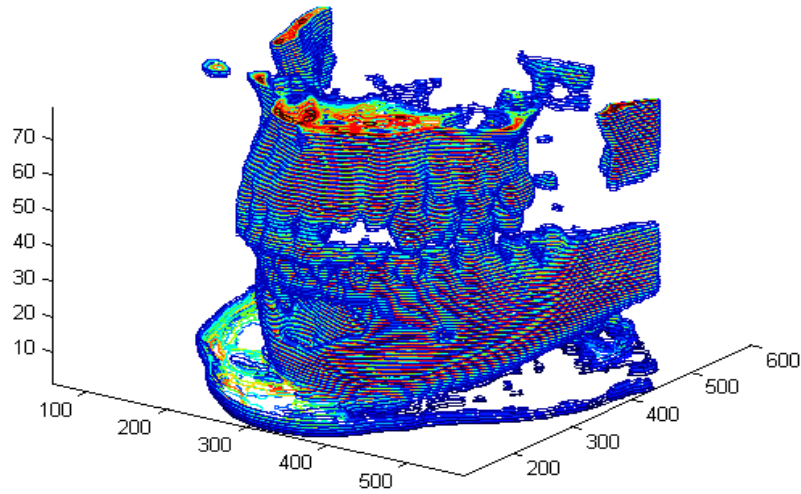
1- تكديس Stacking المقاطع المعالجة من خرج المرحلة السابقة .

2- ملاحقة الحواف 3D Contour بحسب شدة الإضاءة لعناصر الصورة، وإعطاء الزاوية المناسبة كما في الشكل (3-51).

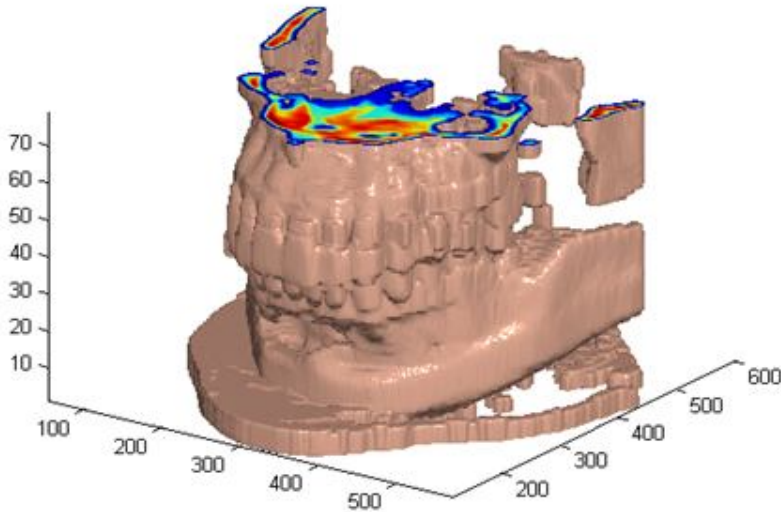
3- اختيار الدرجة اللونية المناسبة وإجراء عملية ترقيع للسطح Surface Patching.

4- تنفيذ التتعيم العمودي على كامل السطح Isosurfacing.

5- تطبيق نمط إضاءة معين بدرجة سطوع محددة وبزاوية مناسبة (الشكل (3-52)).



الشكل (3-51) خطوط ملاحقة الحواف Contouring بحسب شدة الإضاءة لعناصر الصورة



الشكل (3-52) الصورة ثلاثية الأبعاد بشكلها النهائي بعد Isosurfacing

إن خرج هذه المرحلة يمثل النتيجة رقم 5 في مخطط معالجة الصورة الموضح بالشكل (3-3)، والتي سيتم إظهارها في واجهة مستقلة للمعالجة ثلاثية الأبعاد كما سنرى بالتفصيل في الفقرات التالية.

3. واجهات البرنامج:

تم تنفيذ واجهات العمل لبرنامج معالجة الصورة عن طريق الماتلاب من خلال واجهات المستخدم التفاعلية GUI، حيث تبرز الفائدة الأساسية لجعل لغة البرمجة موحدة بين خوارزمية معالجة الصورة والواجهات التفاعلية في ضمان التوافقية التامة ضمن سياق البرنامج، كما أن الطبيعة البحثية للعمل، تجعل التركيز على تحقيق أهداف البحث الرئيسة هي الهدف الأول والأخير للغة المستخدمة، بينما يصبح التركيز على سلاسة وسهولة الاستخدام بالإضافة إلى جمالية المظهر وشمولية الوظائف هو الهدف الرئيس للبرامج التجارية [22].

يتألف البرنامج بالكامل من أيقونتين الأولى لاحقتها "*.m" وهي تحوي كامل تعليمات البرنامج للنوافذ والمعالجة، والثانية لاحقتها "*.fig" و تحوي تصميم نوافذ العمل فقط (الشكل (3-53)).



GUIPROJECT.fig
MATLAB Figure
18 KB



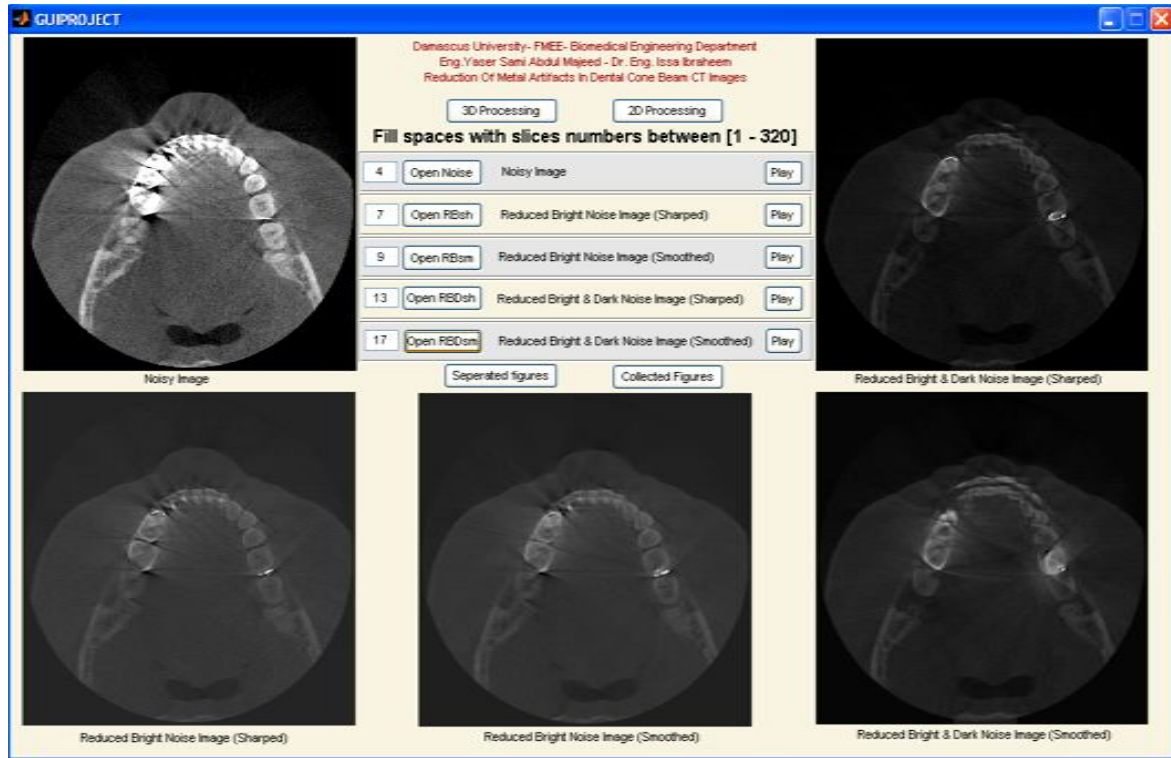
GUIPROJECT.m
MATLAB M-file
15 KB

الشكل (3-53) أيقونتي عمل البرنامج

بالضغط على الأيقونة ذات اللاحقة "*.m" ومن ثم باختيار ، أنه تظهر الواجهة الرئيسية للبرنامج كما في الشكل (3-54).

إن اعتماد طبيب الأسنان في معظم قراءاته التشخيصية على الصور ثنائية الأبعاد دفعنا إلى جعل نتائج هذه الصور متضمناً في نفس النافذة الأساسية، وفي حال الرغبة في إظهار معالجة الصورة ثلاثية الأبعاد فإنه من الممكن الانتقال إلى نافذة أخرى خاصة بذلك مع بقاء النافذة الأولى فعالة.

سيتم الربط في الشرح التالي بين خطوات واجهتي معالجة الصورة مع مقابلتها في المخطط التدفقي الموضح بالشكل (3-62) في نهاية هذا الفصل.

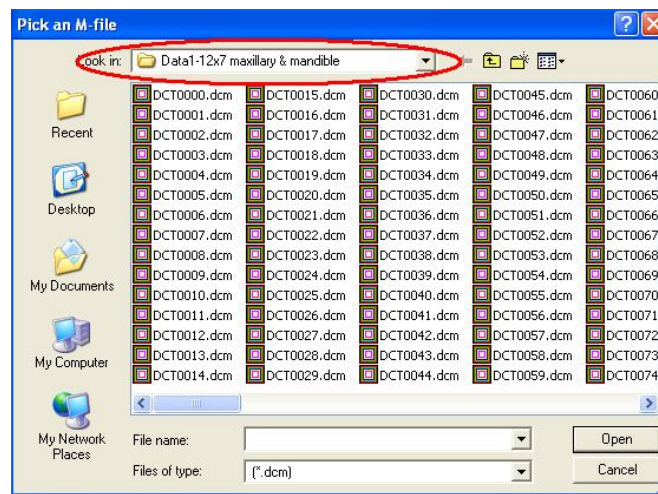


الشكل (3-54) الواجهة الرئيسية للبرنامج والتي تحوي أدوات معالجة الصورة ثنائية الأبعاد

3.3.1 واجهة معالجة الصورة ثنائية الأبعاد:

تحتوي الواجهة الأساسية للعمل على وظائف تخطيئية مع المستخدم على النحو التالي:

- 1- باختيار 2D Processing تفتح نافذة تعطي مسار تواجد مقاطع الدايكوم على هارد الحاسب ذات اللاحقة "*.dcm" والمراد معالجتها بعد تحميلها كما في الشكل (3-55).



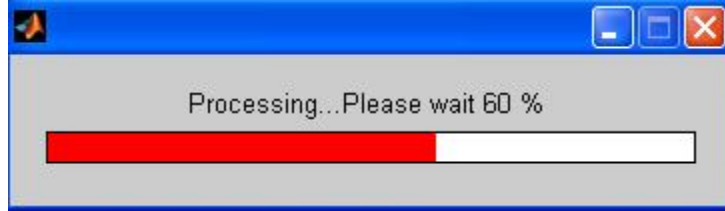
الشكل (3-55) مقاطع الدايكوم الضجيجية التي يتم تحميلها من المسار بالأعلى

يقابل هذه المرحلة في المخطط التدفقي:

(Start→ 2D→ New→ Read Dicom)

يذكر أن هذا الاختيار يتم في حالة المريض الجديد (أي لا توجد ملفات مقاطع معالجة ومحفوظة مسبقاً).

2- تبدأ معالجة الصورة فوراً ويظهر الميزان Bar التالي بالشكل (3-56)، والذي يعبر عن النسبة المئوية لإنجاز معالجة للمقاطع.

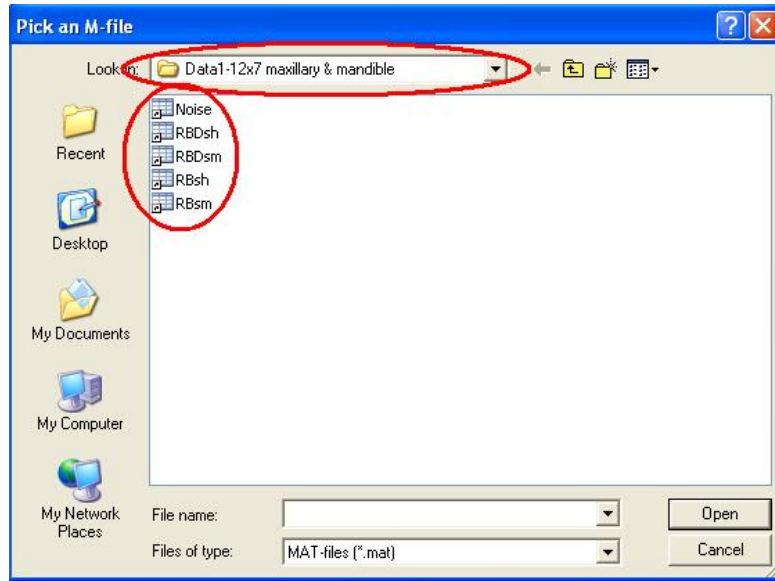


الشكل (3-56) ميزان النسبة المئوية لإنجاز معالجة للمقاطع

3- تتم معالجة الصورة على خمسة صعد في آن واحد وهي:

- 1- إنشاء مصفوفة تحوي الصور الضجيجية Noisy Images بالكامل.
- 2- معالجة الصور المخففة من ضجيج السطوع من دون تنعيم (خرج GSM) وإنشاء مصفوفة تحويها بالكامل.
- 3- معالجة الصور المخففة من ضجيج السطوع مع تنعيم وإنشاء مصفوفة تحويها بالكامل.
- 4- معالجة الصور المخففة من ضجيج السطوع والظلمة من دون تنعيم وإنشاء مصفوفة تحويها بالكامل.
- 5- معالجة الصور المخففة من ضجيج السطوع والظلمة مع تنعيم وإنشاء مصفوفة تحويها بالكامل.
- 6- حفظ المصفوفات السابقة آلياً على نفس مسار تحميل مقاطع الدايكوم¹ وذلك بلاحقة *.mat كما في الشكل (3-57)، والهدف من جعل الحفظ آلياً وغير تفاعلي هو التقليل من الوظائف بنفس النافذة.

¹ لهذا السبب يفضل نقل مقاطع الدايكوم إلى الهارد في حال تواجدها على CD من أجل حفظها بعد المعالجة إلى جانب السرعة الأكبر.



الشكل (3-57) الملفات المحفوظة آلياً والتي تحوي مقاطع كل أنماط معالجة الصورة

يقابل هذه المرحلة في المخطط التدفقي استمراراً لما سبق:

(Processing and Saving)

باختفاء ميزان النسبة المئوية للمعالجة المنجزة، يكون إظهار النتائج لمعالجات المقاطع ثنائية الأبعاد أصبح جاهزاً على النحو التالي:

1- في حال الرغبة باستعراض الصور، يتم تحديد أرقام المقاطع المراد إظهارها في كافة الخانات الفارغة لأنماط معالجة الصورة، ومن أجل إظهار نفس المقطع لجميع الحالات، فببساطة يتم توحيد رقم هذا المقطع بين جميع الخانات.

2- في حال اختيار Collected Figures فإن الصور المعالجة تظهر في النوافذ الخمسة الكبيرة ذات العناوين التالية بأسفل كل منها:

- 1- Noisy Image
- 2- Reduced Bright Noise Image (Sharped)
- 3- Reduced Bright Noise Image (Smoothed)
- 4- Reduced Bright & Dark Noise Image (Sharped)
- 5- Reduced Bright & Dark Noise Image (Smoothed)

يفيد إظهار الصور في نفس الواجهة في التمكين من إجراء المقارنة فيما بينها مباشرة من دون وجود أدوات للمعالجة.

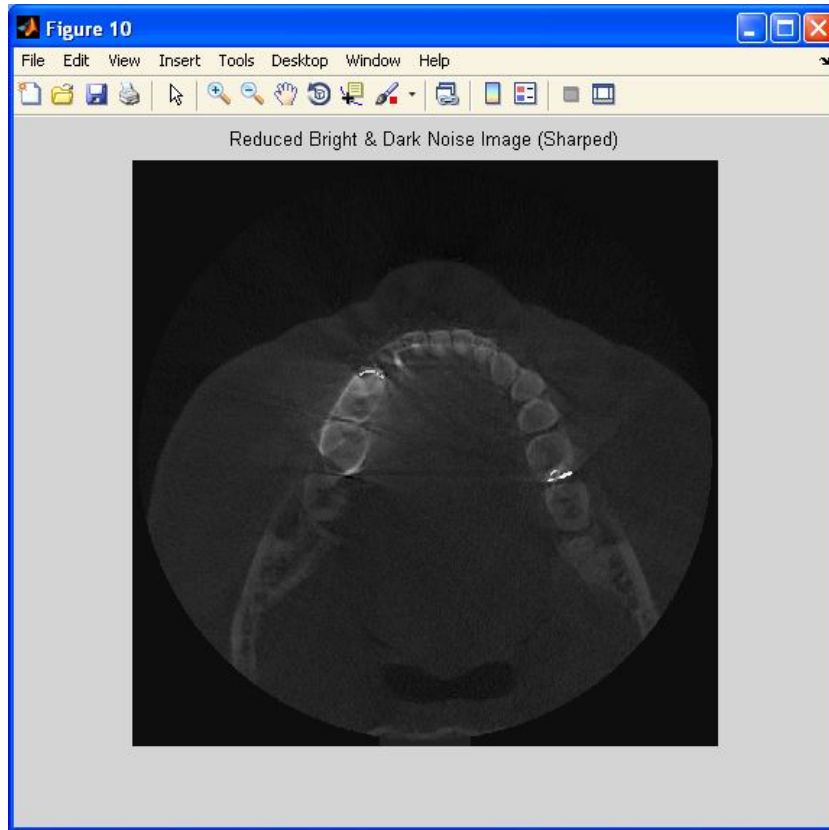
فمثلاً عندما يشك الطبيب في أن المنطقة المظلمة المقروءة هل هي ذات أساس بنيوي تشريحي (كالجيب الفكّي أو الثقبة الذقنيّة) أو أنها أحد أشكال الآفات كالنخور؟، فإنه يستطيع

بسهولة إجراء المقارنة مباشرة مع نتيجتي المعالجة GSM مع ومن دون تنعيم في النافذتين: Reduced Bright Noise Image (Smoothed) و Reduced Bright Noise Image (Sharped) واللّتين تحويان كامل المناطق المظلمة ذات التخفيف الجزئي والذي لا يحذف المعالم، وإن رغب بإجراء المقارنة مع الصورة الضجيجية الأصل (Noisy Image) فهذا ممكن بالطبع، وينطبق الأمر ذاته على باقي الحالات مع ومن دون ضجيج السطوح، وأيضاً مع ومن دون ضجيج التبعثر.

يقابل هذه المرحلة في المخطط التدفقي استمراراً لما سبق:

(Image→ Put Slice Number Of Any Model→ Collect→ End)

3- في حال اختيار Separated Figures فإن كل صورة من الصور السابقة تظهر في إطار مستقل كما في الشكل (3-58).



الشكل (3-58) إظهار الصورة بنمط Figure

يحتوي هذا النمط على العديد من الأدوات المساعدة والتي أهمها:

- 1- التكبير و التصغير والإزاحة (Zoom in- Zoom out- Pan).
- 2- معطيات المؤشر Data Curser ويعطي إحداثيات موضع المؤشر مع شدة الإضاءة.

يقابل هذه المرحلة في المخطط التدفقي استمراراً لما سبق:

(Image→ Put Slice Number Of Any Model→ Separate→ End)

في حالة مريض قديم (توجد ملفات مقاطع معالجة ومحفوظة مسبقاً)، فإنه بتحديد رقم المقطع المراد إظهاره، ثم باختيار Open الخاصة بأحد أنماط معالجة الصورة المطلوبة، فإنه يتم إظهار النافذة بالشكل (3-56) وباختيار الملف الموافق، فإن صورة المقطع المعالج تظهر بنمط Separated كـ Figure، وبنمط Collected على الواجهة في آن واحد، أي أنه يمكن في هذه الحالة إظهار النتيجة وفقاً للنمط المطلوب.

يلخص الجدول (3-6) وظائف Open على النحو التالي:

الجدول (3-8) وظائف Open في واجهة معالجة الصور ثنائية الأبعاد

Reduced Bright Noise Image (Smoothed)	Open RBsm
Reduced Bright Noise Image (Sharped)	Open RBsh
Reduced Bright & Dark Noise Image (Smoothed)	Open RBDsm
Reduced Bright & Dark Noise Image (Sharped)	Open RBDsh
Noisy Image	Open Noise

يقابل هذه المرحلة في المخطط التدفقي:

(Start→ 2D→ Old→ Put Slice Number Of Any Model→ Open Processed Slices)

أما في حال اختيار Play والذي لا يشترط فيه تحديد قيم في الخانات الفارغة، فإنه يتم استعراض كامل المقاطع على شكل فيديو Movie Player كما في الشكل (3-59).

وللاطلاع على معلومات الفيديو راجع الشكل (3-60).

يقابل هذه المرحلة في المخطط التدفقي:

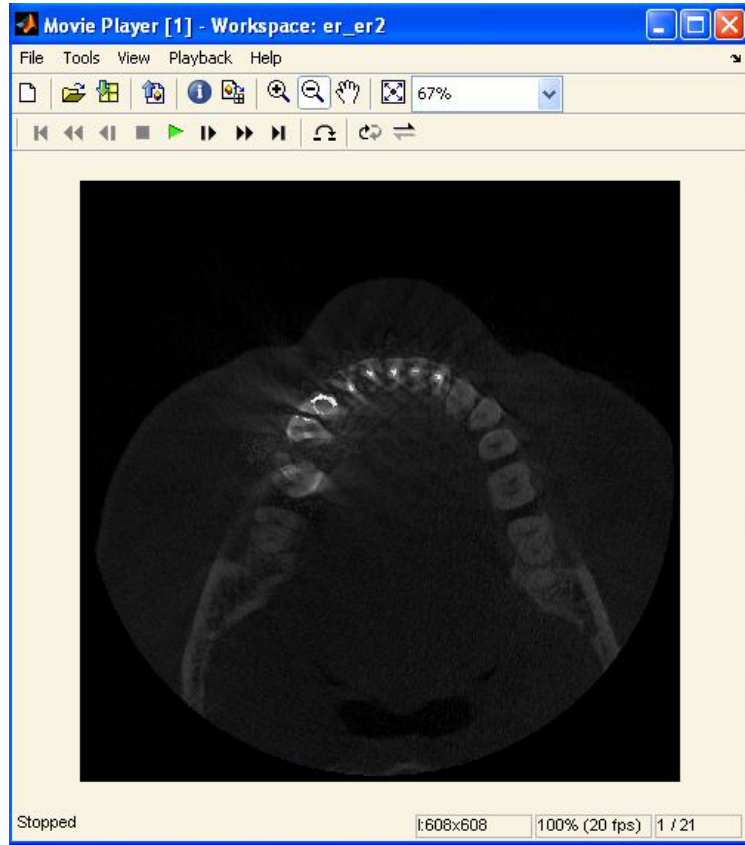
(Movie→ Play→ End)

إن أهم الأدوات في واجهة Play هي:

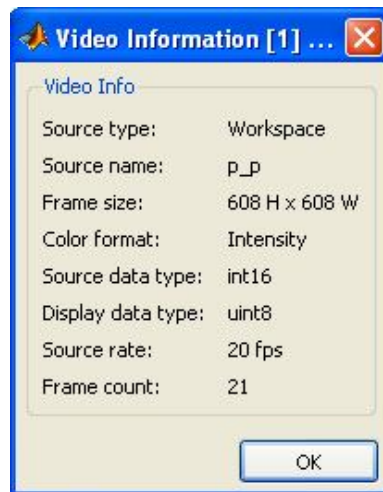
1- التشغيل وإعادة الاستعراض من البداية أو النهاية (Forward playback, Repeat, Jump to)

.(and Play

- 2- التكبير و التصغير والإزاحة (Zoom in- Zoom out- Pan).
- 3- معطيات المؤشر Data Cursor ويعطي إحداثيات موضع المؤشر مع شدة الإضاءة.
- 4- التحكم بمعدل الأطر بالثانية Frame Rate وبالتالي التحكم بالسرعة أيضاً [4].



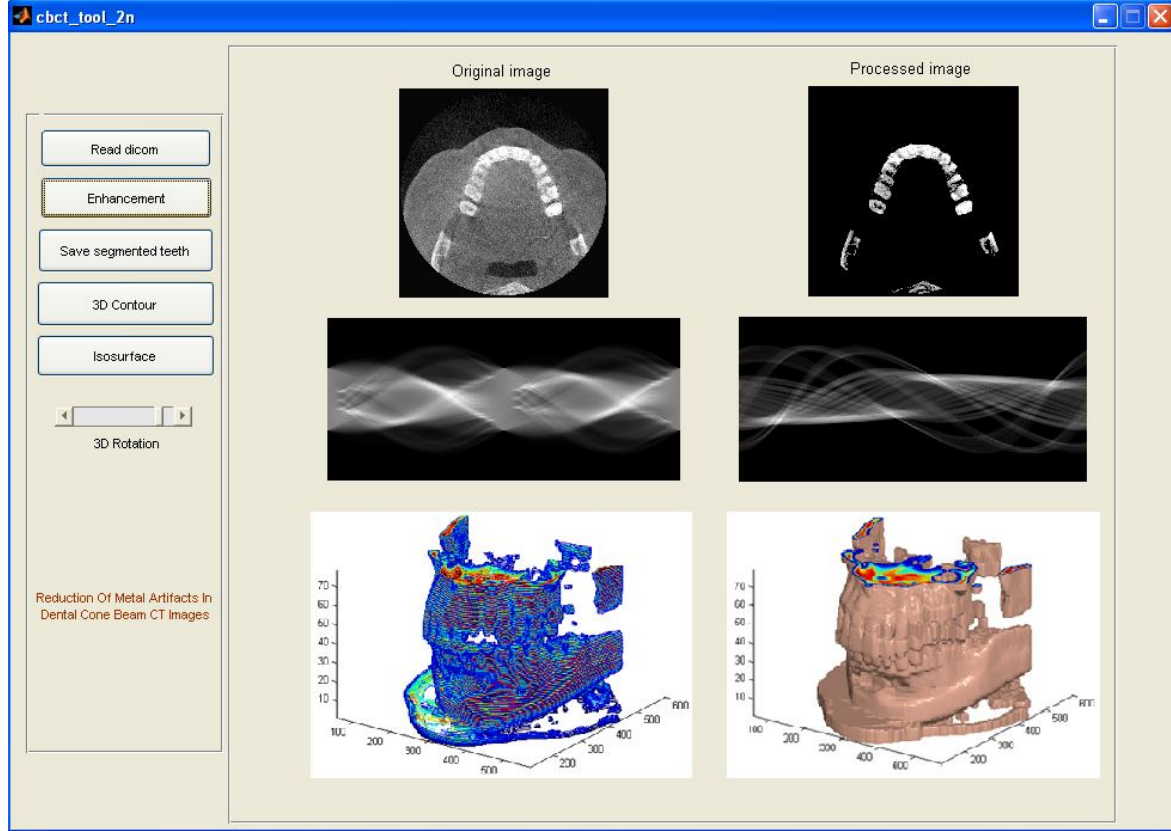
الشكل (3-59) نافذة إظهار كافة المقاطع بنمط الفيديو Movie Player



الشكل (3-60) معلومات الفيديو الخاصة بالمقاطع

3.3.2 واجهة معالجة الصورة ثلاثية الأبعاد:

باختيار 3D Processing فإنه يتم الانتقال مباشرة إلى النافذة التالية في الشكل (3-61).



الشكل (3-61) واجهة البرنامج الخاصة بمعالجة الصورة ثلاثية الأبعاد

تتلخص الأهداف الأساسية لجعلها في نافذة خاصة هي:

- 1- الحيلولة دون اكتظاظ النافذة الواحدة بكافة النتائج.
- 2- إمكانية عمل الطبيب بشكل متواز بين النافذتين، فمن الممكن له البدء بالقراءة من الصور ثنائية الأبعاد المعالجة، في الوقت الذي يكون فيه بناء الصورة ثلاثية الأبعاد لا يزال جارياً، آخذين بعين الاعتبار الزمن الطويل اللازم لبناء الأخيرة.
- 3- استقلالية خوارزمية معالجة الصورة لكل من المعالجتين.

تتلخص خطوات العمل في هذه النافذة على النحو التالي:

1- لتحميل المقاطع الضجيجية بلاحقة الدايكوم يتم اختيار Read Dicom، والذي ينتج عنه نافذة مماثلة للنافذة الواردة في الشكل (3-55) السابق، ولا نستخدم هذا الخيار إلا في حالة مريض جديد.

يقابل هذه المرحلة في المخطط التدفقي:

(Start→ 3D→ New→ Read Dicom)

2- للبدء بمعالجة الصورة والتحسين يتم اختيار Enhancement للمقاطع ثنائية الأبعاد اعتماداً على تحويل رادون ومعكوسه بشكل أساسي.

3- بدايةً يظهر ميزان النسبة المئوية المشابه للميزان السابق بالشكل (3-56)، وبعدها تظهر الصور ثنائية الأبعاد قبل وبعد معالجة الصورة كما تظهر في الوقت نفسه نتائج تحويلات رادون ومعكوسه.

تعتبر هذه النافذة كما ذكرنا مسبقاً نافذة لاستعراض النتائج البحثية أكثر منها للاستخدامات التطبيقية، حيث سيتم ذكر المقترحات لبناء برنامج تطبيقي في الفصل الرابع تحت عنوان المقترحات المستقبلية.

4- لحفظ المقاطع المعالجة نختار Save Segmented Teeth حيث يتم الحفظ في المسار نفسه في الواجهة السابقة، راجع الشكل (3-57).

يقابل المراحل من 2 حتى 4 في المخطط التدفقي:

(Process→ Save)

5- لملاحقة الحواف ثلاثية الأبعاد بعد تكديس Stacking المقاطع المعالجة من خرج المرحلة السابقة بلاحقة *.mat، يتم اختيار 3D Contour حيث تظهر النتيجة في النافذة اليسرى السفلى من الشكل (3-61).

يقابل هذه المرحلة في المخطط التدفقي:

(Open & Reconstruct by Contouring)

6- لإظهار البناء ثلاثي الأبعاد بشكله النهائي يتم اختيار Isosurface حيث يفتح أولاً مسار الملف السابق *.mat ثم يبدأ البناء من خلال إجراء عملية ترقيع السطح Surface Patching، ومن ثم تنفيذ التعقيم العمودي على كامل السطح وأخيراً اختيار الدرجة اللونية المناسبة، لتظهر النتيجة في النافذة اليمنى السفلى من الشكل (3-61).

يقابل هذه المرحلة في المخطط التدفقي:

(Open & Reconstruct by Isosurface)

7- الزاوية 3D Rotation والتي تمكن من تدوير أيًا من الصورتين ثلاثيتي الأبعاد يدويًا. يقابل هذه المرحلة في المخطط التدفقي:

(Rotate)

8- في حالة المريض القديم فإنه يتم مباشرة اختيار 3D Contour، وعندها يقابل هذه المرحلة في المخطط التدفقي:

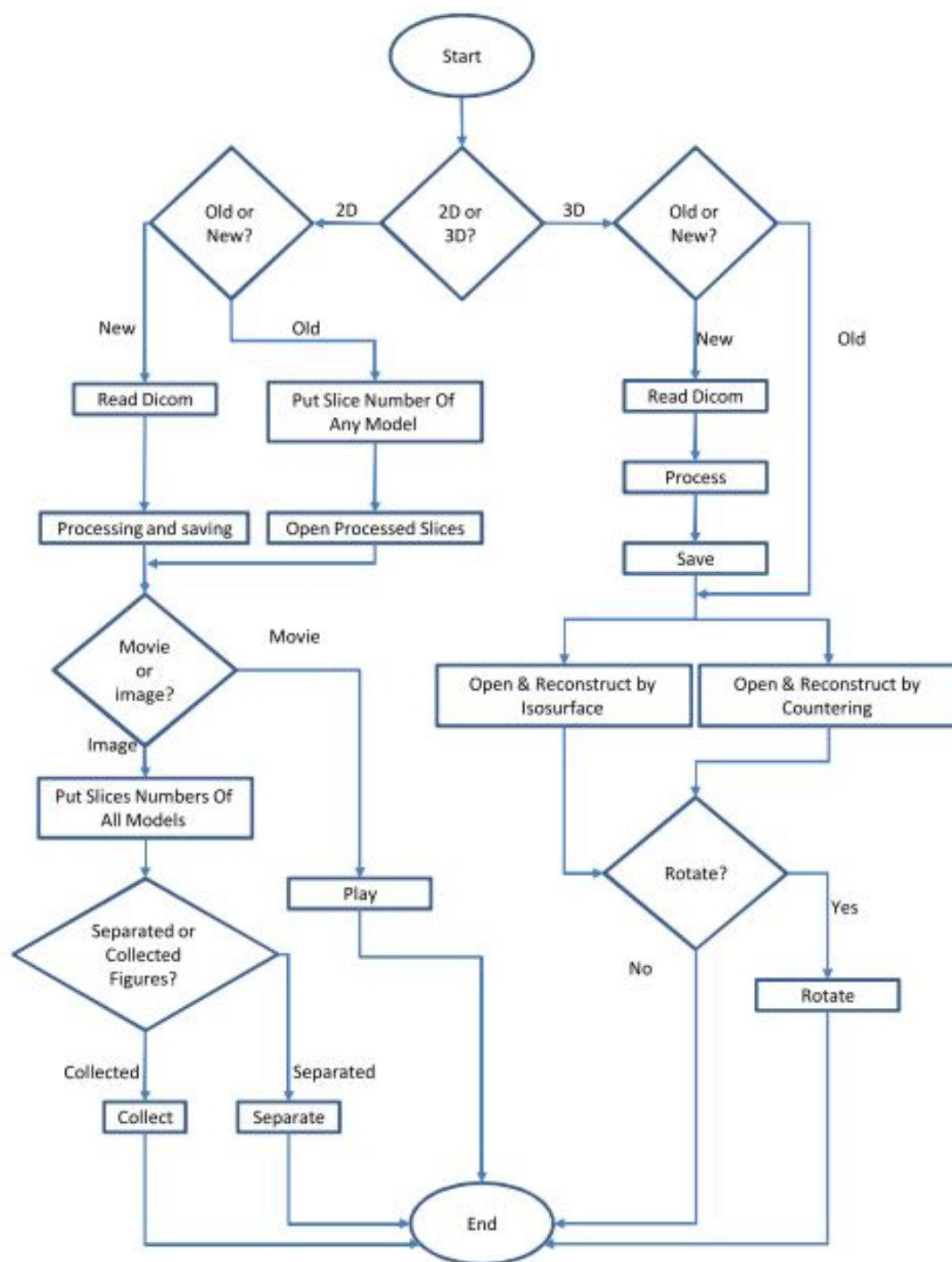
(Start → 3D → Old → Open & Reconstruct by Contouring)

أو يتم اختيار Isosurface وعندها يقابل هذه المرحلة في المخطط التدفقي:

(Start → 3D → Old → Open & Reconstruct by Isosurface)

3. 4 المخطط التدفقي لعمل البرنامج:

يوضح الشكل (3-62) المخطط التدفقي لعمل البرنامج وفق التفاصيل السابقة.



الشكل (3-62) المخطط التدفقي لعمل البرنامج

الخلاصة:

بعد التطرق إلى جميع الجوانب العملية المتعلقة بخوارزمية البحث، لا يسعنا إلا البدء في تقييم النتائج بصورة علمية تعطينا فكرة عن مدى تحقق أهداف البحث من خلال الفصل التالي.

الفصل الرابع

النتائج والمناقشة

Results and Discussion

مقدمة:

سنستعرض في هذا الفصل نتائج البحث لكافة مراحل معالجة الصورة، ليتم بعدها تقييمها اعتماداً على الدراسات الإحصائية وعلى قراءات أطباء الأسنان لها، ومن ثم سنذكر النتائج الإضافية التي حققتها الخوارزمية زيادة على الأهداف الأساسية ليختم هذا الفصل بعدها بالخلاصة النهائية والمقترحات المستقبلية.

4. 1 استعراض النتائج:

4. 1. 1 نتائج مرحلة تخفيف ضجيج السطوع Bright Noise Reduction

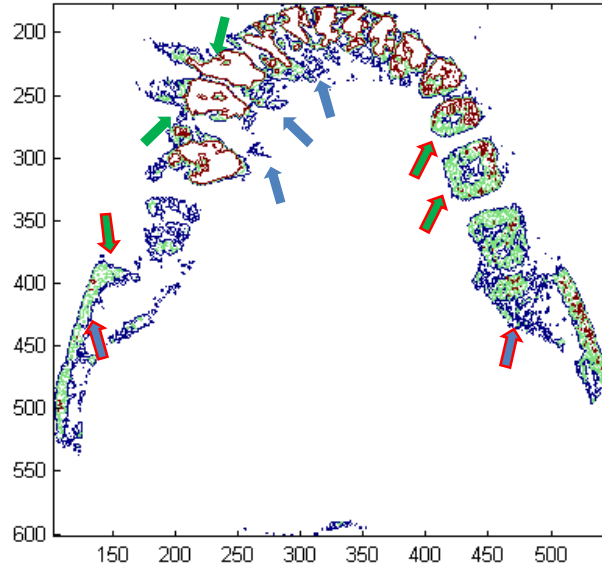
:Stage

الإيجابيات:

- 1- تحسن كبير في الصورة من حيث التخفيف من ضجيج السطوع والإشعاعات الصادرة عنه.
- 2- تحسن جيد في الصورة من حيث تخفيف ضجيج الظلال المعدنية المظلمة.
- 3- تحسن كبير على الصورة من حيث الخشونة الناشئة عن ضجيج الإشعاعات المتبعثرة.
- 4- تحسن في اتضاح معالم الصورة تحت وبجوار مناطق الضجيج.
- 5- الحفاظ على كامل البنى التشريحية في المقاطع من دون تشويه.

السلبيات:

- 1- هناك بعض الهالات الضعيفة من بقايا ضجيج الإشعاعات المتتالية الساطعة، والتي يصعب ملاحظتها حينياً لامتلاكها مجال تدرج رمادي مماثل لمجال العديد من البنى التشريحية، وبالتالي فإن حذفها يؤدي إلى حذف بعض النسيج المفيدة.
- لتوضيح ذلك، تم ملاحظة حواف عناصر الصورة Pixels Contouring والتي تمتلك نفس شدة الإضاءة [21] كما في الشكل (4-1)، فتبين أن هالات ضجيج السطوع المتدرجة في ضعفها (مشار إليها بالأسهم الزرقاء والخضراء) تمتلك تدرجاً رمادياً مشتركاً مع العديد من النسيج المفيدة (الأسهم الزرقاء والخضراء المحاطة بالأحمر).
- من ناحية أخرى فإنه يبرز جانب إيجابي لبقاء هذه الهالات من خلال الدور الذي تلعبه في تمييز المناطق المعدنية عن البنى التشريحية الأخرى.



الشكل (4-1) تتبع محيطات عناصر الصورة بحسب شدة إضاءتها/المقطع 180

2- هناك بعض مناطق ضجيج الظلال المعدنية المظلمة.

3- هناك بعض الخشونة الناتجة عن ضجيج الإشعاعات المتبعثرة.

4- هناك انخفاض جزئي في تباين الصورة.

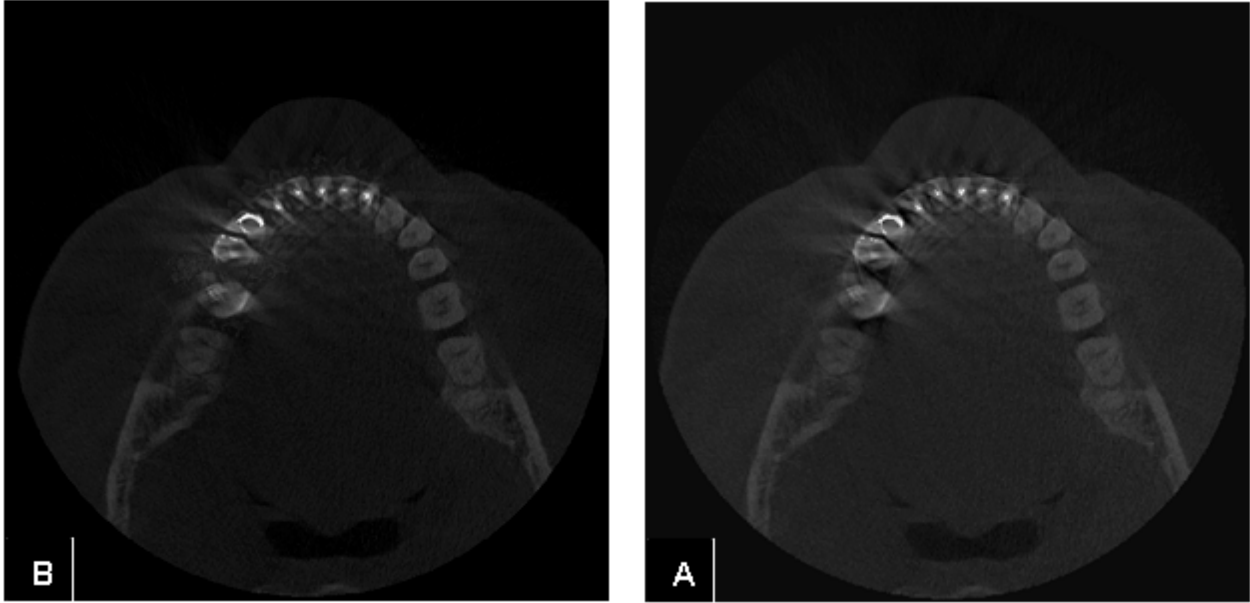
4. 1. 2 نتائج مرحلة تخفيف ضجيج الظلمة Dark Noise Reduction Stage:

الإيجابيات:

1- تحسن كبير في الصورة من حيث التخفيف من ضجيج الظلمة، وصل بالكثير من المقاطع إلى إزالة تامة.

2- المحافظة على التحسين السابق من حيث التخفيف الكبير من ضجيج السطوع من دون أي تشويه.

3- تحسن في تباين البنى التشريرية المحيطة نتيجة تطبيق تابع CLAHE (الشكل (4-2)).



الشكل (2-4) A: تباين الصورة في خرج GSM، B: تحسن التباين في نهاية معالجة ضجيج الظلمة/المقطع 180

السلبيات:

- 1- هناك بعض المناطق المحدودة التي حوت ضجيج الظلال المعدنية المظلمة.
- 2- هناك بعض الخشونة الناتجة عن ضجيج الإشعاعات المتبعثرة.
- 3- هناك بعض الامتدادات المحدودة ببعض المقاطع للقناع خارج حدود الصورة، وهو أمر ثانوي لا يؤثر على الصورة مطلقاً (الأشكال (8-4) و (9-4) و (10-4) B) الأسهم الخضراء).

4. 1. 3 نتائج مرحلة تخفيف ضجيج التبعر Scatter Noise Reduction Stage:

الإيجابيات:

- 1- تحسن كبير في الصورة من حيث التخفيف من الخشونة الناشئة عن ضجيج الإشعاعات المتبعثرة، بدرجة تراعي بقاء التفاصيل التشريحية من دون تشويه، مع بقاء هذه المعالجة اختيارية.
- 2- إمكانية التطبيق على النتيجتين السابقتين اختياريًا.
- 3- الحفاظ على التحسينات السابقة من دون تشويه .
- 4- الحفاظ على كامل البنى التشريحية في المقاطع من دون تشويه.

السلبيات:

هناك انخفاض جزئي في تفاصيل الصورة وهو أمر طبيعي لعملية التتعيم، ولذلك تم الإبقاء على إمكانية الاختيار للطبيب بين تطبيق التتعيم من عدمه.

4. 1. 4 نتائج مرحلة إعادة البناء ثلاثي الأبعاد 3D Reconstruction Stage:

الإيجابيات:

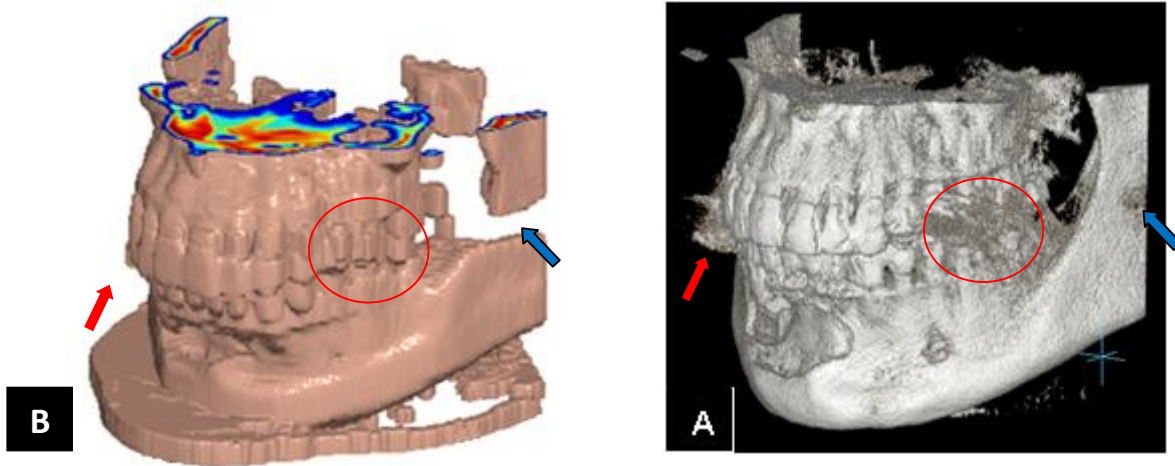
تحسن كبير في الصورة ثلاثية الأبعاد من حيث التخفيف من ضجيج المعادن.

السلبيات:

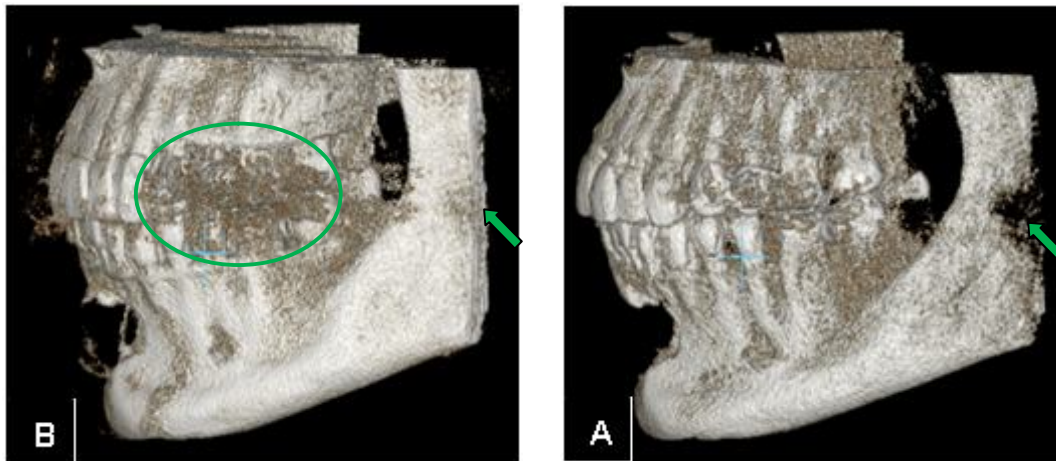
1- هناك بعض الآثار الخفيفة لضجيج المعادن كما في الشكل (3-4) الحلقتين والسهمين بالأحمر).

2- هناك تآكل محدود في بعض البنى التشريحية البعيدة عن الأسنان، والخارجة عن نطاق البحث كما في الشكل (3-4) الأسهم بالأزرق)، وهو أمر طبيعي تعاني منه صور CBCT ثلاثية الأبعاد الأساسية على حد سواء، وذلك بسبب التفاوت الكبير في كثافة النسيج بين عظم المفصل الفكي الصدغي والأسنان.

3- يتم تجاوز هذه المشكلة جزئياً في برنامج جهاز CBCT من خلال استخدام أداة معالجة إضافية تفاعلية مع المستخدم هي آلية الضبط الدقيق Fine Tuning تسمح بالتحكم بدرجة الكثافة العامة المراد إظهارها، فمثلاً عند رغبة المستخدم بالتركيز على الأسنان يحركها ليحصل على أفضل مظهر للأسنان بغض النظر عن النقص في عظم TMJ، والعكس صحيح في أنه عندما يرغب المستخدم بالتركيز على عظم TMJ فإنه يحركها ليحصل على أفضل مظهر لـ TMJ بغض النظر عن التشويش الذي يعم الأسنان (الشكل (4-4)).



الشكل (3-4) A: الصورة ثلاثية الأبعاد قبل معالجة الصورة مع الضجيج - B: الصورة ثلاثية الأبعاد بعد معالجة الصورة وتخفيف الضجيج/ المريض a



الشكل (4-4) A: الصورة ثلاثية الأبعاد قبل معالجة الصورة بعد تركيز Fine Tuning على الأسنان وبالتالي تأكل B-TMJ: الصورة ثلاثية الأبعاد قبل معالجة الصورة بعد تركيز Fine Tuning على TMJ وبالتالي ضجيج المعادن يعم الأسنان/ المريض a، " الصور خاصة ببرنامج EzImplant للجهاز "

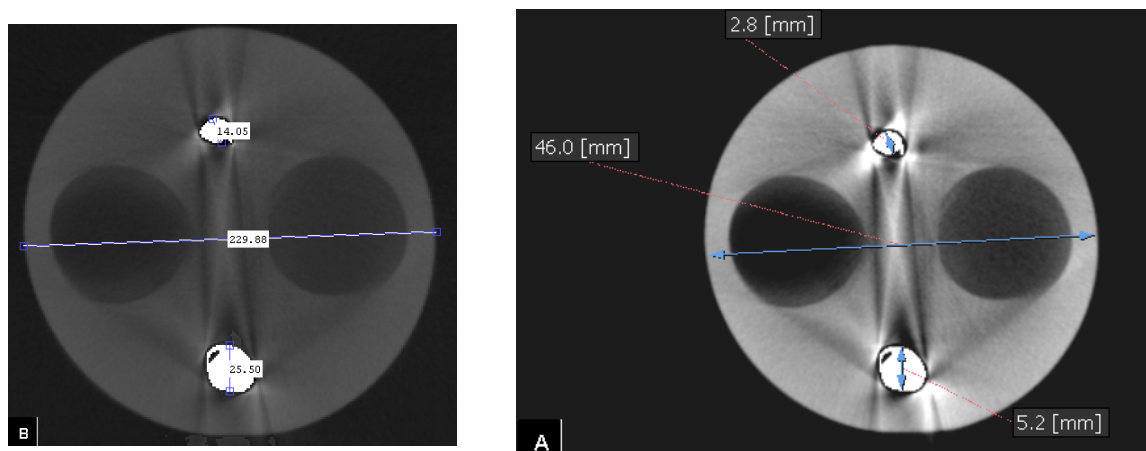
يحتوي الملحق رقم (4) مزيداً من التفاصيل عن مقارنات الصور ثلاثية الأبعاد لمختلف حالات المرضى والمعادن.

4. 1. 5 نماذج من نتائج معالجة ضجيج السطوع والظلمة على صعيدي المرحلة التجريبية (صور الفانتوم) و المرحلة التطبيقية (صور المرضى):

4. 1. 5. 1 المرحلة التجريبية (صور الفانتوم):

كما ذكرنا في الفصل السابق فإننا سنوضح في هذه المرحلة أن خوارزمية معالجة الصورة لا تسبب تشويهاً معتبراً زيادة أو نقصاناً على الصورة الأساسية قبل معالجة الصورة.

تم أخذ المقطع 153 للفانتوم قبل وبعد المعالجة النهائية (الشكل (5-4)): وأجرينا قياسات لأبعاد أقطار كل من دائرة التفلون ورأس البرغي وحشوة الأملغم، وكانت لدينا القيم التالية في الجدول (1-4):



الشكل (5-4) A: أبعاد دائرة التفلون ورأس البرغي وحشوة الأملغم في الصورة الضجيجية على برنامج EzImplant، B: الأبعاد السابقة في الصورة بعد معالجة الصورة على برنامج الماتلاب/ المقطع 153

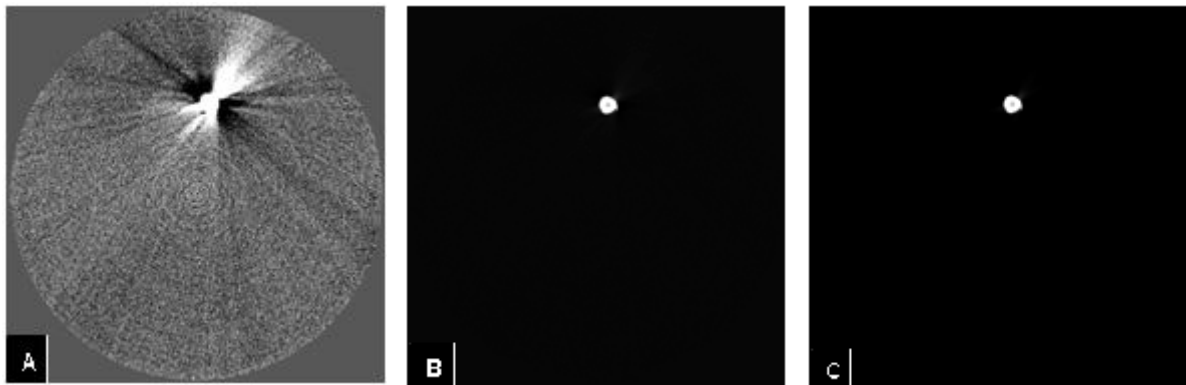
الجدول (1-4) أبعاد دائرة التفلون ورأس البرغي وحشوة الأملغم في الصورة قبل وبعد معالجة الصورة إضافة إلى القيم الحقيقية

القطر	القيمة الحقيقية	الصورة قبل المعالجة r_0	الصورة بعد المعالجة r	$\Delta = r - r_0 $	ملاحظات
قطر التفلون (mm)	50	46	45.98	0.02	فائدة هذا القياس هو مطابقة مقياس برنامج الماتلاب بوحدة البيكسل للصورة بعد معالجة الصورة مع مقياس برنامج Ezimplant بوحدة mm للصورة قبل المعالجة على جزء غير مشوش وهو التفلون وليس معدناً (1mm: 5Pixel)
قطر رأس البرغي (mm)	3	2.8	2.81	0.01	—
قطر حشوة الأملغم (mm)	5	5.2	5.1	0.1	—
متوسط الارتباكات				0.043	

نلاحظ مما سبق أن متوسط الارتياح للقياسات السابقة هو 0.043mm بين الصورة قبل وبعد المعالجة وهو مقدار ضئيل جداً يتداخل فيه أيضاً خطأ المستخدم في توضع بداية ونهاية مسافة القياس، مما يعني أن خوارزمية معالجة الصورة لا تسبب تشويهاً معتبراً¹ للصورة بعد معالجتها. يذكر أن الفرق في القيم بين القيمة الحقيقية والصورة قبل المعالجة $r0$ ناتج عن ميلان في توضع الفانتوم على الجهاز أثناء التصوير على اعتبار أنه لا يحوي القاعدة الأساسية الخاصة بالجهاز، علماً بأن هذا الفرق خارج نطاق دراستنا على اعتبار أن كافة المقارنات والدراسات التقييمية في بحثنا تجرى بين الصورة الحاوية على المعادن قبل وبعد معالجة الصورة فقط. نلاحظ في الأشكال التالية نماذج من نتائج معالجة الصورة ثنائية الأبعاد لصور الفانتوم مع مقارنتها بالصورة الضجيجية:

1- تم في الشكل (6-4) تصوير الفانتوم في المقطع 160 العابر خلال برغي الكروم، والموضحة كالتالي:

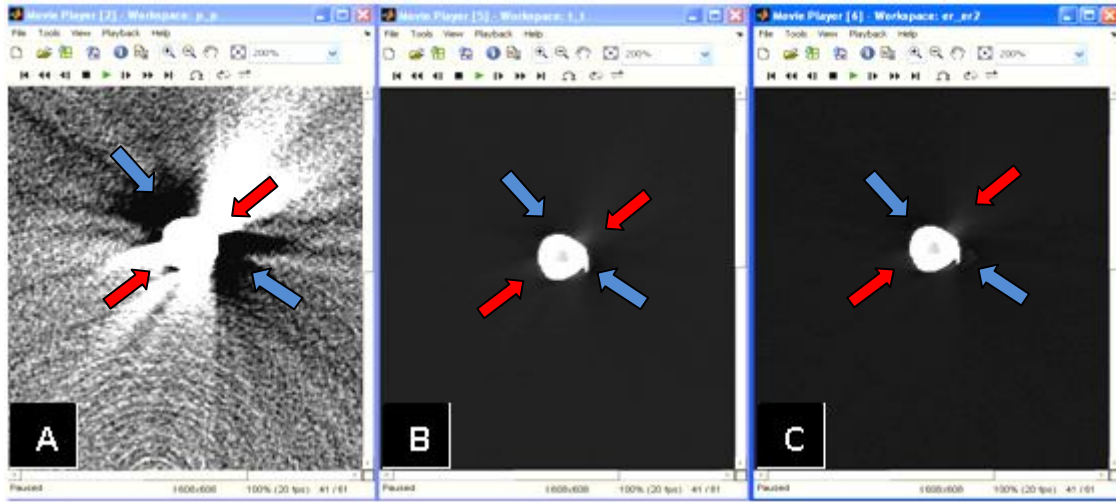
- A: الصورة الضجيجية قبل معالجة الصورة ويظهر بوضوح الضجيجان الأبيض والأسود بجوار البرغي كما يظهر ضجيج التبعثر بجلاء في الهواء المحيط.
- B: الصورة بعد مرحلة المعالجة GSM ومن دون تنعيم
- C: الصورة بعد مرحلتين المعالجة GSM والتخفيف من ضجيج الظلمة



الشكل (6-4) المقطع 160 في الفانتوم - A: قبل معالجة الصورة، B: بعد مرحلة المعالجة GSM، C: بعد مرحلتين المعالجة GSM والتخفيف من ضجيج الظلمة

¹ الخطأ المعتبر للمسافة في طب الأسنان ولاسيما في الزرع والمداواة يقدر بحدود 0.5mm [11].

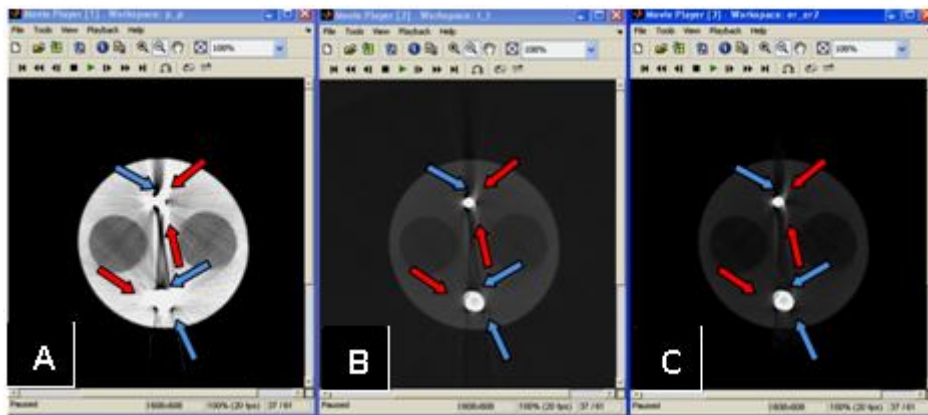
2- تم في الشكل (7-4) تكبير الصور السابقة وبنفس الترتيب، حيث يمكن ملاحظة التحسن في تخفيف أنواع الضجيج الثلاثة السطوع والظلمة والتبعثر.



الشكل (7-4) المقطع 160 في الفانتوم بشكل مكبر عند رأس البرغي - A: قبل معالجة الصورة، B: بعد مرحلة المعالجة GSM، C: بعد مرحلتى المعالجة GSM والتخفيف من ضجيج الظلمة

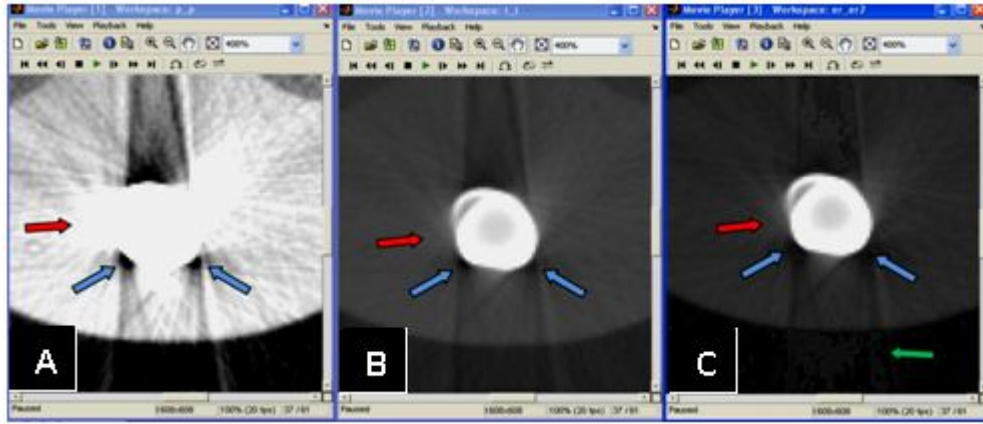
1- تم في الشكل (8-4) تصوير الفانتوم في المقطع 137 العابر خلال كامل الفانتوم، والموضحة كالتالي:

- A: الصورة الضجيجية قبل معالجة الصورة ويظهر بوضوح الضجيجان الأبيض والأسود بجوار المعادن مع ضجيج التبعثر.
- B: الصورة بعد مرحلة المعالجة GSM ومن دون تنعيم (مع انخفاض في التباين).
- C: الصورة بعد مرحلتى المعالجة GSM والتخفيف من ضجيج الظلمة (مع تحسن التباين).



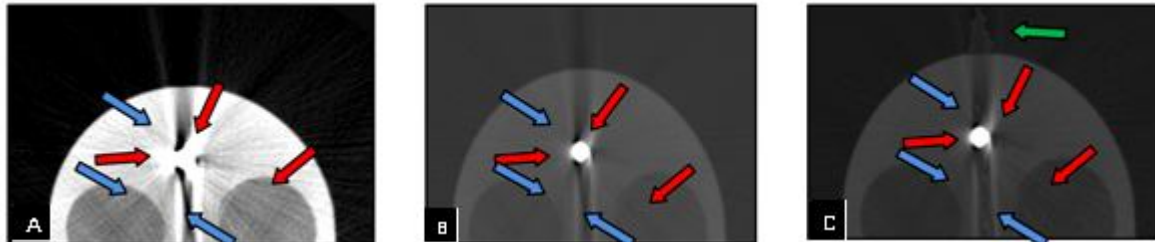
الشكل (8-4) المقطع 137 في الفانتوم: A: قبل معالجة الصورة، B: بعد مرحلة المعالجة GSM، C: بعد مرحلتى المعالجة GSM والتخفيف من ضجيج الظلمة

2- تم في الشكل (9-4) تكبير الصورة السابقة من ناحية حشوة الأملغم ومراقبة التحسن في تخفيف أنواع الضجيج الثلاثة السطوع والظلمة والتبعثر.



الشكل (9-4) المقطع 137 في الفانتوم بشكل مكبر من ناحية حشوة الأملغم: A: قبل معالجة الصورة، B: بعد مرحلة المعالجة GSM، C: بعد مرحلتى المعالجة GSM والتخفيف من ضجيج الظلمة

3- تم في الشكل (10-4) تكبير الصورة في الشكل (8-4) من ناحية ساق برغي الكروم ومراقبة التحسن في تخفيف أنواع الضجيج الثلاثة السطوع والظلمة والتبعثر أيضاً.

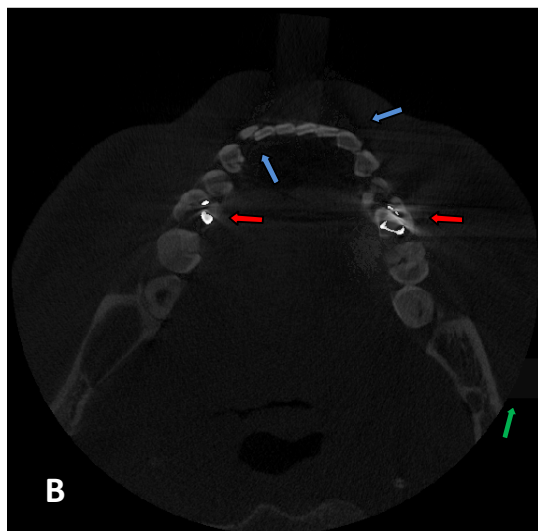


الشكل (10-4) المقطع 137 في الفانتوم بشكل مكبر من ناحية ساق البرغي: A: قبل معالجة الصورة، B: بعد مرحلة المعالجة GSM، C: بعد مرحلتى المعالجة GSM والتخفيف من ضجيج الظلمة

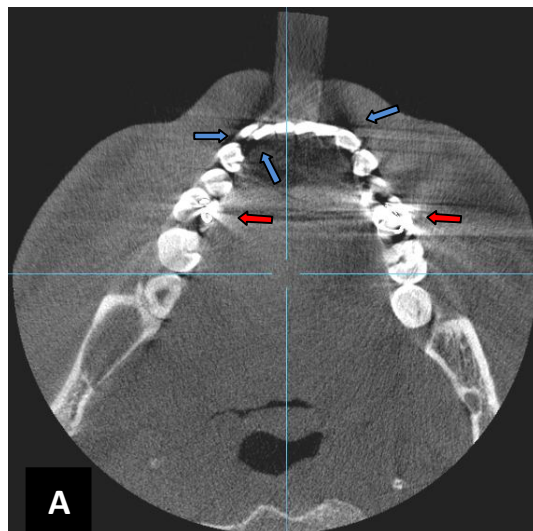
نستنتج مما سبق وباعتماد على دراسة معالجة عشرات المقاطع في الفانتوم أن الخوارزمية المتبعة قادرة على التخفيف من أنواع الضجيج الثلاثة السابقة ويمكن تنفيذها في المرحلة التطبيقية (صور المرضى).

4. 1. 5. 2 المرحلة التطبيقية (صور المرضى):

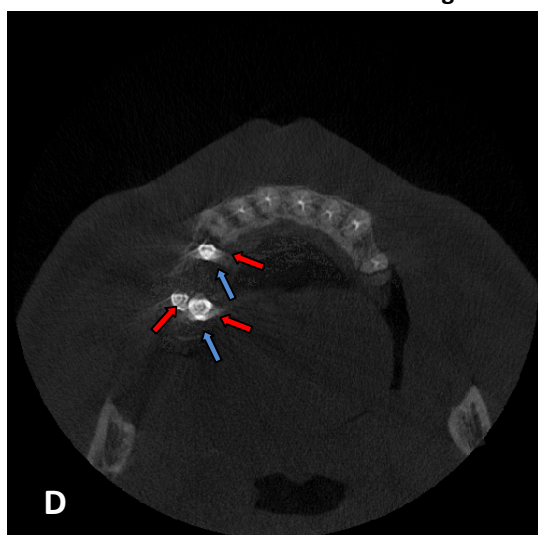
نلاحظ في الأشكال التالية (11-4) بعض نتائج معالجة الصورة ثنائية الأبعاد على المرضى مع مقارنتها بالصورة الضجيجية كما يلي:



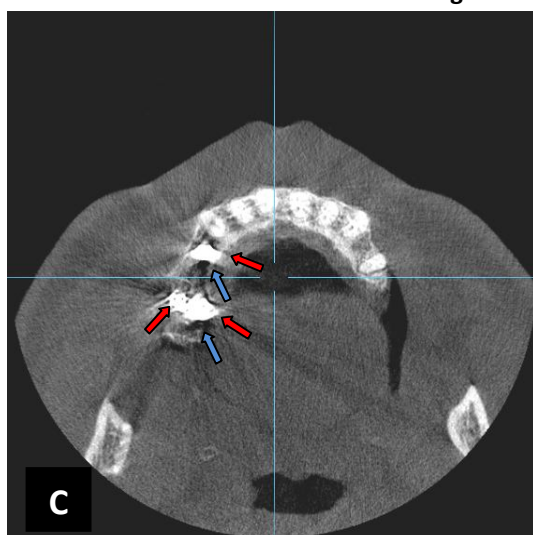
Data5- Slice 216 After Processing



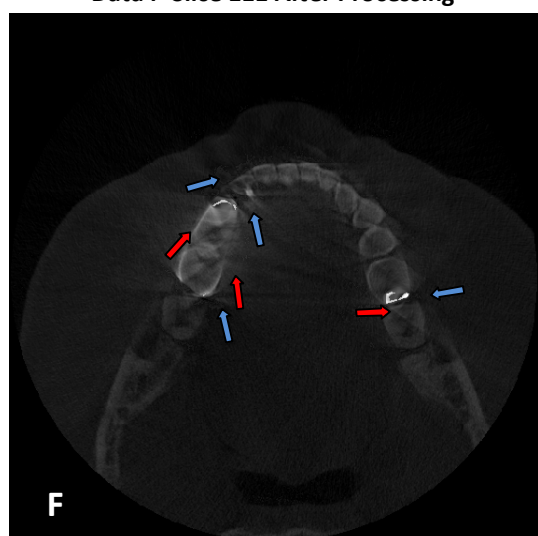
Data5- Slice 216 Before Processing



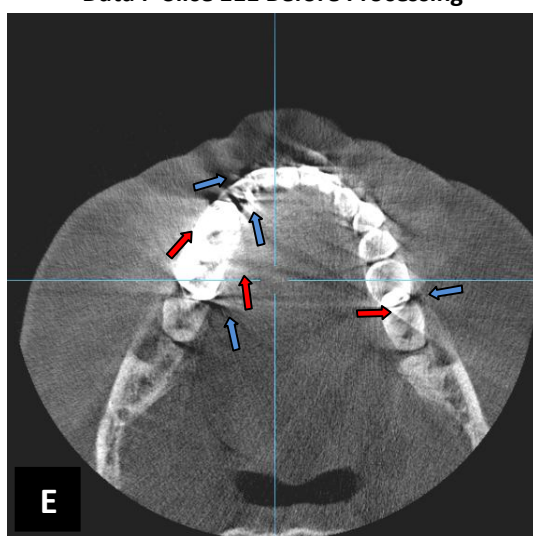
Data4- Slice 111 After Processing



Data4- Slice 111 Before Processing



Data1- Slice 150 After Processing



Data1- Slice 150 Before Processing

الشكل (11-4) المقطع Data5-216، المقطع (C-D) Data4-111، المقطع (E-F) Data1- 150

4. 1. 6 نتائج زمن معالجة الصورة:

إن معالجة الصور ثنائية الأبعاد وحفظها في ملفات محددة لتصبح بعدها جاهزة لإظهار نتائجها في واجهة البرنامج الموضحة في الشكل (3-54) ، يمكن تطبيقها على 150 مقطع فقط من مقاطع كل حالة مدروسة والبالغ 320 مقطع كما أسلفنا، وذلك عند استخدام الحاسب ذي المواصفات المحددة في الفقرة (3. 1. 2. 1).

إن الزمن الوسطي اللازم لإنجاز معالجة الصورة السابقة بعد دراسة 3 حالات مختلفة بلغ 3.17 دقيقة، كما هو موضح في الجدول (4-2) التالي:

الجدول (4-2) أزمنة معالجة الصور ثنائية الأبعاد وحفظها لـ 3 حالات مختلفة مطبقة على 150 مقطع فقط في كل منها ضمن مواصفات الحاسب في الفقرة (3. 1. 2. 1)

	2D Processing for 3D
1	192.95 s
2	192.80 s
3	184.07 s
Mean	189.94 s = 3.17 min

أي بمعدل 1.27 ثانية تقريباً للمقطع الواحد.

أما باستخدامنا للحاسب ذي المواصفات المحددة في الفقرة (3. 1. 2. 2)، فإن الزمن الوسطي اللازم لإنجاز معالجة الصورة على كامل مقاطع الحالة المدروسة بعد دراسة 3 حالات مختلفة أيضاً بلغ 5.16 دقيقة كما هو موضح في الجدول (4-3) التالي:

الجدول (4-3) أزمنة معالجة الصور ثنائية الأبعاد وحفظها لـ 3 حالات مختلفة مطبقة على 320 مقطع في كل منها ضمن مواصفات الحاسب في الفقرة (3. 1. 2. 2)

	2D Processing for 3D
1	311.23
2	306.54
3	303.12
Mean	306.96 s = 5.16 min

أي بمعدل 0.96 ثانية تقريباً للمقطع الواحد.

أما بالنسبة لمعالجة الصور ثلاثية الأبعاد فباستخدامنا للحاسب ذي المواصفات المحددة في الفقرة (3.1.2.2) فكانت أزمنة معالجة الصورة لحالات 3 مرضى مختلفة كما هو موضح في الجدول (4-4) التالي:

الجدول (4-4) أزمنة معالجة الصور ثلاثية الأبعاد (2D Processing for 3D +3D Reconstruction)

لـ 3 حالات مختلفة ضمن مواصفات الحاسب في الفقرة (3.1.2.1)

	2D Processing for 3D	3D Reconstruction
1	341.68 s	98.18 s
2	292.19 s	132.71 s
3	313.97 s	164.89 s
Mean	315.95 s	131.93 s
Sum	447.88 s = 7.46 min	

وبالتالي يكون الزمن الكلي المستغرق لمعالجة الصور ثنائية وثلاثية الأبعاد وحفظها حسب الشروط السابقة هو:

$$5.16 \text{ min} + 7.46 \text{ min} = 12.62 \text{ min}$$

يذكر أن متوسط حجم ملف الصورة ثلاثية الأبعاد بعد البناء ومعالجة الصورة يبلغ 41.92 MB وفقاً لدراسة 15 حالة مختلفة.

4.2 تقييم النتائج:

سنعتمد في تقييم النتائج كما ذكرنا مسبقاً على أربع عينات من المرضى (a, b, c, d) تحتوي أفواههم على المعادن.

ينقسم تقييم النتائج في بحثنا إلى قسمين:

1- التقييم الكمي Quantitative Evaluation اعتماداً على الدراسة الإحصائية لكل من

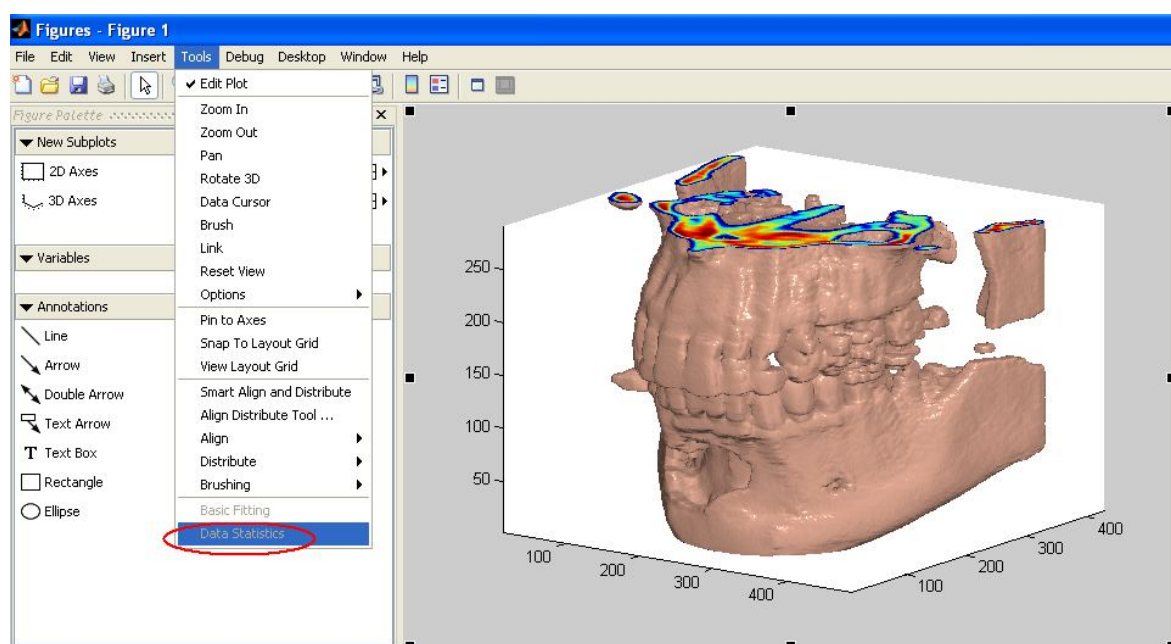
المراحل التالية:

- مرحلة تخفيف ضجيج السطوح Bright Noise Reduction Stage.
- مرحلة تخفيف ضجيج الظلمة Dark Noise Reduction Stage.
- مرحلة تخفيف ضجيج التبعثر Scatter Noise Reduction Stage.

2- التقييم الوصفي Qualitative Evaluation اعتماداً على قراءات أطباء الأسنان.

4. 2. 1 التقييم الكمي Quantitative Evaluation اعتماداً على الدراسة الإحصائية:

تم إجراء هذه الدراسة على نتائج معالجات المقاطع ثنائية الأبعاد على اعتبارها مكونة من عناصر كمية يمكن استخدامها في الحسابات الإحصائية، في حين أنه لم يتم تطبيقها على نتائج معالجة الصورة ثلاثية الأبعاد بسبب تعامل برنامج الماتلاب في قراءة الجسم ثلاثي الأبعاد الناتج وصفيًا لا إحصائيًا (الشكل (4-12) الحلقة الحمراء))، إضافة إلى اختلاف الخوارزمية المستخدمة في البناء ثلاثي الأبعاد بين الأصل قبل المعالجة وما بعد المعالجة للصورة، مما حدا بنا إلى الاكتفاء بتقييمها اعتماداً على استبيان قراءات أطباء الأسنان لها كما سنرى لاحقاً.



الشكل (4-12) يوضح أن نتائج معالجة الصورة ثلاثية الأبعاد مكونة من عناصر وصفية لا كمية – لاحظ أن وظيفة Data Statistics غير مفعلة في حين أن نفس الوظيفة تكون فعالة في نتائج معالجة الصورة ثنائية الأبعاد [22].

4. 2. 1 مرحلة تخفيف ضجيج السطوح Bright Noise Reduction Stage:

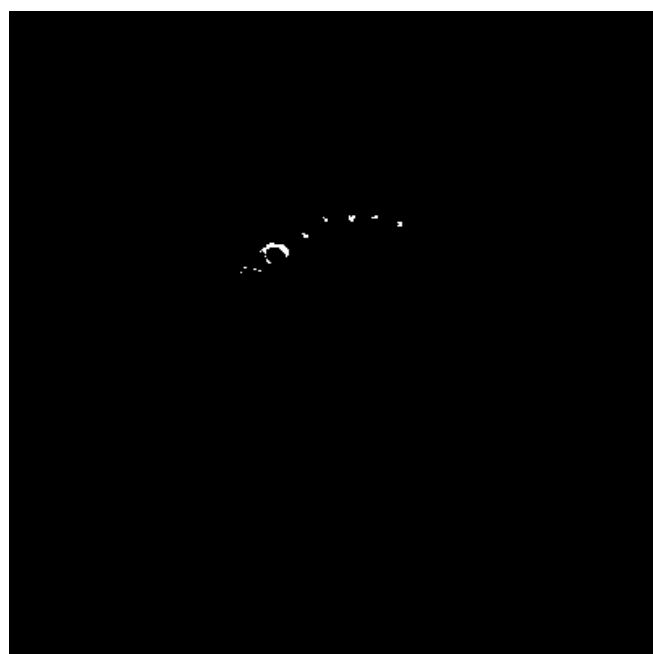
إن القيم اللازمة للدراسة الإحصائية في هذه المرحلة استحصلت على النحو التالي:

1- تم تجريبياً تحديد عتبة ثابتة ($T_0 = 0.99$) للمقاطع الضجيجية قبل معالجة الصورة، نستحصل بموجبها على صور تحوي عناصر الصورة ذات درجة السطوح الأعلى بشكل متوافق مع الصورة قبل التعريب، حيث نلاحظ من الشكل (4-13) اشتراك جزء من البنى العظمية بنفس سطوح الأجسام المعدنية وجزء من الضجيج الناتج عنها، وهو ما يفسر عدم وضوحية العديد من البنى التشريحية بجوار المعادن في الصور الضجيجية قبل معالجة الصورة.

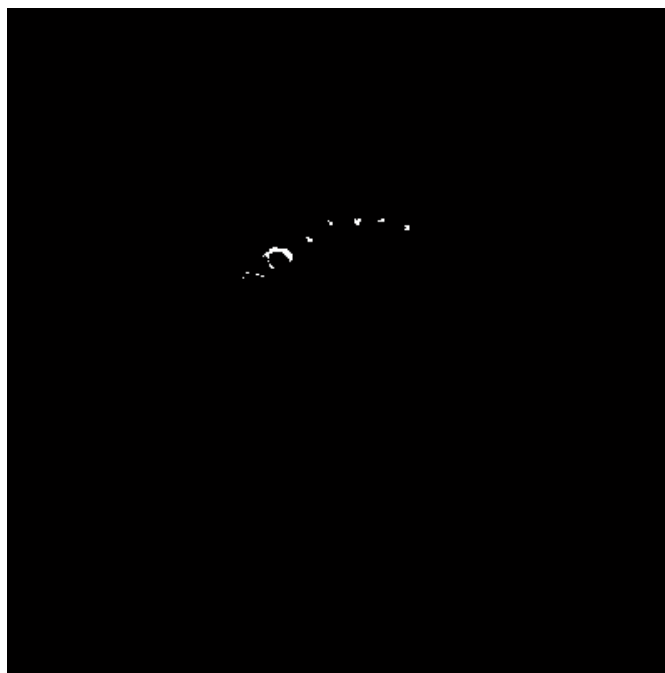


الشكل (4-13) ضجيج السطوع في الصورة الضجيجية عند العتبة $T_0 = 0.99\%$ / المقطع a-180

و بالمثل فقد تم تحديد العتبتين $T_1 = 0.65$ (RR1) و $T_2 = 0.61$ (RR2) تجريبياً لكافة الصور المعالجة بخرجي GSM (الشكل (4-14)) والنهائي (الشكل (4-15)) على الترتيب، بهدف استحصال عناصر الصورة ذات درجة السطوع الأعلى بشكل متوافق مع الصورة قبل التعتیب في كل منهما.



الشكل (4-14) ضجيج السطوع في خرج GSM عند العتبة $T_1 = 0.65\%$ / المقطع a-180



الشكل (4-15) ضجيج السطوع في الخرج النهائي عند العتبة $T2 = 0.61\%$ / المقطع a-180

وبعدها يتم في كل مقطع إحصاء العناصر الساطعة والأعلى من درجة التعتیب المحددة في كل حالة وتحفظ في مصفوفة مستقلة، ليتم في النهاية تفریغ محتوى هذه المصفوفات في جداول Excel تكون بدورها جاهزة للدراسة الإحصائية، راجع الملحق رقم (6).

2- تم إجراء دراسة إحصائية لعناصر الصورة الساطعة في الصور ثنائية اللون السابقة ضمن مقاطع أربع عينات مرضى والحاوية فقط على المعادن والضجيج الناشئ عنها، وتم ترميزها وفق الجدول (4-5) التالي:

الجدول (4-5) توزع ترميز الحالات المدروسة مع عدد المقاطع الحاوية على المعادن لمرحلة تقييم تخفيف ضجيج السطوع إحصائياً

Bright Noise Distribution			عدد المقاطع الحاوية على المعادن	Patients
Noisy Image	GSM Image	+ GSM (النهائي) ¹		
RR0-a	RR1-a	RR2-a	93	Patient a-Data1
RR0-b	RR1-b	RR2-b	116	Patient b-Data2
RR0-c	RR1-c	RR2-c	144	Patient c-Data3
RR0-d	RR1-d	RR2-d	120	Patient d-Data4

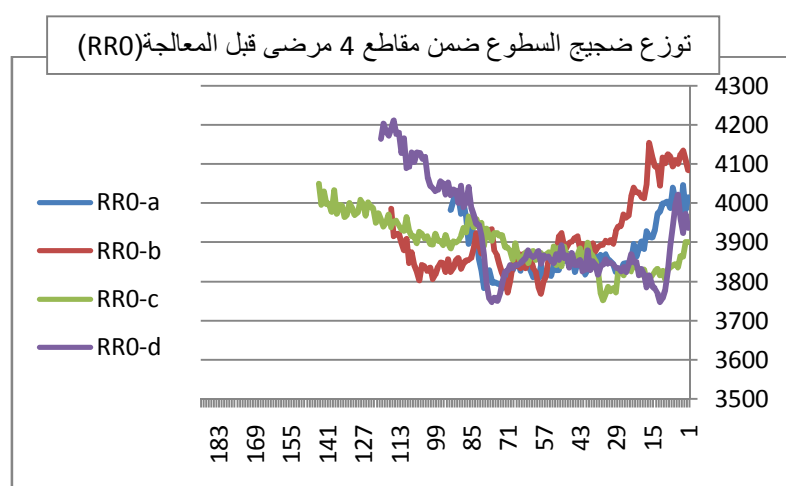
¹ نقصد بالنهائي هنا هو خرج مرحلة المعالجة النهائية من دون تنعيم بعد إجراء Dark Noise Reduction.

بمناقشة المنحنيات في الأشكال (16-4) و (18-4) و (20-4)، بالإضافة للجدول (6-4) لقيم المتوسط الحسابي ومنحنياته الموضحة بالأشكال (17-4) و (22-4)، نلاحظ أن انخفاضاً كبيراً في قيم ضجيج السطوع (97.27%) حدث بعد معالجة الصورة في حين أن هناك زيادة طفيفة (9.86%) على الخرج النهائي مقارنة بخرج GSM لا يمكن ملاحظتها في الصورة بسهولة، ناشئة عن المعالجات الخاصة بتخفيف ضجيج الظلمة خاصة من حيث تطبيق تابع CLAHE (الشكل (15-4)).

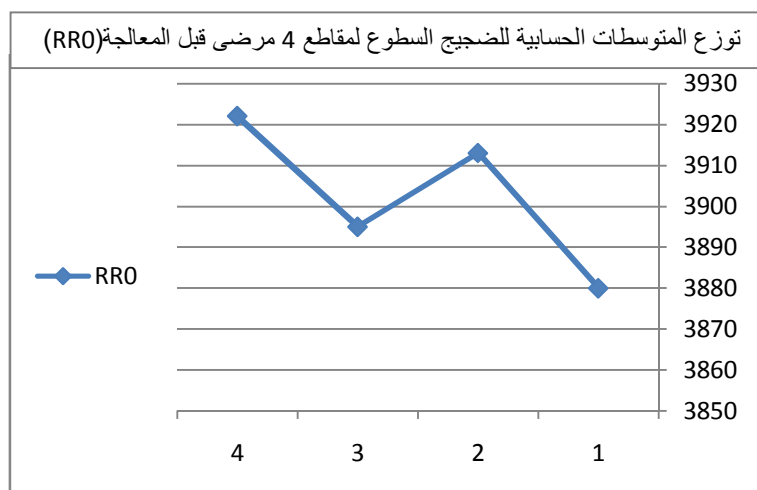
الجدول (6-4) المتوسطات الحسابية لشدة إضاءة عناصر الصورة الخاصة بضجيج السطوع بحسب الحالات المدروسة مع النسب المئوية

Bright Noise Average			Patients
RR2(النهائي)	RR1(GSM)	RR0	
166	153	3880	Patient a-Data1
57	53	3913	Patient b-Data2
209	194	3895	Patient c-Data3
36	26	3922	Patient d-Data4
117	106.5	3902.5	Total Average
نسبة انخفاض متوسطات عناصر الصورة الساطعة على خرج GSM			%97.27
نسبة زيادة عناصر الصورة الساطعة على الخرج النهائي مقارنة بمرحلة GSM			%9.86

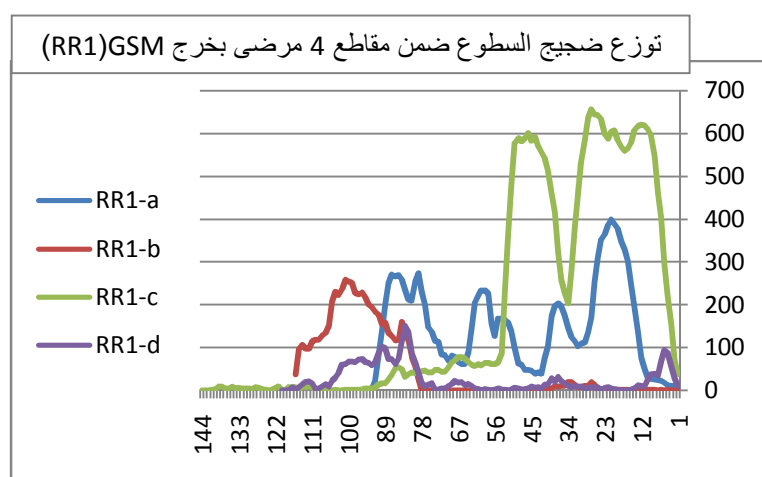
يذكر أن القيم الساطعة المتبقية بعد معالجة الصورة كما في الشكل (15-4) هي القيم المفيدة في توضيح مواضع المعادن المفيدة والتي لا تشكل ضجيجاً للجوار.



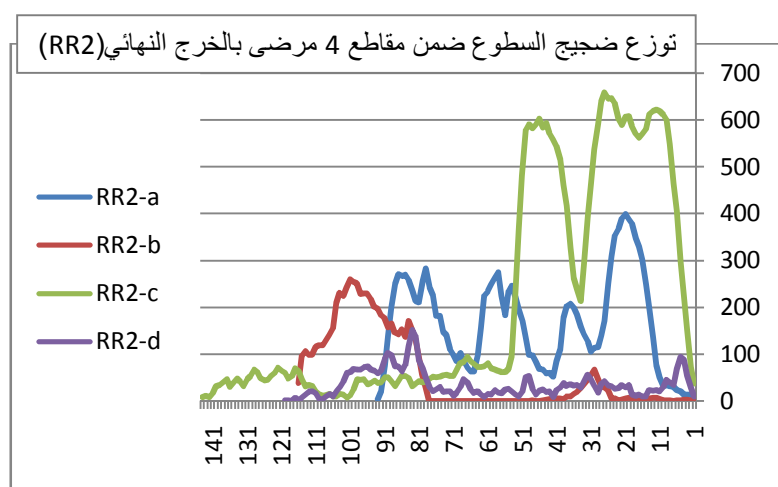
الشكل (16-4) توزيع ضجيج السطوع ضمن مقاطع 4 مرضى قبل معالجة الصورة



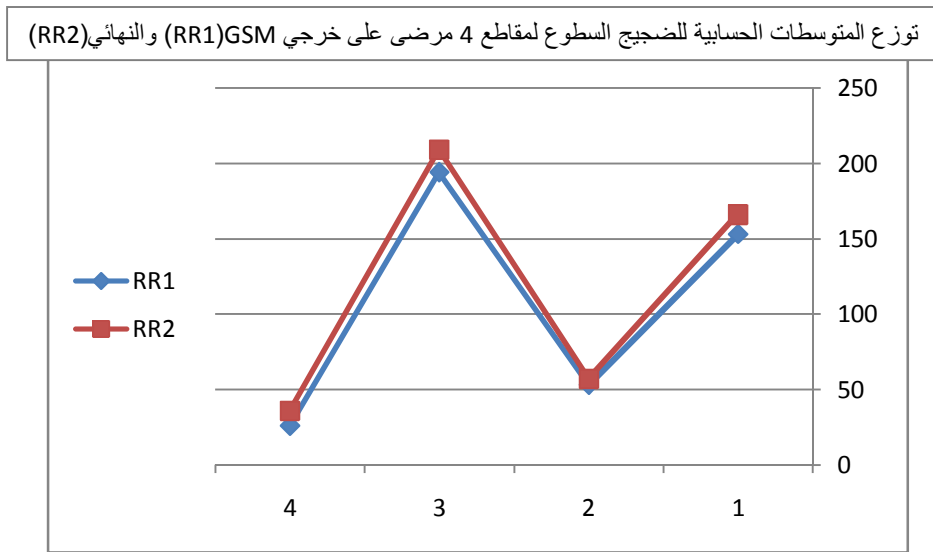
الشكل (4-17) توزع المتوسطات الحسابية لضجيج السطوح لمقاطع 4 مرضى قبل معالجة الصورة



الشكل (4-18) توزع ضجيج السطوح ضمن مقاطع 4 مرضى بخرج GSM



الشكل (4-19) توزع ضجيج السطوح ضمن مقاطع 4 مرضى بالخروج النهائي

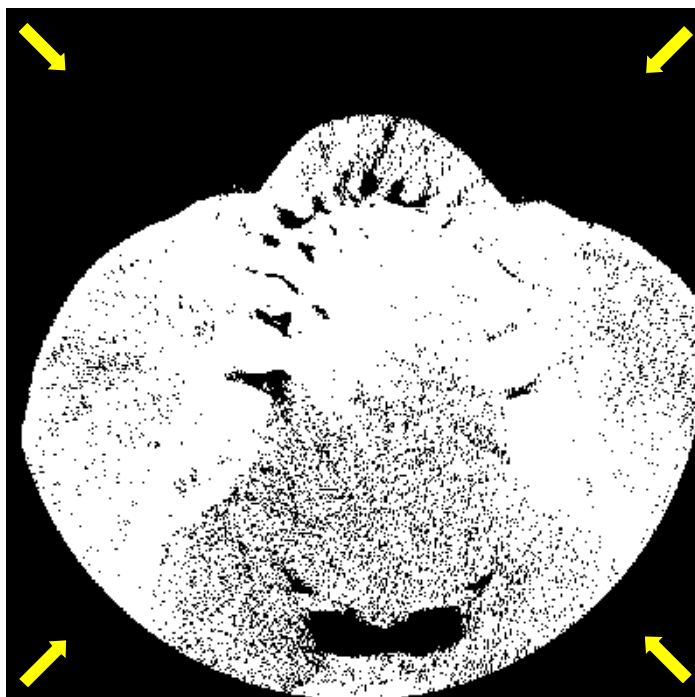


الشكل (4-20) توزيع المتوسطات الحسابية لضجيج السطوح لمقاطع 4 مرضى لخرجي GSM والنهائي

4. 2. 1. مرحلة تخفيف ضجيج الظلمة Dark Noise Reduction Stage:

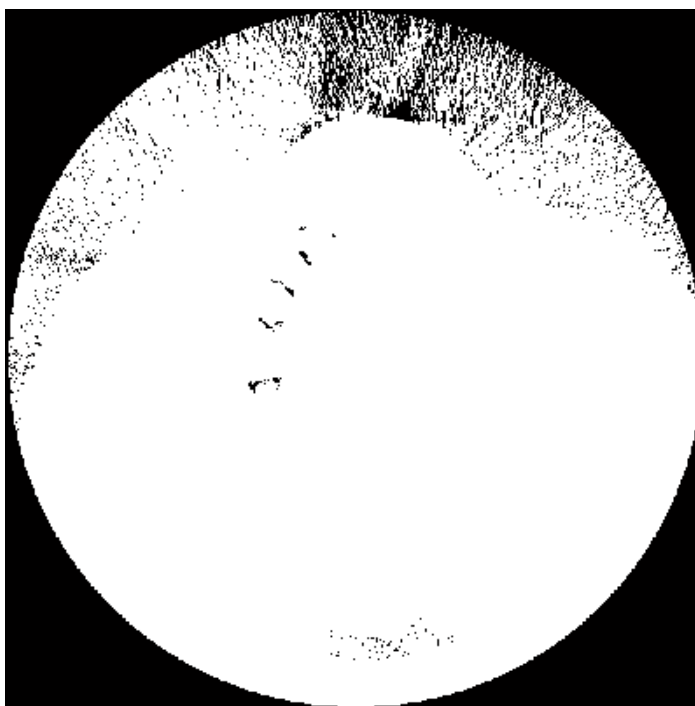
بشكل مماثل لعموم الدراسة الإحصائية السابقة على ضجيج السطوح فقد استحصلت القيم اللازمة للدراسة الإحصائية في هذه المرحلة على النحو التالي:

1- تم تجريبياً تحديد عتبة ثابتة ($t_0 = 0.30$) للمقاطع الضجيجية قبل معالجة الصورة، نستحصل بموجبها على صور تحوي عناصر الصورة ذات درجة الظلمة الأعلى بشكل متوافق مع الصورة قبل التعريب، ولكن نلاحظ أن الجزء المحيطي بين إطار الصورة وحدود المنطقة المصورة قد اعتبرت من المناطق المظلمة كما في الشكل (4-21 الأسهم الصفراء)، وهو ما يزيد في تعداد عناصر الصورة المحسوبة على العناصر المظلمة والخارجة عن نطاق البحث، مما اضطرنا إلى إجراء معالجة إضافية للصورة تخلصنا من هذا الإطار مع الحفاظ على المحتوى الصحيح للصورة.



الشكل (4-21) ضجيج الظلمة في الصورة الضجيجية عند العتبة $t_0 = 0.30\%$ / المقطع a-180

نتخلص هذه الخطوة بتحديد عتبة جديدة للصورة الضجيجية تجريبياً ($t_0 = 0.03$) يتم من خلالها استحصال نفس الصورة السابقة ولكن بأقل عدد ممكن من عناصر الصورة داخل الحدود التشريحية كما في الشكل (4-22):



الشكل (4-22) ضجيج الظلمة في الصورة الضجيجية عند العتبة $t_0 = 0.03\%$ / المقطع a-180

وبطرح الصورة الثانية من الصورة الأولى ومن ثم إظهارها وفق التدرج اللوني (أبيض أسود) تظهر لدينا الصورة المطلوبة كما في الشكل (4-23) والتي تم فيها الحفاظ بشكل كبير نسبياً على المحتوى التشرحي للصورة بعد التخلص من الإطار المظلم.



الشكل (4-23) ضجيج الظلمة في الصورة الضجيجية بعد التخلص من الإطار المظلم الواقع خارج نطاق

الدراسة/ المقطع a-180

ثم بتحديد العتبتين $t_1 = 0.38$ (RR1) و $t_2 = 0.42$ (RR2) تجريبياً لكافة الصور المعالجة بخرجي GSM (الشكل (4-24)) والنهائي (الشكل (4-25)) على الترتيب، فإننا نستحصل على عناصر الصورة ذات درجة الظلمة الأعلى بشكل متوافق مع الصورة قبل التعتیب في كل منهما.



الشكل (4-24) ضجيج الظلمة على خرج GSM عند العتبة $t_1 = 0.38\%$ المقطع a-180



الشكل (4-25) ضجيج الظلمة على الخرج النهائي عند العتبة $t_2 = 0.42\%$ المقطع a-180

وبعدها يتم في كل مقطع إحصاء العناصر المظلمة الأدنى من درجة التعتیب المحددة في كل حالة وتحفظ في مصفوفة مستقلة، ليتم في النهاية تفريغ محتوى هذه المصفوفات في جداول Excel تكون بدورها جاهزة للدراسة الإحصائية، راجع الملحق رقم (7).

2- تم إجراء دراسة إحصائية لعناصر الصورة المظلمة في الصور ثنائية اللون السابقة ضمن مقاطع أربع عينات مرضى والحاوية فقط على المعادن والضجيج الناشئ عنها، وتم ترميزها وفق الجدول (4-7) التالي:

الجدول (4-7) توزع ترميز الحالات المدروسة مع عدد المقاطع الحاوية على المعادن لمرحلة تقييم تخفيف ضجيج الظلمة إحصائياً

Dark Noise Distribution			عدد المقاطع الحاوية على المعادن	Patients
Noisy Image	GSM Image	GSM+ Dark Processed image		
R0-a	R1-a	R2-a	93	Patient a-Data1
R0-b	R1-b	R2-b	116	Patient b-Data2
R0-c	R1-c	R2-c	144	Patient c-Data3
R0-d	R1-d	R2-d	120	Patient d-Data4

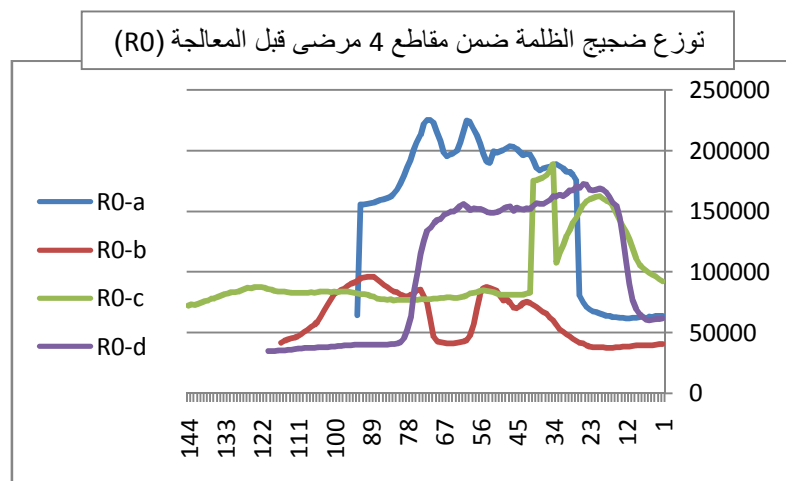
3- بمناقشة المنحنيات الناتجة عن هذه القيم في الأشكال (4-26) و (4-28) و (4-29)، بالإضافة للجدول (4-8) لقيم المتوسط الحسابي ومنحنياته الموضحة بالأشكال (4-27) و (4-30).

الجدول (4-8) المتوسطات الحسابية لشدة إضاءة عناصر الصورة الخاصة بضجيج الظلمة بحسب الحالات المدروسة مع النسب المئوية

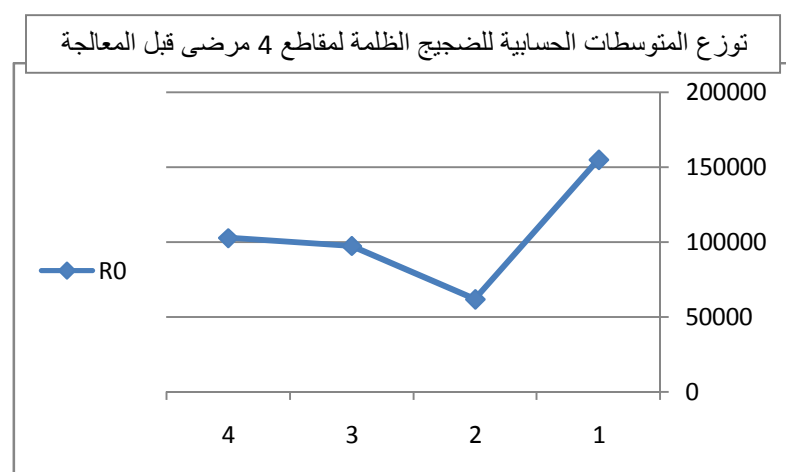
Dark Noise Average			Patients
R2	R1	R0	
95	2154	154940	Patient a-Data1
8	1425	61891	Patient b-Data2
16	1836	97385	Patient c-Data3
9	1673	102751	Patient d-Data4
32	1772	104242	Total Average
نسبة انخفاض عناصر الصورة المظلمة على خرج GSM 98.3%			
نسبة التحسن عن صورة GSM على الخرج النهائي 98.2%			

نلاحظ أن انخفاضاً كبيراً في عدد العناصر المظلمة حدث بعد معالجة الصورة من خلال مرحلة GSM (98.3%) وذلك بسبب تحديد أطراف مجالات قيم شدات الإضاءة على حساب هذه العناصر المظلمة (والعناصر الساطعة سابقاً)، ولكن لا يزال جزء من ضجيج الظلمة يؤثر سلباً بشكل كبير حول الأسنان.

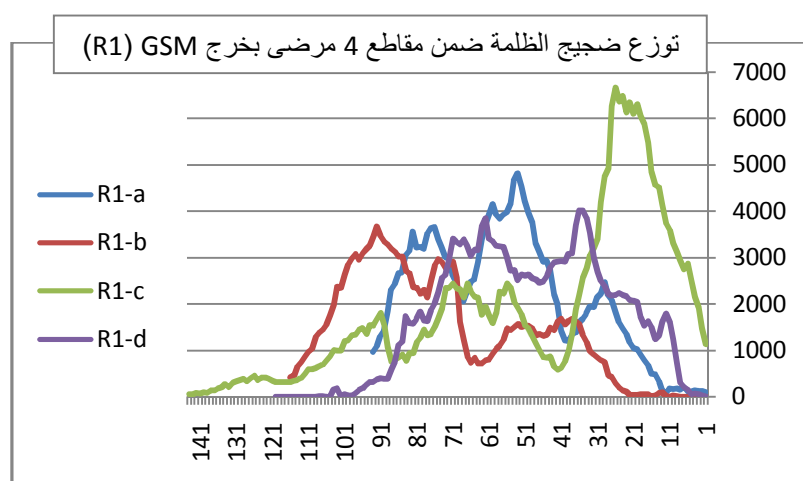
إن الانخفاض الفعلي في ضجيج الظلمة المتبقي بجوار الأسنان تحقق على خرج المرحلة النهائية (98.2%) والتي تم فيها استهداف مناطق الضجيج بشكل مباشر، مقارنة بخرج GSM.



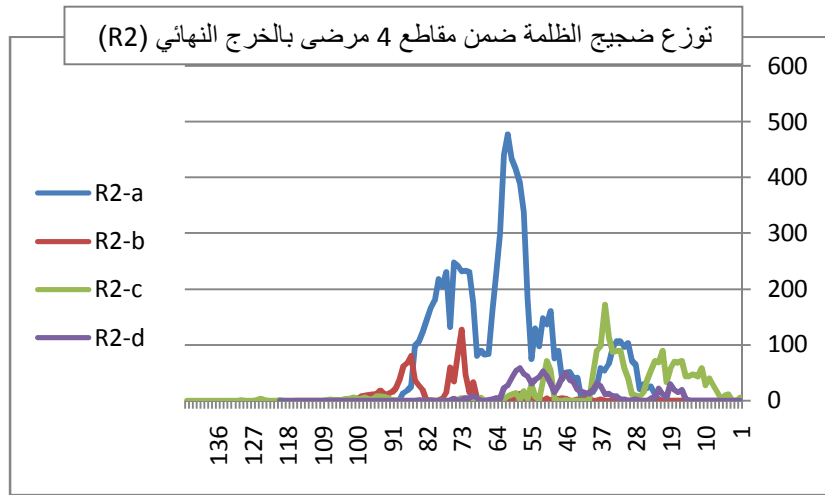
الشكل (4-26) توزيع ضجيج الظلمة ضمن مقاطع 4 مرضى قبل معالجة الصورة



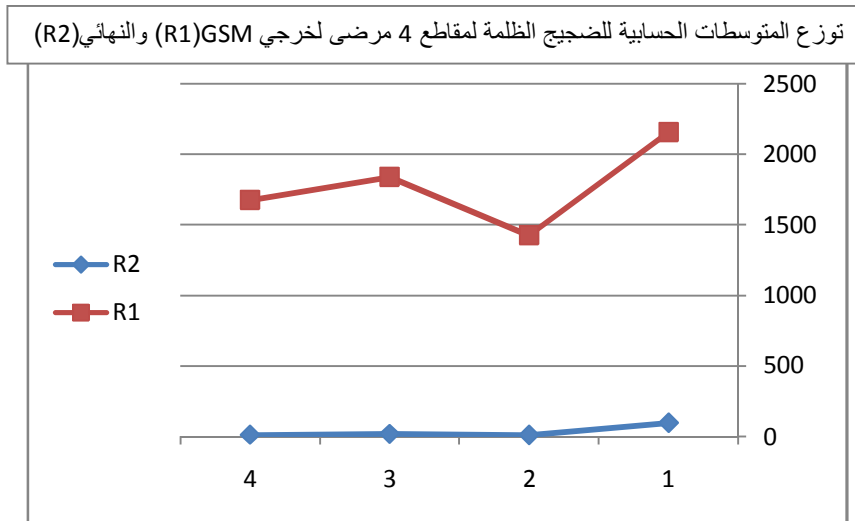
الشكل (4-27) توزيع المتوسطات الحسابية للضجيج المظلم لمقاطع 4 مرضى قبل معالجة الصورة



الشكل (4-28) توزيع ضجيج الظلمة ضمن مقاطع 4 مرضى بخرج GSM



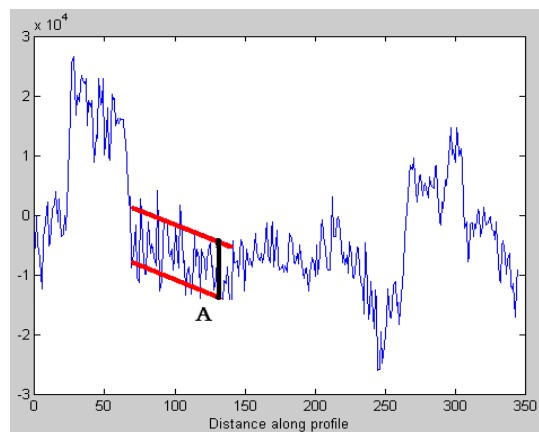
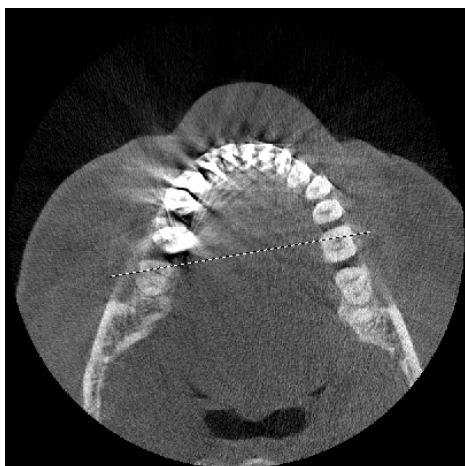
الشكل (4-29) توزيع ضجيج الظل ضمن مقاطع 4 مرضى بالخرج النهائي



الشكل (4-30) توزيع المتوسطات الحسابية لضجيج السطوع لمقاطع 4 مرضى لخرجي GSM والنهائي

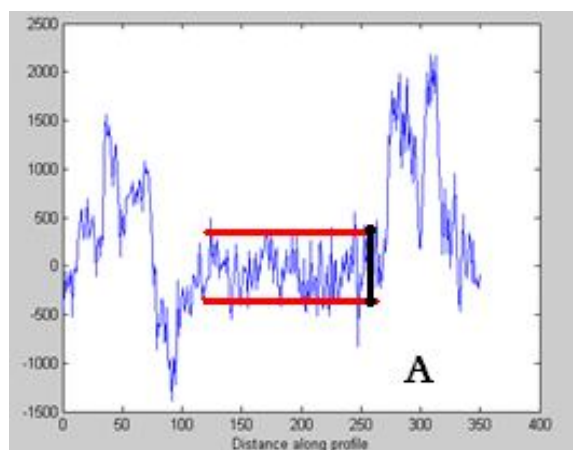
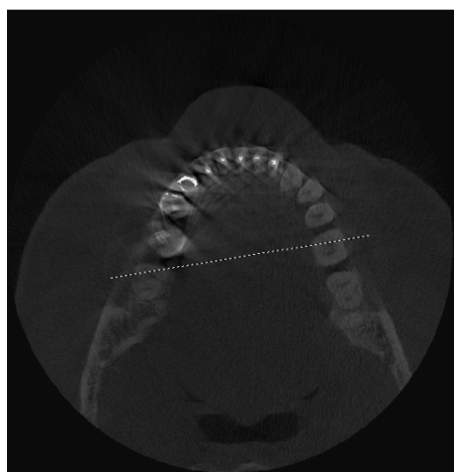
4. 2. 1. 3 مرحلة تخفيف ضجيج التبعر Scatter Noise Reduction Stage:

بالانتقال إلى منحنيات البروفایل الموضحة في الأشكال (31-4) و (32-4) و (33-4) نجد أن تغيرات شدة الإضاءة قبل مرحلة المعالجة GSM كانت كبيرة حيث A (مجال التغير) تساوي تقريباً 8000 في الشكل (31-4)، بينما تنخفض مباشرة بعد المعالجة المذكورة لحوالي 700 في الشكل (32-4) بمعنى انخفاض الفارق في عتبة شدة الإضاءة لكل عنصر صورة مع الجوار، وبالتالي تنعيماً أكبر، أما بعد تطبيق المرشح المتوسط فنلاحظ أن A أصبحت تقريباً 400 في الشكل (33-4) بمعنى حدوث زيادة محدودة في تنعيم الصورة دون التأثير سلباً على تفاصيلها التشريحية.



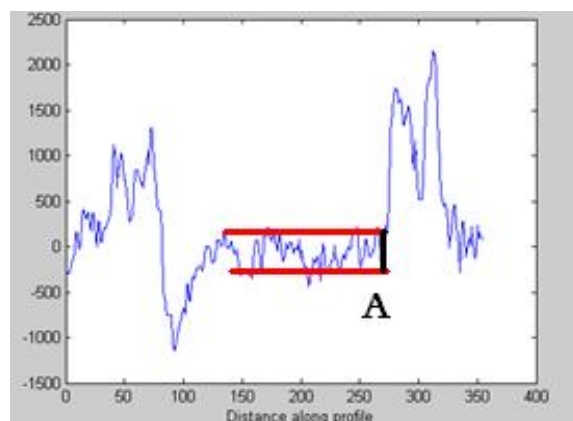
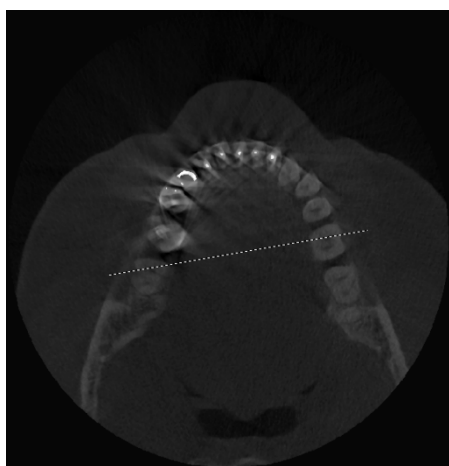
الشكل (4-31) بروفایل تغيرات شدة الإشعاع على امتداد الخط المنقط في الصورة الضجيجية (~8000)/

المقطع 180



الشكل (4-32) بروفایل تغيرات شدة الإشعاع على امتداد الخط المنقط في صورة خرج GSM قبل التنعيم

(~700)/ المقطع 180



الشكل (4-33) بروفایل تغيرات شدة الإشعاع على امتداد الخط المنقط في الصورة المنعمة لخرج GSM (~400)/

المقطع 180

بالعودة إلى الدراسة الإحصائية فإنه تم حساب التفاوت لعناصر الصورة في كل مقطع من مقاطع صور CBCT للمرضى الأربعة، و ترميزها وفق الجدول (4-9) التالي:

الجدول (4-9) توزيع ترميز الحالات المدروسة بحسب التفاوت

Variance Distribution			Patients
Noisy Image	GSM Image	GSM+Dark+scatter Processed image	
V0-a	V1-a	V2-a	Patient a-Data1
V0-b	V1-b	V2-b	Patient b-Data2
V0-c	V1-c	V2-c	Patient c-Data3
V0-d	V1-d	V2-d	Patient d-Data4

تم استخدام التفاوت لدراسة مدى التباين في قيم شدة الإضاءة لعناصر الصورة، راجع الملحق رقم (8) الحاي على نتائج حسابات التفاوت .
يعطى التفاوت بالعلاقة:

$$V = S^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (13)$$

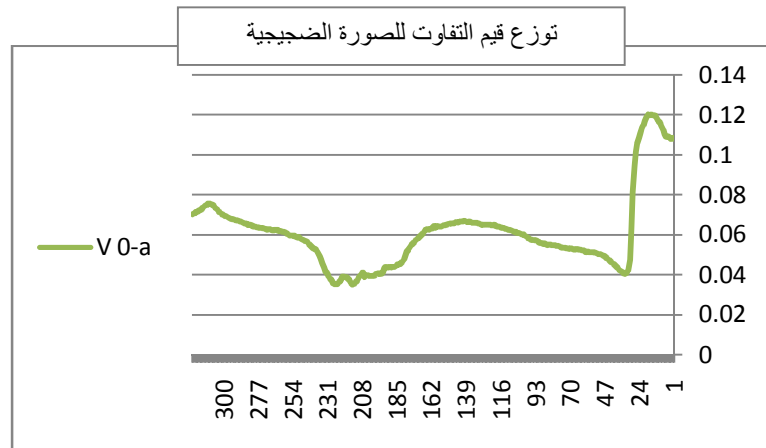
حيث $\bar{x}$ هو المتوسط الحسابي ويعطى بالعلاقة:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (14)$$

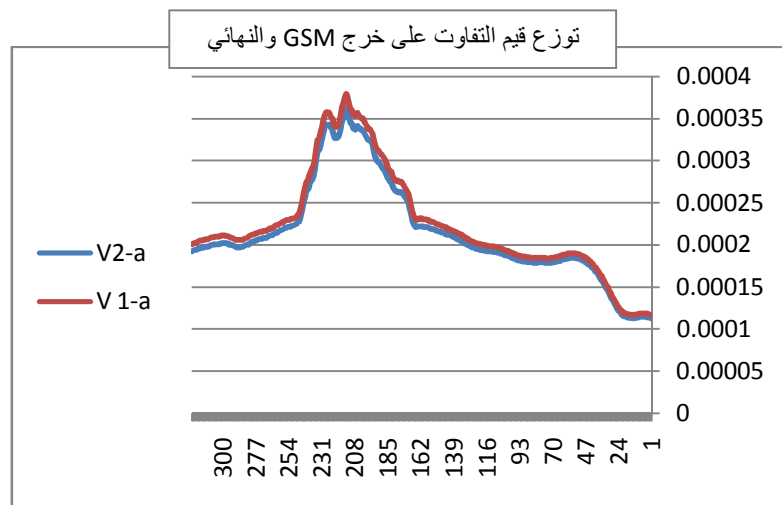
علماً بأن x هو العينة و n عدد العينات.

إن ارتفاع قيم التفاوت في الصورة يعبر عن ارتفاع خشونتتها، بسبب ازدياد الفروقات في شدة الإضاءة بين عناصر الصورة، والعكس صحيح من حيث انخفاض قيم التفاوت، والذي يعبر عن انخفاض التباينات في شدة الإضاءة مما يعني تنعيماً للصورة.

بمناقشة المنحنيات الناتجة عن هذه القيم في الأشكال (4-34) و (4-35)، نجد أن قيم التفاوت قد انخفضت بنسبة 99.605% من القيمة المتوسطة 0.0578641 لتفاوت الصورة الضجيجية إلى القيمة المتوسطة للتفاوت 0.00022877 على خرج GSM، وبتطبيق المرشح المتوسط انخفض التفاوت بنسبة 6.313% لتصبح القيمة المتوسطة 0.000214329، مما يعني بأن تنعيماً محدوداً طبق على الصورة بخرج GSM، لأن محدودية التنعيم للصورة المعالجة بالمرحلة قبل النهائية يجمع بين هدف التنعيم مع الحفاظ على تفاصيل الصورة وقيمتها التشخيصية.



الشكل (4-34) توزيع قيم التفاوت لمقاطع 4 مرضى للصورة الضجيجية



الشكل (4-35) توزيع قيم التفاوت لمقاطع المريض a على خرج GSM والنهائي

4. 2. 2. التقييم الوصفي Qualitative Evaluation اعتماداً على قراءات أطباء الأسنان:

تم إجراء استبيان لعينة مكونة من 30 طبيب أسنان من مختلف الاختصاصات في قسم الدراسات العليا بكلية طب الأسنان ومن المتمرسين على استخدام صور CBCT في خططهم العلاجية، بهدف تقييم نتائج البحث قبل وبعد معالجة الصورة باستخدام الخوارزمية المقترحة لعدة حالات عشوائية من صور المرضى.

يبين الشكل (4-36) نموذج الاستبيان المستخدم:



كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية

قسم الهندسة الطبية

استبيان لأطباء الأسنان حول تقييم نتائج بحث رسالة ماجستير للباحث ياسر عبد المجيد بعنوان

تخفيف آثار المعادن من الصور الناتجة عن جهاز التصوير المقطعي المخروطي السني المحوسب

Reduction Of Metal Artifacts In Dental Cone Beam CT Images

مقدمة:

يعتبر التشويش الناتج عن وجود المعادن في الفم عند التصوير باستخدام تقنية CBCT إحدى المشكلات التي تواجه طبيب الأسنان عند قراءته لها بهدف التشخيص الطبي.

يهدف هذا البحث لتحسين صور التقنية المذكورة بتخفيف آثار التشويش الناشئة عن المعادن.

لدينا أربع مرضى تحوي أفواههم على أنماط مختلفة من المعادن، وقد تم استحصال عشرات العيالات العشوائية من مقاطعهم الواقعة ضمن التشويش المذكور قبل وبعد معالجة الصورة، والمطلوب تعبئة الاستمارة التالية بعد التمعن في الصور الموجودة في القرص الليزري المرفق.

الأسئلة:

- هل يوجد تحسن على صورة 2D بعد معالجة الصورة ؟

تحسن ممتاز	تحسن متوسط	تحسن بسيط	لا يوجد تحسن
------------	------------	-----------	--------------

- هل تم تخفيف تشويش اللعان الأبيض من صورة 2D بعد معالجة الصورة ؟

التخفيف بدرجة ممتازة	التخفيف بدرجة متوسطة	التخفيف بدرجة بسيطة	لا يوجد تخفيف
----------------------	----------------------	---------------------	---------------

- هل تم تخفيف تشويش المظلم من صورة 2D بعد معالجة الصورة ؟

التخفيف بدرجة ممتازة	التخفيف بدرجة متوسطة	التخفيف بدرجة بسيطة	لا يوجد تخفيف
----------------------	----------------------	---------------------	---------------

- هل حدث انخفاض في تشويش التبعثر الخشن من صورة 2D بعد معالجة الصورة ؟

انخفاض بدرجة ممتازة	انخفاض بدرجة متوسطة	انخفاض بدرجة بسيطة	لا يوجد انخفاض
---------------------	---------------------	--------------------	----------------

- هل البنى التشريحية واضحة في الصورة 2D بعد معالجة الصورة ؟

الوضوحية ممتازة	الوضوحية متوسطة	الوضوحية منخفضة	الوضوحية معدومة
-----------------	-----------------	-----------------	-----------------

- هل ترى أن معالجة الصورة سببت تشويهاً للبنى التشريحية يعرف ملحي التشخيص ؟

لا يوجد تشويه أبداً	يوجد تشويه طفيف	يوجد تشويه متوسط	الصورة مشوهة بالكامل
---------------------	-----------------	------------------	----------------------

- هل يوجد تحسن على الصورة 3D بعد معالجة الصورة ؟

تحسن ممتاز	تحسن متوسط	تحسن بسيط	لا يوجد تحسن
------------	------------	-----------	--------------

2012 / 4 /

الشكل (4-36) نموذج استبيان عينة من أطباء الأسنان الاختصاصيين

وقد كانت نتائج الاستبيان كما هو موضح في الملحق رقم (5).

بهدف تقييم نتائج الاستبيان بشكل كمي فقد تم إعطاء كل من الإجابات الأربعة في كل سؤال

وزناً مكافئاً من 0 حتى 3 على النحو التالي في الجدول (4-10):

الجدول (4-10) توزيع الأوزان مع الإجابات الأربعة لكل سؤال بالاستبيان

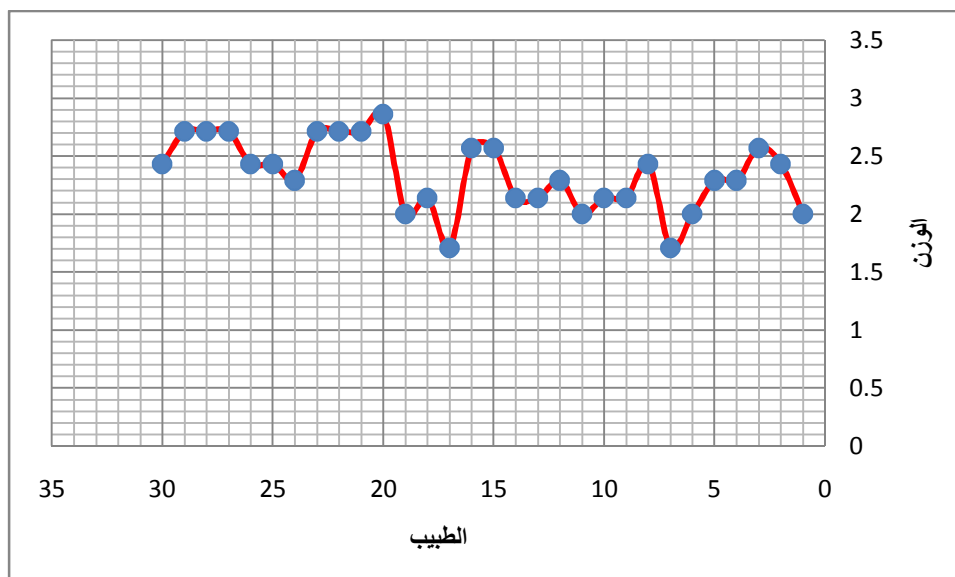
لا يوجد تحسن	تحسن بسيط	تحسن متوسط	تحسن ممتاز
لا يوجد تخفيف	التخفيف بدرجة بسيطة	التخفيف بدرجة متوسطة	التخفيف بدرجة ممتازة
لا يوجد انخفاض	انخفاض بدرجة بسيطة	انخفاض بدرجة متوسطة	انخفاض بدرجة ممتازة
الوضوحية معدومة	الوضوحية منخفضة	الوضوحية متوسطة	الوضوحية ممتازة
الصورة مشوهة بالكامل	يوجد تشويه متوسط	يوجد تشويه طفيف	لا يوجد تشويه أبداً
0 (سيء)	1 (مقبول)	2 (جيد)	3 (ممتاز)

وبالتالي تقوم الإجابة بأحد الأوزان السابقة في كل سؤال، وعندها من الممكن حساب متوسط التقييم الكلي للطبيب بجمع أوزان كل إجاباته على الأسطر وتقسيمها على عدد الأسئلة، ومن ناحية أخرى فإنه من الممكن حساب متوسط التقييم الكلي لكل سؤال بشكل مشابه للسابق ولكن على مستوى الأعمدة، كما هو في الجدول (4-11):

الجدول (4-10) توزع أوزان إجابات الأطباء ومتوسطاتها إلى جانب الأسئلة

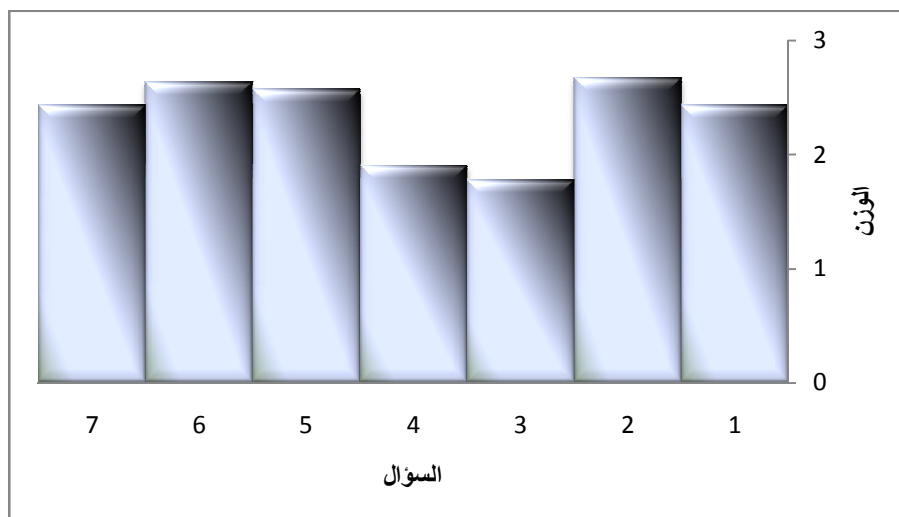
الطبيب	السؤال 1	السؤال 2	السؤال 3	السؤال 4	السؤال 5	السؤال 6	السؤال 7	متوسط التقييم الكلي للأطباء
1	2	2	2	2	3	2	1	2
2	2	2	2	2	3	3	3	2.43
3	2	3	2	2	3	3	3	2.57
4	2	3	2	1	3	3	2	2.29
5	3	3	1	2	2	3	2	2.29
6	2	2	1	2	3	2	2	2
7	2	2	1	0	2	3	2	1.71
8	3	3	2	2	3	2	2	2.43
9	2	2	2	2	3	2	2	2.14
10	2	3	1	2	2	3	2	2.14
11	2	2	1	1	3	3	2	2
12	2	3	2	2	2	3	2	2.29
13	3	3	1	1	2	3	2	2.14
14	2	3	2	2	2	2	2	2.14
15	3	3	2	2	3	2	3	2.57
16	2	3	2	3	3	3	2	2.57
17	2	2	2	2	1	1	2	1.71
18	2	3	1	2	2	2	3	2.14
19	2	2	1	2	2	2	3	2
20	3	3	3	2	3	3	3	2.86
21	3	3	2	2	3	3	3	2.71
22	3	3	2	3	2	3	3	2.71
23	3	3	2	2	3	3	3	2.71
24	2	2	2	3	2	3	2	2.29
25	2	2	2	2	3	3	3	2.43
26	3	3	2	1	3	3	2	2.43
27	3	3	2	2	3	3	3	2.71
28	3	3	2	2	3	3	3	2.71
29	3	3	2	2	3	3	3	2.71
30	3	3	2	2	2	2	3	2.43
متوسط التقييم الكلي للأسئلة	2.43	2.63	2.57	1.9	1.77	2.67	2.43	

نلاحظ أن متوسط التقييم الكلي لإجابات للأطباء يساوي 2.34 من أصل 3 بمعنى أنهم قوموا نتائج البحث بين الجيد والممتاز، لاحظ تجمع الأوزان بين 2 و 3 في الشكل (4-37).



الشكل (4-37) توزع متوسطات أوزان إجابات الأطباء على أسئلة الاستبيان وتركزها بين الجيد (2) والممتاز (3)

وبالنسبة لمتوسط التقييم الكلي لأوزان الأسئلة حسب إجابات الأطباء فهو يساوي أيضاً 2.34 من أصل 3 كما في الشكل (4-38)، والمحصور أيضاً بين الجيد والممتاز.

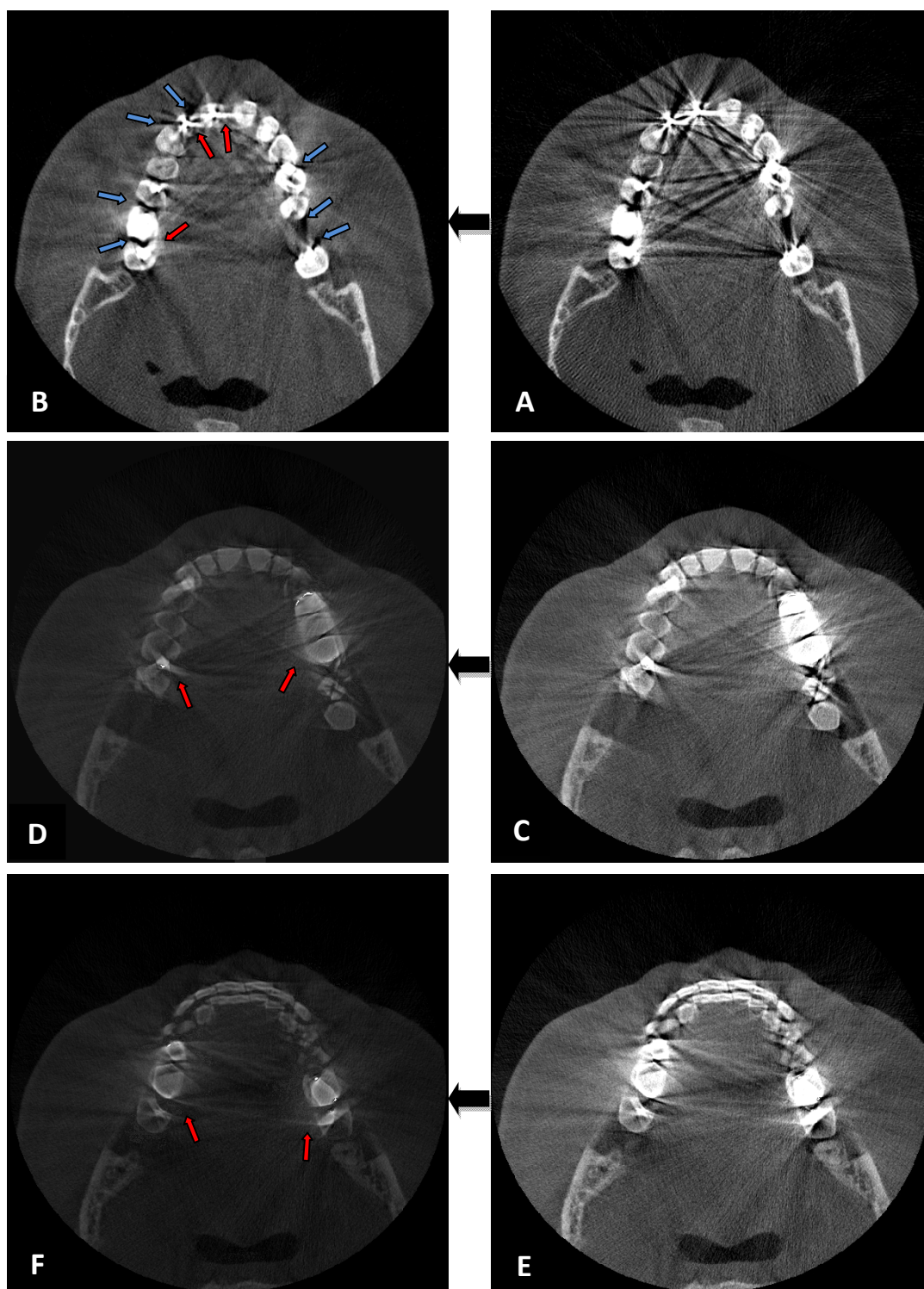


الشكل (4-38) توزع متوسطات أوزان الأسئلة بحسب إجابات الأطباء وتركزها بين الجيد (2) والممتاز (3)

وهكذا نجد أن نتائج الاستبيان تتوافق مع نتائج الدراسة الإحصائية في الفقرة السابقة من حيث فعالية خوارزمية البحث في التخفيف من آثار المعادن في صور CBCT مع الحفاظ قدر الإمكان على البنى التشريحية المجاورة.

4. 3 تحليل نتائج بعض الدراسات الأخرى والمقارنة مع دراسة البحث:

بالعودة إلى الباحثين اللذين تم شرحهما في الفصل الثاني، فإننا نجد أنه بالمقارنة بين نتائج البحث الأول [25] مع نتائج بحثنا كما هو موضح في الشكل (4-39)، فقد تبين لنا أنه طراً لديهم تحسن على الصورة في التخفيف من ضجيج السطوع والظلمة Bright and Dark Noises وخاصة في منطقة قبة الحنك، ولكن من الملاحظ بوضوح أن التحسن كان محدوداً في جوار الأجسام المعدنية وخاصة بالنسبة لضجيج الظلمة والذي يولد اشتباهاً عند الطبيب في بعض المواضع خاصة بين الأسنان بوجود أحد أشكال النخور كما في الشكل (A,B/39-4)، بينما في دراستنا للشكل (C-D,E-F/39-4) وبمحاولتنا تأمين مقاطع شبيهة قدر الإمكان من حيث الضجيج وعدد الأجسام المعدنية، فإننا نلاحظ تحسناً كبيراً من حيث التخفيف من أثر ضجيج السطوع إلى جانب إزالة شبه تامة لضجيج الظلمة، في حين حدث انخفاض نسبي في تباين الصورة بعد المعالجة مقارنة بالتباين في نتائجهم [25].



الشكل (4-39) مقارنة بين نتائج البحث الأول وبحثنا، حيث A صورة البحث الأول قبل معالجة الصورة وB بعد معالجة الصورة، أما C وE فهما صورتا بحثنا قبل معالجة الصورة وD وF بعد معالجة الصورة، ضجيج الظلمة (السهم الأزرق) و ضجيج السطوع (السهم الأحمر) [25]

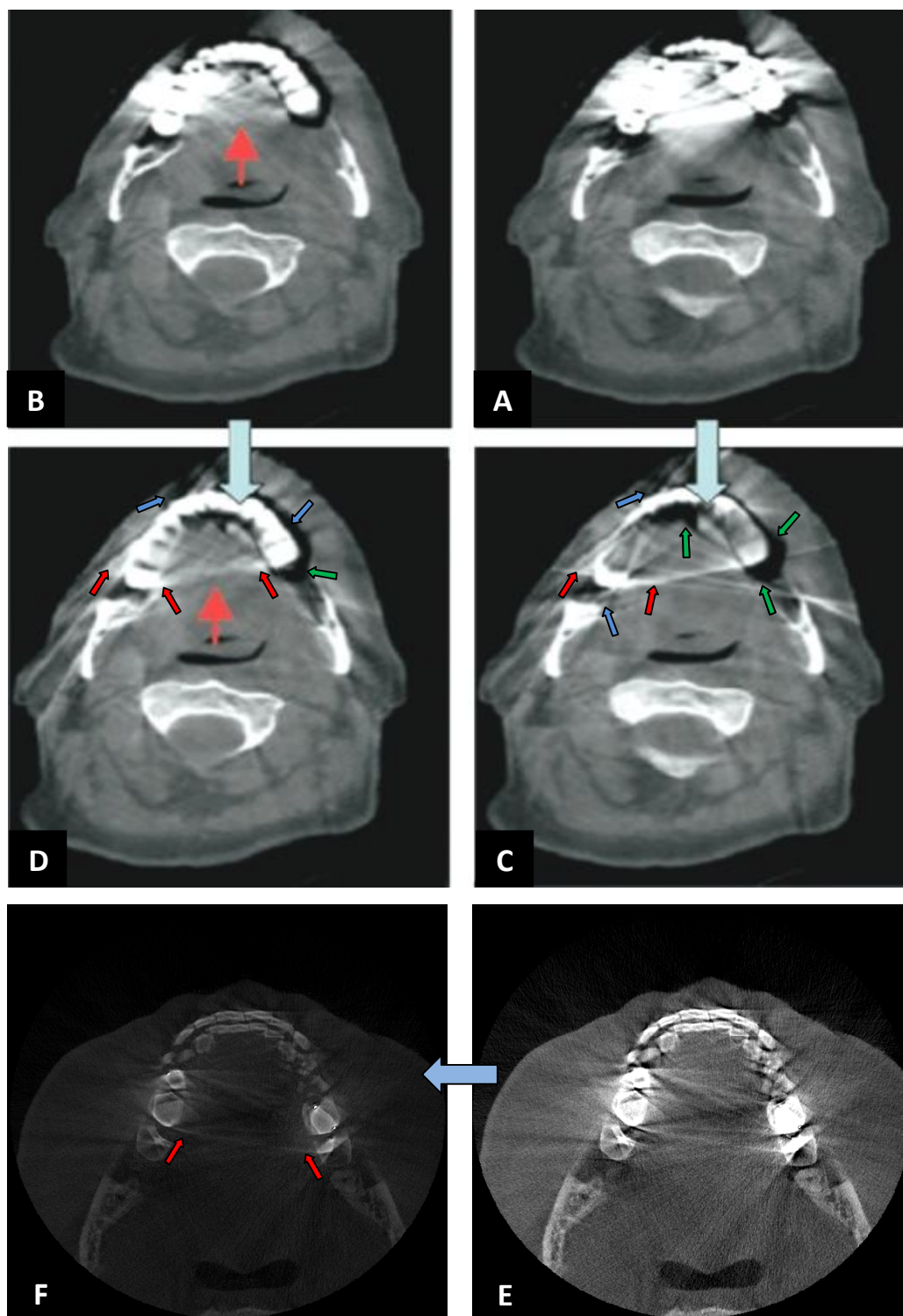
أما بالنسبة للبحث الثاني [23] فبمقارنة نتائجهم ونتائج بحثنا كما هو موضح في الشكل (4-4) فإنه تبين أن الانخفاض في ضجيج الظلمة في بحثهم كان محدوداً بحيث لم تزل آثاره كبيرة بعد معالجة الصورة، بل وإنه ازداد في بعض المناطق (الشكل (A-C,B-D/40-4) السهم الأخضر))، في حين أنه تم إزالته بصورة شبه تامة في بحثنا كما في الشكل (E-F/40-4).

أما بالنسبة لضجيج السطوع (السهم الأحمر) فعلى الرغم من التحسن الجلي في تخفيفه لديهم بالنسبة للنسج الرخوة وهو ما يفيد في تطبيقات طبية خارجة عن نطاق بحثنا¹، ولكن لا يزال هنالك بعض الآثار المزعجة له عند حواف الأسنان بالإضافة إلى مناطق ضجيج جديدة ساطعة ومظلمة حول الأسنان والسبب برأيهم هو حدوث أخطاء في الاستيفاء وفي تجزيء المعادن ذات الأشكال العشوائية، كما أن معالجة المناطق الساطعة لديهم كانت معالجة جائرة في بعض المناطق، مما أدى إلى حذف بعض الأجسام المعدنية بالكامل مما يخالف الواقع كما في الشكل (4-2 الأسهم الصفراء)/ الفصل الثاني [23].

أما في نتائج بحثنا فكما ذكرنا في مقارنة البحث الأول فإنه تم التحسين منه بشكل كبير مع بقاء بعض الآثار الخفيفة غير المؤثرة بشكل مباشر على وضوحية جوار المعادن، بالإضافة إلى الانخفاض النسبي في درجة التباين لدينا.

يذكر أن البحث الثاني يعتمد خلال عمل الخوارزمية على تدخل المستخدم من خلال توضيحه للنقاط على مواضع المعادن، في حين أن خوارزمتنا يحسب لها تنفيذ كامل الخطوات بشكل آلي.

¹ تفيد في أبحاث أجيال MV CBCT القادمة والتي تجري الآن على قدم وساق بهدف اعتبارها حلاً بديلاً عن أجهزة الطبقي محوري لكامل الجسم من حيث الزمن والجرعة الشعاعية، إذ إن المشكلة الحقيقية فيها تكمن في انخفاض وضوحية النسج الرخوة والضجيج الكبير.



الشكل (4-40) مقارنة بين نتائج البحث الثاني وبحثنا، حيث A و B صورتا البحث الثاني قبل معالجة الصورة، و C و D بعد معالجة الصورة، أما E فهي صورة بحثنا قبل معالجة الصورة و F بعد معالجة الصورة، ضجيج الظلمة (السهم الأزرق) وازدياد ضجيج الظلمة بعد معالجة الصورة (بالسهم الأخضر)، أما ضجيج السطوع (السهم الأحمر) [23]

يذكر أنه على الرغم من الانخفاض النسبي في تباين الصور المعالجة، فإن خوارزميتنا حققت تقدماً في مجال تخفيف أثر المعادن مقارنة بالدراستين السابقتين من حيث اجتماع النقاط التالية معاً:

- 1- التفرد باعتماد معالجة الصورة بدءاً من مرحلة مقاطع الدايكوم وليس المساقط الأولية، على الرغم من الصعوبات الكائنة في العمل على معلومات معدلة بشكل مجهول مقارنة بالعمل على معلومات خام.
- 2- التخفيف من ضجيج المعادن في الصور ثلاثية الأبعاد، بتطبيق تحويل رادون ومعكوسه على مقاطع الدايكوم في البحث نفسه.
- 3- التخفيف الكبير من ضجيج إشعاعات السطوع.
- 4- التخفيف الجيد للضجيج المظلم، مع إمكانية الاختيار للمعالجة معه أو من دونه بحسب الحاجة التشخيصية للطبيب.
- 5- التخفيف الجيد من ضجيج التبعثر بشكل اختياري للطبيب بحسب الحاجة التشخيصية.

4.4 النتائج الإضافية التي حققها البحث:

- 1- التخفيف من ضجيج التبعثر Scatter Noise Reduction على اعتباره ضجيجاً إضافياً غير صادر عن المعادن، وجعل هذا البند اختيارياً عند رغبة الطبيب بالتشخيص الطبي مع بقاء الخشونة في الصور.
- 2- إعادة البناء ثلاثي الأبعاد وتخفيف الضجيج فيه، حيث لوحظ في كافة الدراسات المرجعية الإشارة إلى معالجة المقاطع ثنائية الأبعاد فقط في معالجة الصور المقطعية الناتجة عن أجهزة CT التقليدي أو أجهزة CBCT.
- 3- إمكانية تطبيق الخوارزمية كاملة على أجهزة CBCT ذات نافذة حقل رؤية أصغر، وذلك بالتطبيق على مقاطع الدايكوم من خرج الجهاز Pax-Uni3D (FOV 8x5cm)، راجع الملحق رقم (2).
- 4- إمكانية استعراض المقاطع ثنائية الأبعاد بشكل متتال (فيديو) قبل وبعد معالجة الصورة.

4. 5 الخاتمة النهائية:

لقد استطاعت الخوارزمية المقترحة للحل من تحقيق أهداف البحث من حيث التخفيف من آثار المعادن الضجيجية الساطعة والمظلمة في صور CBCT بالإضافة إلى ضجيج التبعثر الخشن وذلك بالاعتماد على أسس معالجة الصور الرقمية لمقاطع الدايكوم الصادرة عن الجهاز، بحيث يتم عرض نتائج المعالجات إضافة إلى الصورة الضجيجية الأصلية في خمس نوافذ متجاورة، تسمح لطبيب الأسنان من إجراء المقارنات في نفس الوقت بين المقاطع المختلفة أو للمقطع نفسه وذلك بمعالجات مختلفة، مما يعينه على اتخاذ القرار التشخيصي الأدق من خلال رؤية المزيد من التفاصيل التي كانت محجوبة بتأثير ضجيج السطوع من ناحية، ومن خلال حجب العديد من مناطق ضجيج الظلمة إلى الحد الأدنى والتي كانت سبباً في انحراف التشخيص من حيث إيهامه بوجود أشياء غير موجودة، وفي حال ازدياد احتمالية وجود أي منها بشكل فعلي لديه فإنه يجري المقارنات المذكورة سابقاً، بالإضافة إلى إمكانية استعراضه المقاطع المعالجة والمتتالية في منطقة الاهتمام على شكل فيديو مما يساعده على زيادة فهم التغيرات التشريحية بتغير موضع المقطع وعلاقة المقاطع ببعضها، وبالتالي بقاء قراره التشخيصي سليماً إلى أقصى حد.

من ناحية أخرى فإن تخفيف آثار المعادن الضجيجية من الصور ثلاثية الأبعاد بشكل كبير سمح للطبيب كذلك أن يرى مناطق جديدة كان من الصعب بمكان رؤيتها قبل معالجة الصورة، مما يجعله يتنقل في قراءته التشخيصية بين حلول متكاملة ثنائية وثلاثية الأبعاد تنعكس في النهاية إيجاباً على خدمة المريض المعالج، والذي كان ولا يزال وسيبقى الهدف الدائم من الحلول المقترحة لتطوير مختلف تجهيزات الهندسة الطبية.

4. 6 المقترحات المستقبلية:

إن حداثة تقنية CBCT تجعل آفاق التطوير على الأبحاث المحدودة التي تمت بشأنها مفتوحة إلى أقصى حد، وبالنسبة لبحثنا فإنه يمكن اقتراح رسائل ماجستير تحقق الرؤى التطويرية التالية:

- 1- على مستوى الصورة ثلاثية الأبعاد: يقترح تخفيض زمن معالجة الصورة وتصميم أداة Fine Tuning تسمح باستعراض مختلف الكثافات عليها، بالإضافة إلى تسريع أداء كافة الأدوات التفاعلية معها كالدوران والإزاحة.
- 2- إعادة بناء برنامج العرض للنتائج بلغات برمجية تستهلك حجوماً أقل من ذواكر الحاسب، واقتراح وسائل عرض وتصاميم لإظهار النتائج بطرائق أكثر عملية وتسمح بإعطاء البرنامج صبغة تجارية أكثر من صبغته البحثية.
- 3- إيجاد خوارزمية معالجة صورة تسمح بتحسين تباين الصور ثنائية الأبعاد المعالجة من دون التأثير سلباً على نتائج العمل.
- 4- توليد مختلف المساقط ثنائية الأبعاد الأخرى عن المقاطع المعالجة، كالمساقط السهمية والإكليلية والمائلة والمستعرضة.



References

المراجع

References as Alphabetical Arrangement:

- 1- Barrett J., Keat N. (2004) " Artifacts in CT: Recognition and Avoidance", RSNA, Vol. 24, pp. 1680-1691.
- 2- Cohen S., (2011) ' Pathways of the pulp', 10th ed., 4th ed., Mosby, Missouri.
- 3- Farman A., Scarfe W. (2008) "What is Cone-Beam CT and How Does it Work?", Elsevier Inc., doi:10.1016/j.cden, pp. 1-24.
- 4- Graber T. M., (2005) 'Orthodontics: current principles and techniques', 4th ed., Mosby, Missouri.
- 5- Hupp J. R., (2007) 'Oral and Maxillofacial Surgery', 5th ed., Mosby, Missouri.
- 6- Jähne B., (2002), 'Digital image processing', Springer, Berlin, pp.598.
- 7- Laporte S., (2003) 'a Biplane Reconstruction Method Based on 2D and 3D Contours: Application to the Distal Femur', Vol. 6, No. 1, pp1-6.
- 8- Le B. A., (2004) '3D Reconstruction of The Proximal Femur with Low-Dose Digital Stereoradiography', Vol. 21, No. 9, pp 51-57.
- 9- McAndrew A., (2004) "An Introduction to Digital Image Processing with Matlab", School of Computer Science and Mathematics Victoria University of Technology, Semester 1.
- 10- Miracle A.C., Mukherji S.K., (2009) "Cone beam CT of the Head and Neck, Physical Principles Part", American Journal of Neuroradiology, 10.3174/ajnr.A1653, pp. 1-8.
- 11- Misch C. E., (2008) 'Contemporary Implant Dentistry', third edition, Mosby, Missouri.
- 12- Podgoršak E. B., (2005) "RADIATION ONCOLOGY PHYSICS: A HANDBOOK FOR TEACHERS AND STUDENTS", IAEA, Vienna, pp 6-27.
- 13- Podgoršak E. B., (2006) "Radiation Physics for Medical Physicists", Springer, Berlin, pp. 457.
- 14- Pomero V., (2004) 'Fast accurate stereoradiographic 3D reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model', Vol. 19 No. 3, pp 240-247.
- 15- Proffit W. R., (2007) 'Contemporary Orthodontics', 4th ed., Mosby, Missouri.
- 16- Rafidah Z., Jaafar M.S., Shukri A., Khader M.A.A and Abdel Munem E., (2009) "COMPARISON OF TEFLON PHANTOM IMAGE FROM PET/CT SCANNER AND MONTE CARLO SIMULATION", JOURNAL of NUCLEAR AND RELATED TECHNOLOGIES, Vol. 6, No. 2, pp 1-6.
- 17- Richter A., Hu Q., Steglich D., Baier K., Wilbert J., Guckenberger M. and Flentje M., (2008) " Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation", Radiation Oncology, Vol.42, pp 1-13.
- 18- SEMMLOJ. L., (2004) "Biosignal and Biomedical Image Processing MATLAB Based Applications", Marcel Dekker Inc., New Jersey, pp. 424.
- 19- Spahn M., (2005) "Flat detectors and their clinical applications", Springer, doi: 10.1007/s00330-005-2734-9, pp.1-14.
- 20- Suetens P., Nuyts J., 'Iterative Reconstruction for Reduction of Metal Artifacts in Computed Tomography', 2001, Katholieke Universiteit Leuven – Faculteit Toegepaste Wetenschappen, Belgium, pp 37-38.
- 21- The MathWorks, Inc, "Image Processing Toolbox", Version 5.0 (R14), 2008.

- 22- The MathWorks Team, "MATLAB", R2008b Ver. 7.7.0.471, USA, MathWorks Inc., 2008.
- 23- ZHANG Y., ZHANG L., ZHU X. R., LEE A. K., CHAMBERS M., AND DONG L., (2007) "Reducing Metal Artifacts In Cone-Beam CT Images By Preprocessing Projection Data", Elsevier Inc., Vol. 67, No. 3, pp. 924 –932.

Websites:

- 24- http://www.bisp.kaist.ac.kr/papers/Choi09_ISBI.pdf (15/3/2012):
Ra J., Jeong K. ' Reduction of artifacts due to multiple metallic objects in computed tomography ', Dept. of EECS- Korea Advanced Institute of Science and Technology (KAIST).
- 25- <http://www.isl.kaist.ac.kr/Papers/IC/ic125.pdf> (28/2/2012):
Choi J., Kim M., Seong W., and Ye J. ' COMPRESSED SENSING METAL ARTIFACT REMOVAL IN DENTAL CT ', Bio-Imaging & Signal Processing Lab.- Dept. Bio& Brain Engineering- Korea Advanced Institute of Science & Technology (KAIST) and Chungnam National University.
- 26- <http://www.oftankonyv.reak.bme.hu/tiki-index.php?page=The+sinogram> (22/3/2012):
Definition Of Sainograms Depending On Radon Transformation Principles.
- 27- <http://www.phantomlab.com/library/pdf/catphan504manual.pdf> (3/3/2012):
Catphan® 504 Manual, 2012, The Phantom Laboratory Incorporated, Greenwich NY12834.
- 28- http://www.teledynedalsa.com/sensors/Products/ccd_vs_cmos.aspx (22/2/2012):
Litwiller D., (2001), 'CCD & CMOS: Facts and Fiction', PHOTONICS SPECTRA©- Laurin Publishing Co. Inc.
- 29- <http://www.varian.com/media/xray/products/pdf/Flat%20Panel%20Xray%20Imaging%2011-11-04.pdf> (21/2/2012):
PaxScan: Flat Panel X-ray Imaging, (2004), Varian Co., USA.
- 30- <http://www.vatech.cz/ew/01be896-9f8c-48dd-8799-c69daae69e6e-en> (15/2/2012):
Picasso-PRO 3D Dental imaging- Overview, specifications and dimensions, (2012), CS Technologies.



Appendices

الملاحق

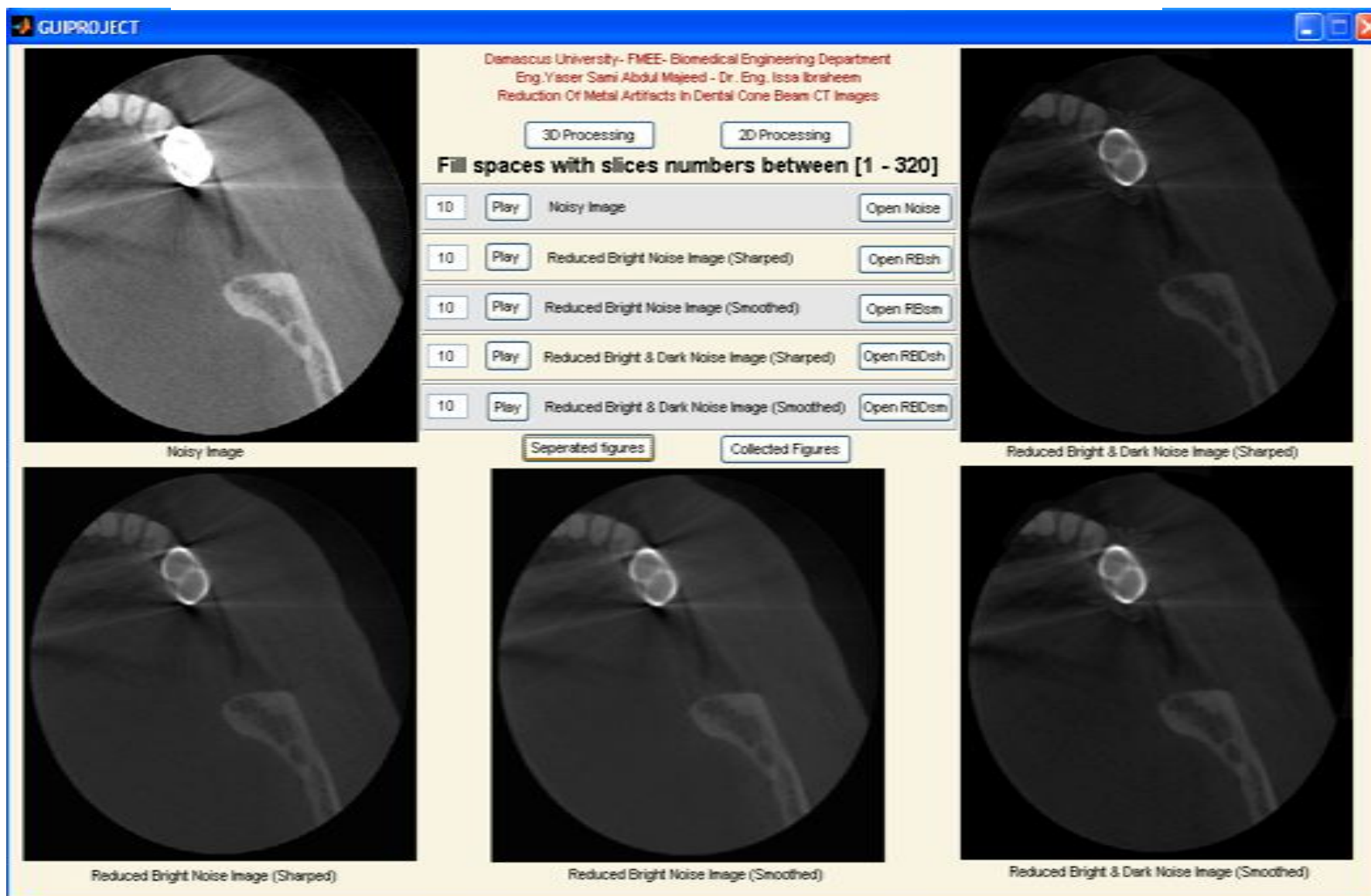
الملحق رقم (1) [16]:

معاملات الامتصاص الخطية لمجموعة من المواد أهمها التفلون والماء والهواء مع تغيرات الطاقة للأشعة السينية.

Linear attenuation coefficient μ [units cm^{-1}]

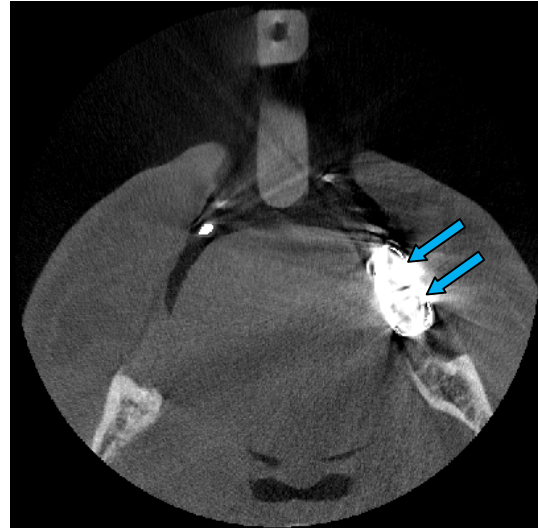
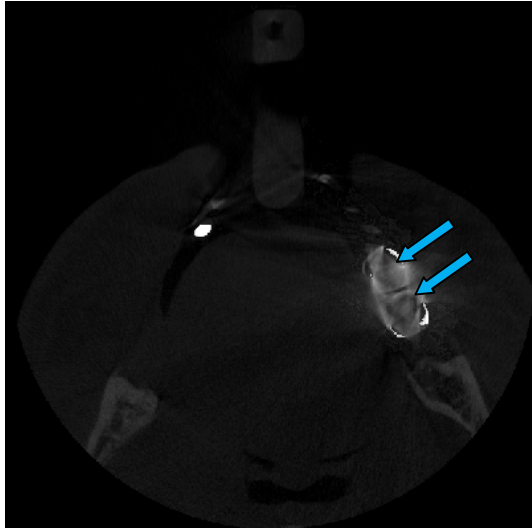
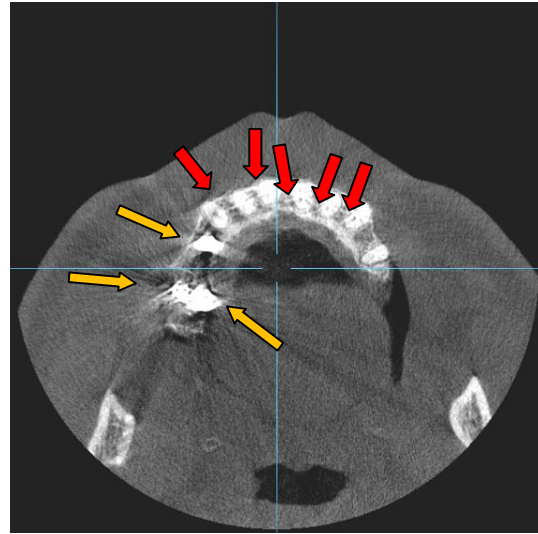
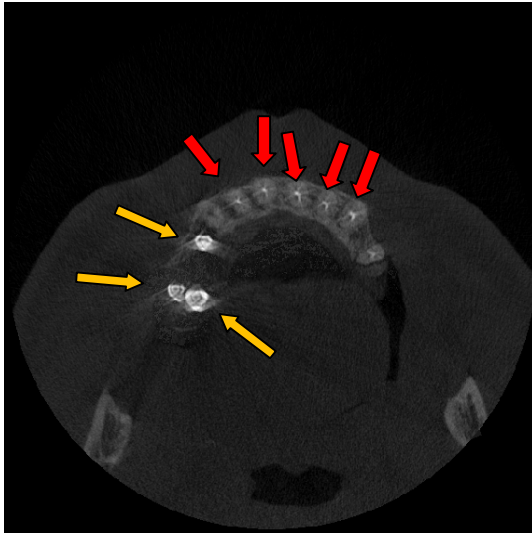
KEV	Teflon	Delrin	Acrylic	Polystyrene	Water	LDPE	PMP	Air
20	2.089	0.935	0.674	0.458	0.810	0.397	0.359	0
22	1.655	0.767	0.563	0.395	0.656	0.345	0.311	0
24	1.356	0.651	0.485	0.351	0.549	0.309	0.279	0
26	1.143	0.568	0.430	0.318	0.473	0.283	0.256	0
28	0.987	0.508	0.388	0.295	0.418	0.264	0.238	0
30	0.868	0.462	0.358	0.277	0.376	0.249	0.225	0
32	0.780	0.427	0.334	0.264	0.343	0.237	0.214	0
34	0.708	0.399	0.315	0.252	0.318	0.228	0.206	0
36	0.654	0.376	0.300	0.243	0.298	0.221	0.199	0
38	0.609	0.360	0.288	0.235	0.282	0.214	0.193	0
40	0.572	0.344	0.277	0.229	0.268	0.209	0.188	0
42	0.542	0.331	0.269	0.224	0.257	0.205	0.185	0
44	0.516	0.321	0.262	0.219	0.248	0.201	0.181	0
46	0.495	0.312	0.255	0.215	0.240	0.198	0.178	0
48	0.477	0.305	0.250	0.212	0.233	0.194	0.175	0
50	0.460	0.298	0.244	0.209	0.227	0.191	0.173	0
52	0.447	0.292	0.241	0.206	0.222	0.190	0.171	0
54	0.434	0.286	0.236	0.203	0.217	0.187	0.168	0
56	0.423	0.282	0.234	0.201	0.213	0.185	0.167	0
58	0.415	0.276	0.230	0.198	0.209	0.183	0.165	0
60	0.406	0.274	0.227	0.196	0.206	0.181	0.164	0
62	0.397	0.269	0.224	0.194	0.203	0.179	0.162	0
64	0.391	0.266	0.222	0.192	0.200	0.178	0.160	0
66	0.384	0.264	0.219	0.191	0.197	0.177	0.159	0
68	0.380	0.261	0.217	0.189	0.195	0.175	0.158	0
70	0.374	0.258	0.215	0.188	0.193	0.174	0.157	0
72	0.369	0.255	0.214	0.186	0.191	0.172	0.155	0
74	0.365	0.252	0.211	0.185	0.189	0.171	0.154	0
76	0.361	0.251	0.210	0.184	0.187	0.170	0.154	0
78	0.356	0.248	0.208	0.183	0.185	0.168	0.152	0
80	0.352	0.247	0.207	0.181	0.184	0.167	0.151	0
82	0.350	0.244	0.205	0.180	0.182	0.167	0.150	0
84	0.346	0.243	0.204	0.179	0.181	0.166	0.149	0
86	0.343	0.241	0.202	0.177	0.179	0.165	0.149	0
88	0.339	0.238	0.201	0.176	0.178	0.164	0.148	0
90	0.337	0.237	0.199	0.175	0.177	0.163	0.147	0
92	0.335	0.235	0.198	0.174	0.175	0.162	0.146	0
94	0.330	0.234	0.197	0.173	0.174	0.161	0.145	0
96	0.328	0.233	0.196	0.172	0.173	0.160	0.144	0
98	0.326	0.231	0.195	0.171	0.172	0.159	0.144	0
100	0.324	0.230	0.194	0.170	0.171	0.158	0.143	0
102	0.322	0.228	0.192	0.170	0.170	0.157	0.142	0
104	0.320	0.227	0.191	0.169	0.169	0.156	0.141	0
106	0.318	0.226	0.190	0.168	0.168	0.155	0.140	0
108	0.315	0.224	0.189	0.167	0.167	0.155	0.139	0
110	0.313	0.223	0.189	0.166	0.166	0.155	0.139	0
112	0.311	0.223	0.188	0.165	0.165	0.154	0.139	0
114	0.309	0.221	0.186	0.165	0.164	0.153	0.138	0
116	0.309	0.220	0.185	0.164	0.163	0.152	0.137	0
118	0.307	0.219	0.184	0.163	0.162	0.151	0.136	0
120	0.305	0.217	0.184	0.162	0.161	0.151	0.136	0

الملحق رقم (2): نماذج نتائج الجهاز على جهاز CBCT ذو FOV= 8x5 cm (PaxUni3D- VATECH)

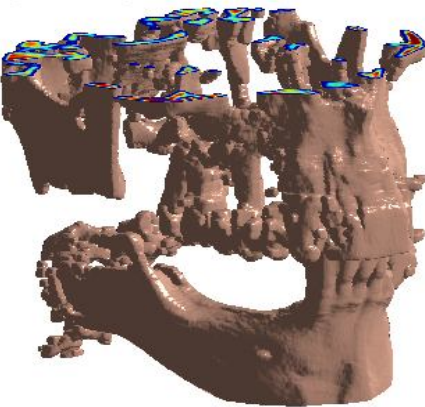
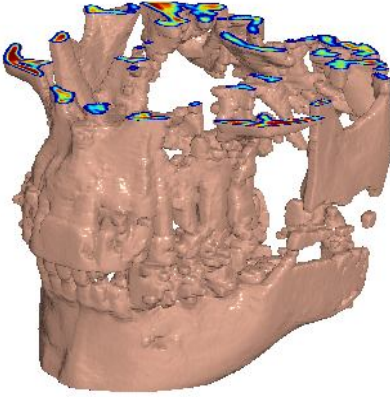
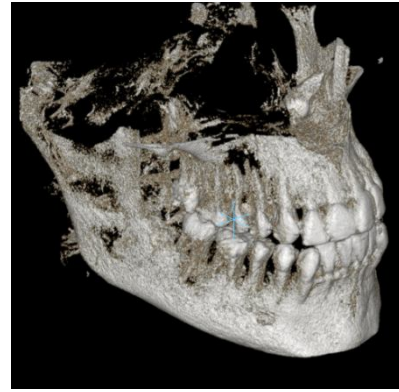
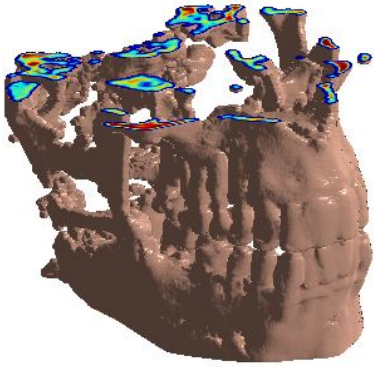
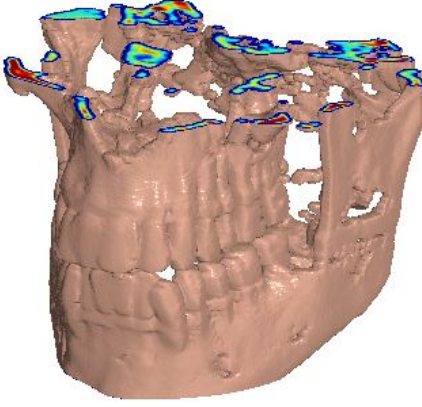


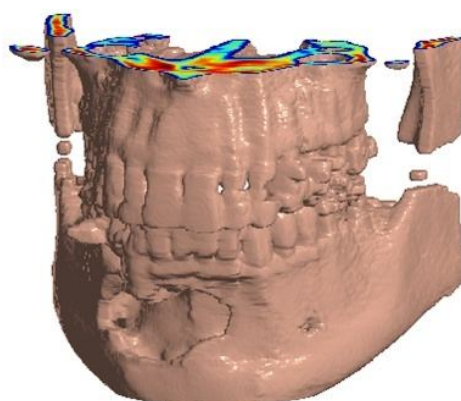
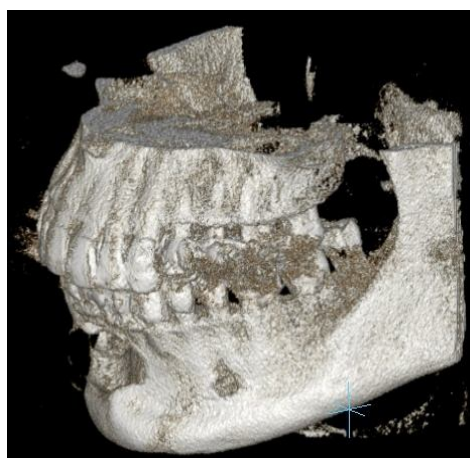
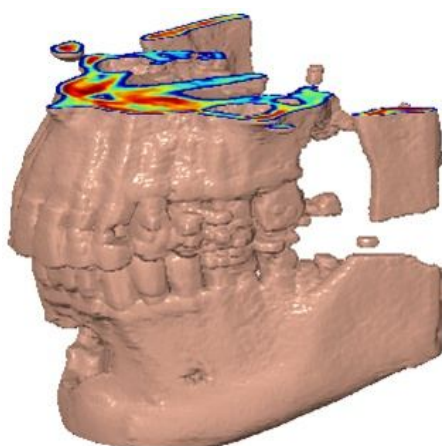
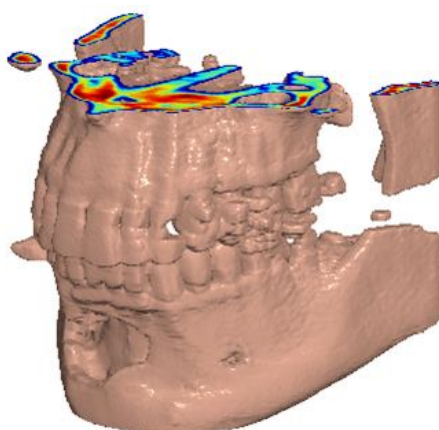
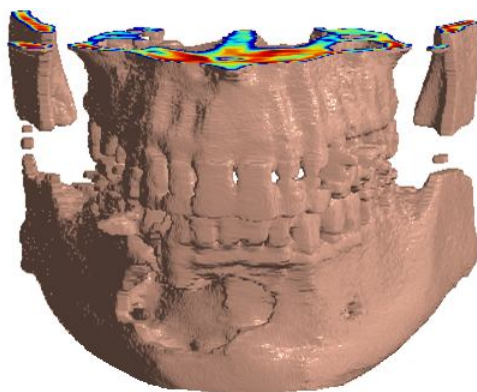
الملحق رقم (3):

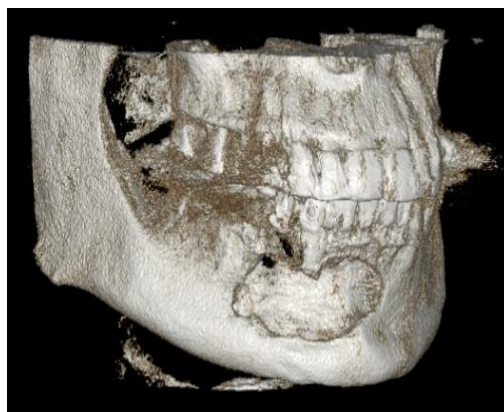
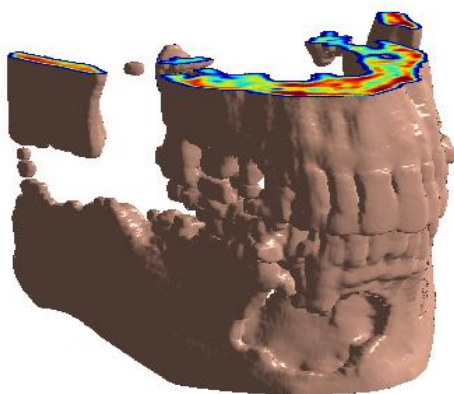
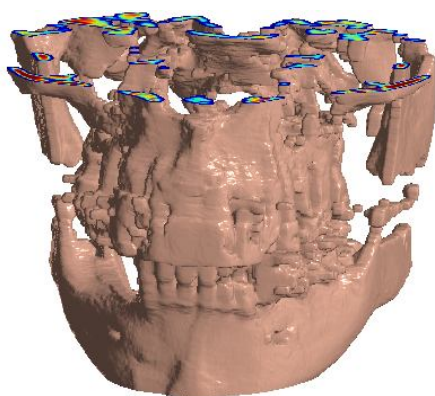
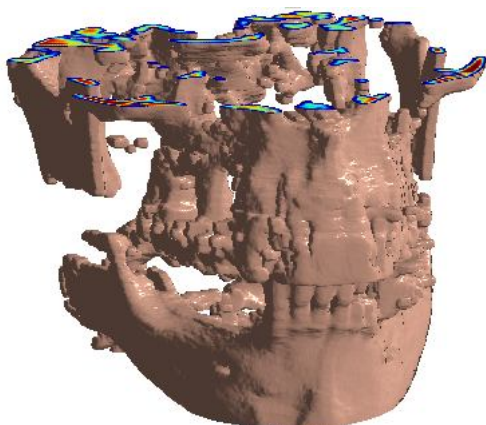
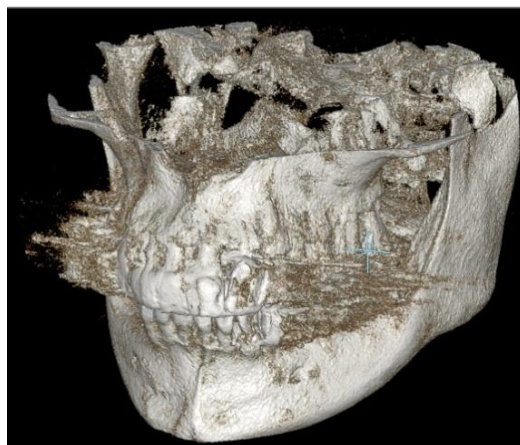
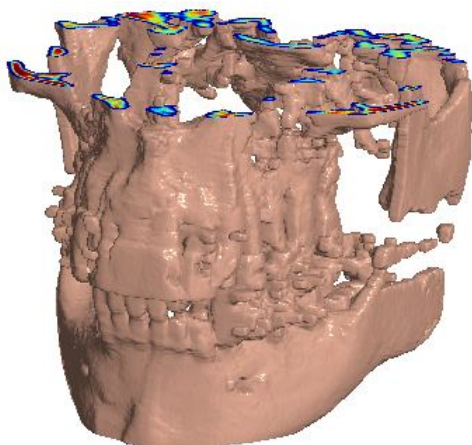
صورة ثلاثية الأبعاد (من برنامج الجهاز EzImplant وباستخدام Fine Tuning) تعبر بجلاء عن وجود 3 زرعات (أصفر) وخمس حشوات لبية (أحمر) وجسر مكون من جزئين (أزرق)، وإذا ما محصنا في مقابلاتهم من المقاطع ثنائية الأبعاد، نجد أن الوضوحية شبه معدومة قبل معالجة الصورة، فيما تصبح واضحة جداً بعد معالجة الصورة بخوارزمية البحث.



الملحق رقم (4): مقارنة نتائج البناء ثلاثي الأبعاد لخوارزمية البحث (يسار) وبرنامج الجهاز EzImplant (يمين) لحالات مختلفة من المرضى وكميات المعادن







الملحق رقم (5):

نتائج استبيان أطباء الأسنان الاختصاصيين:

هل تم تخفيف تشويش السطوع الأبيض من الصورة 2D بعد المعالجة؟				
السؤال	لا يوجد تخفيف	بدرجة بسيطة	بدرجة متوسطة	بدرجة ممتازة
2	0	1	2	3
1			1	
2			1	
3				1
4				1
5				1
6			1	
7			1	
8				1
9			1	
10				1
11			1	
12				1
13				1
14				1
15				1
16				1
17			1	
18				1
19			1	
20				1
21				1
22				1
23				1
24			1	
25			1	
26				1
27				1
28				1
29				1
30				1
النتيجة	0	0	10	20

هل يوجد تحسن على الصورة 2D بعد المعالجة ؟				
السؤال	لا يوجد تحسن	تحسن بسيط	تحسن متوسط	تحسن ممتاز
1	0	1	2	3
1			1	
2			1	
3			1	
4			1	
5				1
6			1	
7			1	
8				1
9			1	
10			1	
11			1	
12			1	
13				1
14			1	
15				1
16			1	
17			1	
18			1	
19			1	
20				1
21				1
22				1
23				1
24			1	
25			1	
26			1	
27			1	
28			1	
29			1	
30			1	
النتيجة	0	0	17	13

هل انخفاض تشويش التبعر الخشن من صورة 2D بعد المعالجة؟				
السؤال	لا يوجد انخفاض	انخفاض بدرجة بسيطة	انخفاض بدرجة متوسطة	انخفاض بدرجة ممتازة
4	0	1	2	3
1			1	
2			1	
3			1	
4		1		
5			1	
6			1	
7	1			
8			1	
9			1	
10			1	
11		1		
12			1	
13		1		
14			1	
15			1	
16			1	1
17			1	
18			1	
19			1	
20			1	
21			1	
22				1
23			1	
24				1
25			1	
26		1		
27			1	
28			1	
29			1	
30			1	
النتيجة	1	4	22	3

هل تم تخفيف التشويش المظلم من الصورة 2D بعد المعالجة؟				
السؤال	لا يوجد تخفيف	تخفيف بدرجة بسيطة	تخفيف بدرجة متوسطة	تخفيف بدرجة ممتازة
3	0	1	2	3
1			1	
2			1	
3			1	
4			1	
5		1		
6		1		
7		1		
8			1	
9			1	
10		1		
11		1		
12			1	
13		1		
14			1	
15			1	
16			1	
17			1	
18		1		
19		1		
20	1			
21			1	
22			1	
23			1	
24			1	
25			1	
26			1	
27			1	
28			1	
29			1	
30			1	
النتيجة	0	8	21	1

هل ترى أن معالجة الصورة سببت تشويهاً للبنى التشريحية يُحرف منحى التشخيص؟				
السؤال	الصورة مشوهة بالكامل	يوجد تشويه متوسط	يوجد تشويه طفيف	لا يوجد تشويه أبداً
6	0	1	2	3
1			1	
2				1
3				1
4				1
5				1
6			1	
7				1
8			1	
9			1	
10				1
11				1
12				1
13				1
14			1	
15			1	
16				1
17		1		
18			1	
19			1	
20				1
21				1
22				1
23				1
24				1
25				1
26				1
27				1
28				1
29				1
30			1	
النتيجة	0	1	9	20

هل البنى التشريحية واضحة في صورة 2D بعد المعالجة؟				
السؤال	الوضوحية معدومة	الوضوحية منخفضة	الوضوحية متوسطة	الوضوحية ممتازة
5	0	1	2	3
1				1
2				1
3				1
4				1
5			1	
6				1
7			1	
8				1
9				1
10			1	
11				1
12			1	
13			1	
14			1	
15				1
16				1
17		1		
18			1	
19			1	
20				1
21				1
22			1	
23				1
24			1	
25				1
26				1
27				1
28				1
29				1
30			1	
النتيجة	0	1	11	18

هل يوجد تحسن على الصورة 2D بعد المعالجة ؟				
السؤال 7	لا يوجد تحسن	تحسن بسيط	تحسن متوسط	تحسن ممتاز
	0	1	2	3
1		1		
2				1
3				1
4			1	
5			1	
6			1	
7			1	
8			1	
9			1	
10			1	
11			1	
12			1	
13			1	
14			1	
15				1
16			1	
17			1	
18				1
19				1
20				1
21				1
22				1
23				1
24			1	
25				1
26			1	
27				1
28				1
29				1
30				1
النتيجة	0	1	15	14

الملحق رقم (6):

توزع عناصر الصورة ذات ضجيج السطوح ضمن ٦٥ مقطع لأربع حالات دراسة

RR0-d	RR1-d	RR2-d		RR0-c	RR1-c	RR2-c		RR0-b	RR1-b	RR2-b		RR0-a	RR1-a	RR2-a	
3937	10	10	35	3900	37	37	17	4084	0	1	112	4016	5	6	155
3973	28	28	36	3900	72	72	18	4111	0	2	113	3984	11	13	156
3925	55	55	37	3863	153	153	19	4135	0	3	114	4047	11	13	157
3960	88	88	38	3865	223	225	20	4126	1	3	115	3974	13	13	158
4023	94	94	39	3835	296	296	21	4101	0	1	116	4010	19	20	159
3997	68	68	40	3844	404	406	22	4111	1	1	117	4010	23	23	160
3943	34	34	41	3840	463	463	23	4094	0	0	118	4041	25	30	161
3891	39	39	42	3835	547	547	24	4119	1	1	119	3988	26	31	162
3824	37	45	43	3831	597	599	25	4125	1	1	120	4004	28	34	163
3779	23	30	44	3806	610	610	26	4103	1	1	121	4001	30	31	164
3757	9	21	45	3827	619	619	27	4118	1	4	122	4000	51	51	165
3748	10	23	46	3816	621	621	28	4045	2	7	123	3980	77	77	166
3771	12	22	47	3832	618	618	29	4093	2	7	124	3974	135	135	167
3783	4	23	48	3826	607	611	30	4095	1	6	125	3933	198	198	168
3789	1	9	49	3815	579	580	31	4118	0	4	126	3913	249	249	169
3816	0	10	50	3805	565	569	32	4155	1	1	127	3915	302	302	170
3786	0	13	51	3802	560	561	33	4049	1	5	128	3929	329	329	171
3820	0	11	52	3831	569	569	34	4012	2	6	129	3884	347	347	172
3833	2	14	53	3818	585	585	35	4016	2	5	130	3903	378	378	173
3816	3	34	54	3831	607	608	36	4027	2	7	131	3885	388	388	174
3851	5	29	55	3838	605	606	37	4029	1	5	132	3863	399	399	175
3849	8	34	56	3838	588	589	38	4040	0	3	133	3896	386	389	176
3871	6	27	57	3826	599	600	39	4017	1	2	134	3858	365	368	177
3845	2	26	58	3835	634	635	40	3968	2	5	135	3847	351	353	178
3824	8	31	59	3832	644	646	41	3964	5	6	136	3847	309	309	179
3838	5	33	60	3816	645	645	42	3972	13	22	137	3845	252	252	180
3826	9	42	61	3823	657	658	43	3942	19	29	138	3827	171	171	181
3835	4	37	62	3832	637	639	44	3940	10	32	139	3822	137	139	182
3836	5	18	63	3771	586	590	45	3928	10	47	140	3825	112	115	183
3845	9	33	64	3783	534	536	46	3896	7	67	141	3844	110	113	184
3849	9	46	65	3775	456	464	47	3906	8	56	142	3851	103	105	185
3846	10	56	66	3787	378	395	48	3900	14	43	143	3858	116	127	186
3858	7	40	67	3769	281	292	49	3904	19	36	144	3871	125	142	187
3842	10	29	68	3752	203	213	50	3895	19	29	145	3860	146	159	188
3839	16	34	69	3771	230	239	51	3894	10	19	146	3868	177	184	189
3819	23	33	70	3829	259	262	52	3889	10	15	147	3843	196	199	190
3844	31	36	71	3853	325	326	53	3877	9	9	148	3866	204	208	191
3853	20	31	72	3865	416	416	54	3898	10	10	149	3872	197	202	192
3830	28	38	73	3871	460	460	55	3890	4	4	150	3860	173	177	193
3881	14	28	74	3899	515	515	56	3884	5	5	151	3830	102	111	194
3829	13	23	75	3859	544	544	57	3885	5	5	152	3818	75	85	195
3826	5	8	76	3849	557	557	58	3896	4	4	153	3846	40	52	196
3856	8	20	77	3884	571	571	59	3884	4	4	154	3846	43	60	197
3843	6	19	78	3862	593	593	60	3917	3	3	155	3849	40	59	198
3842	9	25	79	3854	583	583	61	3911	2	2	156	3825	47	67	199
3874	4	22	80	3851	602	602	62	3901	0	0	157	3856	48	68	200
3836	3	13	81	3849	590	590	63	3899	0	0	158	3853	48	83	201
3867	1	25	82	3867	582	582	64	3886	0	2	159	3874	60	97	202
3860	4	53	83	3889	590	590	65	3894	0	0	160	3853	63	98	203
3894	6	50	84	3838	578	578	66	3924	0	0	161	3863	101	135	204
3856	2	21	85	3885	480	480	67	3916	0	0	162	3829	138	171	205
3871	0	9	86	3842	365	365	68	3872	0	0	163	3829	158	196	206
3847	2	13	87	3889	233	233	69	3872	0	0	164	3843	164	222	207
3853	2	21	88	3857	87	96	70	3862	0	0	165	3814	168	246	208
3864	4	26	89	3875	64	69	71	3861	0	0	166	3822	168	233	209
3860	1	24	90	3870	61	61	72	3814	0	0	167	3828	128	183	210
3868	0	16	91	3862	61	61	73	3800	0	0	168	3813	157	224	211
3846	1	18	92	3872	64	64	74	3769	0	0	169	3842	226	274	212
3878	3	23	93	3873	64	67	75	3787	0	0	170	3808	233	264	213
3866	0	13	94	3854	58	70	76	3824	0	0	171	3819	234	247	214
3862	3	15	95	3878	62	81	77	3834	0	0	172	3812	219	234	215
3867	4	8	96	3871	57	74	78	3857	0	0	173	3827	205	224	216
3880	11	14	97	3847	60	72	79	3855	0	0	174	3839	145	156	217
3861	15	20	98	3874	66	72	80	3835	0	0	175	3843	90	97	218
3854	12	16	99	3864	75	79	81	3871	0	0	176	3868	62	63	219

الملحق رقم (7):

توزيع عناصر الصورة ذات ضجيج الظلمة ضمن ٦٥ مقطع لأربع حالات دراسة

R0-d	R1-d	R2-d		R0-c	R1-c	R2-c		R0-b	R1-b	R2-b		R0-a	R1-a	R2-a	Nr.	
61750	5	0	35	92039	1126	6	17	40697	4	0	112	64295	94	0	155	1
61434	26	0	36	93882	1476	0	18	40370	4	0	113	64327	113	0	156	2
61255	61	0	37	95684	1920	0	19	40123	3	0	114	63980	119	0	157	3
60775	64	0	38	97686	2148	12	20	39711	7	0	115	63201	128	0	158	4
60410	60	0	39	99174	2544	9	21	39699	11	0	116	63489	108	0	159	5
61094	150	0	40	101006	2871	3	22	39602	7	0	117	62089	109	0	160	6
63027	212	0	41	103248	2746	16	23	39628	8	0	118	63563	201	0	161	7
65409	301	0	42	106181	2938	27	24	39602	6	0	119	63273	151	0	162	8
69083	717	0	43	110864	3114	40	25	39290	20	0	120	62788	170	0	163	9
77128	1238	0	44	119512	3313	28	26	39072	36	0	121	62324	161	0	164	10
90308	1605	0	45	127173	3580	59	27	38701	5	0	122	62130	175	0	165	11
108799	1799	0	46	133124	3734	44	28	38611	10	0	123	62049	76	0	166	12
128495	1617	0	47	137368	4141	47	29	38257	97	0	124	62549	117	0	167	13
145196	1317	0	48	142705	4516	43	30	38010	81	0	125	62350	327	0	168	14
154969	1242	2	49	148760	4569	44	31	37700	26	0	126	62957	475	0	169	15
157467	1504	19	50	154600	4850	71	32	37529	18	0	127	63196	490	0	170	16
162352	1626	15	51	157751	5480	68	33	37436	60	0	128	63960	668	0	171	17
166034	1529	19	52	158849	5870	70	34	37642	53	0	129	64307	779	0	172	18
168144	1717	30	53	160271	6060	57	35	37807	63	0	130	65401	906	0	173	19
168785	2038	6	54	162629	6303	33	36	37946	51	0	131	66010	1016	1	174	20
167693	2069	11	55	162075	6103	90	37	37950	48	0	132	67415	1038	0	175	21
167367	2084	22	56	160749	6344	69	38	38140	49	0	133	67981	1169	2	176	22
168162	2161	6	57	159587	6126	71	39	38747	120	0	134	69606	1348	12	177	23
172206	2188	4	58	158407	6483	55	40	39764	140	0	135	71361	1470	25	178	24
172667	2230	0	59	154943	6354	38	41	40955	202	0	136	75190	1614	22	179	25
169558	2192	0	60	148912	6662	15	42	41706	290	0	137	80735	1814	30	180	26
170769	2172	0	61	144258	6267	7	43	43448	430	0	138	175663	2083	21	181	27
167567	2205	2	62	140557	4929	9	44	44693	451	0	139	179855	2193	64	182	28
167412	2389	1	63	134485	4740	11	45	46900	741	0	140	182604	2469	71	183	29
164745	2496	0	64	129602	4196	40	46	48350	788	0	141	182825	2221	103	184	30
162534	2689	2	65	122532	3410	59	47	50624	845	0	142	185530	2134	96	185	31
163689	3011	2	66	115606	3203	89	48	52882	915	0	143	187446	1930	107	186	32
162222	3527	8	67	107332	3050	89	49	56500	978	0	144	188968	1936	107	187	33
162411	3850	8	68	188815	2776	87	50	59939	1180	0	145	188196	1771	94	188	34
159546	4012	13	69	183539	2565	113	51	62501	1323	0	146	186788	1679	67	189	35
157964	4006	11	70	180073	2184	172	52	65185	1574	0	147	186485	1601	54	190	36
156233	3689	26	71	177837	1880	98	53	66736	1628	2	148	185025	1380	59	191	37
156543	3088	31	72	176723	1331	89	54	68965	1682	0	149	183844	1330	26	192	38
156821	3074	19	73	175556	1010	47	55	71150	1649	0	150	185602	1190	15	193	39
154569	2908	13	74	174860	758	0	56	72574	1564	3	151	192068	1206	12	194	40
152041	2928	14	75	82815	623	0	57	74518	1679	2	152	196887	1415	7	195	41
152862	2913	16	76	82133	580	0	58	75459	1636	0	153	197546	1997	4	196	42
151462	2895	19	77	81339	648	0	59	74508	1442	2	154	196094	2206	41	197	43
151958	2783	33	78	80910	868	0	60	71874	1497	0	155	198900	2709	40	198	44
153102	2608	36	79	81061	838	0	61	70356	1333	0	156	201394	2934	52	199	45
150605	2480	49	80	81097	857	1	62	70768	1307	3	157	203053	2911	51	200	46
153970	2453	42	81	80888	1004	0	63	74238	1356	5	158	203503	3119	38	201	47
153434	2522	26	82	80998	1140	0	64	77297	1332	3	159	201915	3311	89	202	48
152615	2550	15	83	81214	1305	3	65	76743	1475	4	160	200484	3751	76	203	49
150378	2635	31	84	81360	1477	54	66	80378	1529	0	161	199175	3958	160	204	50
149414	2599	44	85	82072	1534	71	67	84637	1539	5	162	198324	4226	136	205	51
148873	2630	52	86	83137	1774	35	68	85633	1512	0	163	199456	4530	148	206	52
148926	2509	42	87	83982	1899	1	69	86665	1579	4	164	189974	4814	98	207	53
149703	2733	38	88	84376	2041	7	70	87798	1512	4	165	190928	4654	130	208	54
151031	2721	31	89	84776	2354	29	71	86299	1432	7	166	197206	4169	74	209	55
151947	3018	43	90	84045	2442	4	72	81201	1480	3	167	205663	3976	181	210	56
152162	3224	48	91	83284	2225	17	73	69591	1223	1	168	212836	3916	338	211	57
152604	3246	58	92	82634	2264	1	74	57077	1102	13	169	218214	3833	390	212	58
151246	3256	53	93	82087	1826	14	75	47448	1035	6	170	223566	3931	416	213	59
153907	3356	42	94	80688	1580	11	76	43912	927	1	171	224487	4148	433	214	60
156422	3412	27	95	79614	1770	8	77	42808	809	0	172	215968	3921	477	215	61
154947	3840	23	96	78990	1947	2	78	42139	782	0	173	206586	3680	440	216	62
151852	3664	3	97	78698	1758	6	79	41745	721	0	174	200057	3391	300	217	63
149936	3163	4	98	78689	2139	2	80	41252	719	4	175	197623	2899	228	218	64
150160	3171	2	99	78822	2150	0	81	41240	839	0	176	196661	2520	160	219	65

الملحق رقم (8):

توزع التفاوت ضمن المقاطع من ١٧٥ حتى ١٩٩ لمريضين

V0-b	V1-b	V2-b	V0-a	V1-a	V2-a	Nr.
0.06861111	0.00018049	0.00017347	0.0538974	0.00027501	0.00026219	176
0.06813131	0.00017844	0.00017153	0.05257368	0.00027496	0.00026209	177
0.06735937	0.00017672	0.00016988	0.05158718	0.00027612	0.00026321	178
0.06698688	0.00017514	0.00016836	0.0495871	0.00027662	0.00026383	179
0.06632117	0.00017415	0.00016739	0.047714	0.00027946	0.00026671	180
0.06550346	0.00017332	0.00016656	0.04660302	0.00028269	0.00027002	181
0.06488391	0.00017294	0.00016618	0.04584401	0.00028673	0.0002739	182
0.06428419	0.00017317	0.00016621	0.04532164	0.00028889	0.00027605	183
0.0636505	0.00017429	0.00016695	0.04527701	0.00029201	0.00027872	184
0.062968	0.0001744	0.00016706	0.04455816	0.00029603	0.00028233	185
0.0625765	0.00017402	0.00016697	0.04399098	0.00029975	0.00028589	186
0.06203258	0.00017372	0.00016693	0.04387836	0.00030306	0.00028923	187
0.0612998	0.00017473	0.00016795	0.0437152	0.00030578	0.0002918	188
0.06060598	0.00017585	0.00016909	0.04381712	0.00030791	0.00029419	189
0.06023911	0.00017653	0.00016972	0.04348439	0.00031016	0.00029658	190
0.06012166	0.00017678	0.00016992	0.04367516	0.00031206	0.00029846	191
0.06001024	0.0001766	0.00016974	0.04383822	0.00031404	0.00030035	192
0.06017811	0.0001762	0.00016938	0.04322013	0.00031813	0.00030439	193
0.0602959	0.00017578	0.00016889	0.04149046	0.00032397	0.00031064	194
0.0602759	0.0001752	0.00016827	0.04038489	0.00033213	0.00031873	195
0.05994363	0.00017542	0.00016842	0.04036529	0.00033587	0.00032262	196
0.05931273	0.00017552	0.00016845	0.04080641	0.00033684	0.00032347	197
0.05910538	0.00017561	0.0001685	0.04047406	0.00033744	0.00032415	198
0.05946617	0.00017585	0.00016875	0.04001998	0.00034083	0.00032735	199

الملحق رقم (9): الفانتوم المستخدم في الدراسة التجريبية على جهاز البحث PicassoPRO:



الملحق رقم (10):

ورقة النشر في مجلة Biomedical Sciences and Engineering إحدى المجالات العلمية في مجموعة
SciRB الأمريكية.

[Homepage](#) [Favorites](#)



Scientific Research
Open Access



yaser dental

[Home](#)
[Journals](#)
[Books](#)
[Conferences](#)
[News](#)
[About Us](#)
[Jobs](#)

Home > Journal > Biomedical & Life Sciences > JBISE



Journal of Biomedical Science and Engineering

JBISE is an openly accessible and peer-reviewed journal.

ISSN Print: 1937-6871
ISSN Online: 1937-688X
Website: <http://www.scirp.org/journal/jbise>

Submission

Join Us

Share:

Special Issues >>

[Open Special Issues](#)

[Recommend to Peers](#)

[Recommend to Library](#)

[Subscription](#)

[Most popular papers](#)

[News](#)

[Contact Us](#)

Download: 339,264
Visits: 1,020,894

Sponsors >>

[iCBBE](#)
[EPPH](#)

[Indexing](#) [Papers in Press](#) [View Papers](#) [Aims & Scope](#) [Editorial Board](#) [Guidelines](#) [FAQ](#)

(PDF files in this page may not have been proofread yet)

Volume 5, Number 8 (July 2012)

The effect of PPAR δ agonists (HS00098) on serum lipid profiles in diet-induced obese rhesus monkeys
Qi-Hui Luo, Wen Zeng, Zheng-Li Chen, An-Chun Cheng, Ming-Shu Wang, Yu-Bo Shen, Chun-Mei Zhu, Feng-Jun Bi
[Abstract](#) | [References](#) | [Full Paper: PDF](#) (Size:807KB)

Reduction of artifacts in dental cone beam CT images to improve the three dimensional image reconstruction
Issa Ibraheem, Yaser abdalmajid
[Abstract](#) | [References](#) | [Full Paper: PDF](#) (Size:802KB)

Novel approach for the automated detection of allergy test using spectral imaging
Issa Ibraheem
[Abstract](#) | [References](#) | [Full Paper: PDF](#) (Size:2416KB)

The influence on abdominal adhesions and inflammation in rabbits after exposure to differently charged polypeptides
Daniel Åkerberg, Carl Grunditz, Monika Posaric-Bauden, Karolin Isaksson, Roland Andersson, Bobby Tingstedt
[Abstract](#) | [References](#) | [Full Paper: PDF](#) (Size:312KB)

Functional design method for improving safety and ergonomics of mechanical products
Aurélien Robert, Sébastien Roth, Dominique Chamoret, Xiu Tian Yan, Francois Peyraut, Samuel Gomes
[Abstract](#) | [References](#) | [Full Paper: PDF](#) (Size:2246KB)

Gankyrin: a potential target for drug therapy against hepatocellular carcinoma
Shashank Gandhi, Veena Puri, Sanjeev Puri
[Abstract](#) | [References](#) | [Full Paper: PDF](#) (Size:801KB)

Influence of the aspect ratio on the endovascular treatment of intracranial aneurysms: a computational investigation
Abraham Yik-Sau Tang, Siu-Kai Lai, Kar-Ming Leung, Gilberto Ka-Kit Leung, Kwok-Wing Chow
[Abstract](#) | [References](#) | [Full Paper: PDF](#) (Size:1235KB)

Novel method of detecting h1n1 using microwaves
Anil Lonappan
[Abstract](#) | [References](#) | [Full Paper: PDF](#) (Size:588KB)

Development and characterization of α -tricalcium phosphate/monocalcium aluminate composite bone cement
Loreley Morejón-Alonso, Raúl García Carrodeguas, Luis Alberto dos Santos
[Abstract](#) | [References](#) | [Full Paper: PDF](#) (Size:2945KB)

[Home](#) | [About SCIRP](#) | [Sitemap](#) | [Contact Us](#)
Copyright © 2006-2012 Scientific Research Publishing Inc. All rights reserved.



[Home](#)
[Journals](#)
[Books](#)
[Conferences](#)
[News](#)
[About Us](#)
[Jobs](#)
[Home](#) > [Journal](#) > [Biomedical & Life Sciences](#) > [JBISE](#)


Journal of Biomedical Science and Engineering

JBISE is an openly accessible and peer-reviewed journal.

ISSN Print: 1937-6871

ISSN Online: 1937-688X

Website: <http://www.scirp.org/journal/jbise>


[Submission](#)
[Join Us](#)

Share:

[Indexing](#)
[Papers in Press](#)
[View Papers](#)
[Aims & Scope](#)
[Editorial Board](#)
[Guidelines](#)
[FAQ](#)

JBISE>Vol.5 No.8, July 2012

OPEN ACCESS

Reduction of artifacts in dental cone beam CT images to improve the three dimensional image reconstruction

Full Text(PDF, 802KB) PP.0-0 **DOI:**

Author(s)

Issa Ibraheem, Yaser abdalmajid

KEYWORDS

CBCT; Artifact; Medical Image Processing; CT; Image Reconstruction

Cite this paper

Ibraheem, I. and abdalmajid, Y. (2012) Reduction of artifacts in dental cone beam CT images to improve the three dimensional image reconstruction. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, **5**, 0-0.doi: .

ABSTRACT

Cone-beam CT (CBCT) scanners are based on volumetric tomography, using a 2D extended digital array providing an area detector [1,2]. Compared to traditional CT, CBCT has many advantages, such as less X-ray beam limitation, and rapid scan time, etc. However, in CBCT images the x-ray beam has lower mean kilovolt (peak) energy, so the metal artifact is more pronounced on. The position of the shadowed region in other views can be tracked by projecting the 3D coordinates of the object. Automatic image segmentation was used to replace the pixels inside the metal object with the boundary pixels. The modified projection data, using synthetically Radon Transformation, were then used to reconstruct a new back projected CBCT image. In this paper, we present a method, based on the morphological, area and pixel operators, which we applied on the Radon transformed image, to reduce the metal artifacts in CBCT, then we built the Radon back-project images using the radon invers transformation. The artifacts effects on the 3d-reconstruction is that, the soft tissues appears as bones or teeth. For the preprocessing of the CBCT images, two methods are used to recognize the noisy black areas that the first depends on thresholding and closing algorithm, and the second depends on tracing boundaries after using thresholding algorithm too. The intensity of these areas is the lowest in the image than other tissues, so we profit this property to detect the edges of these areas. These two methods are applied on phantom and patient image data. It deals with reconstructed CBCT dicom images and can effectively reduce such metal artifacts. Due to the data of the constructed images are corrupted by these metal artifacts, qualitative and quantitative analysis of CBCT images is very essential.

Reference

- [1] Allan G. Farman, William C. Scarfe , The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography, Seminars in Orthodontics, Elsevier Inc., 15, Issue: 1, 2009 , Pages: 2-13.
- [2] Kye Young Jeong and Jong Beom Ra, Reduction of artifacts due to multiple metallic objects in computed tomography, Seminars in Orthodontics, Elsevier Inc., 15, Issue: 1, 2009, Pages: 110-114.
- [3] Kye Young Jeong and Jong Beom Ra, "Reduction of artifacts due to multiple metallic objects in computed tomography", Proc. SPIE 7258, 72583E (2009) Lake Buena Vista, FL, USA, doi:10.1117/12.811792.
- [4] Goodnight N., Wang and R. G. Humphreys, Computation on programmable graphics hardware, Ieee Computer Graphics and Applications 25(5) (2005), 1215.
- [5] A.C. Miracle, S.K. Mukherji, Cone beam CT of the Head and Neck, Part 1, Physical Principles American Journal of Neuroradiology 30:1088-1095, June-July 2009.

Special Issues >>

[Open Special Issues](#)

[Recommend to Peers](#)

[Recommend to Library](#)

[Subscription](#)

[Most popular papers](#)

[News](#)

[Contact Us](#)

Download: 339,273

Visits: 1,020,902

Sponsors >>

[ICBBE](#)

[EPPH](#)

Reduction of artifacts in dental cone beam CT images to improve the three dimensional image reconstruction

Issa Ibraheem*, Yaser abdalmajid

Department of Biomedical Engineering, Damascus University, Damascus, Syria
 Email: issa.ibraheem@gmail.com

Received*****2012

ABSTRACT

Cone-beam CT (CBCT) scanners are based on volumetric tomography, using a 2D extended digital array providing an area detector [1,2]. Compared to traditional CT, CBCT has many advantages, such as less X-ray beam limitation, and rapid scan time, etc. However, in CBCT images the x-ray beam has lower mean kilovolt (peak) energy, so the metal artifact is more pronounced on. The position of the shadowed region in other views can be tracked by projecting the 3D coordinates of the object. Automatic image segmentation was used to replace the pixels inside the metal object with the boundary pixels. The modified projection data, using synthetically Radon Transformation, were then used to reconstruct a new back projected CBCT image. In this paper, we present a method, based on the morphological, area and pixel operators, which we applied on the Radon transformed image, to reduce the metal artifacts in CBCT, then we built the Radon back-project images using the radon invers transformation. The artifacts effects on the 3d-reconstruction is that, the soft tissues appears as bones or teeth. For the preprocessing of the CBCT images, two methods are used to recognize the noisy black areas that the first depends on thresholding and closing algorithm, and the second depends on tracing boundaries after using thresholding algorithm too. The intensity of these areas is the lowest in the image than other tissues, so we profit this property to detect the edges of these areas. These two methods are applied on phantom and patient image data. It deals with reconstructed CBCT dicom images and can effectively reduce such metal artifacts. Due to the data of the constructed images are corrupted by these metal artifacts, qualitative and quantitative analysis of CBCT images is very essential.

Keywords: CBCT; Artifact; Medical Image Processing; CT; Image Reconstruction

*Corresponding author.

1. INTRODUCTION

Cone beam x-ray CT (CBCT) is a relatively recent installment in the growing inventory of clinical CT technologies. Although the first prototype clinical CBCT scanner was adapted for angiographic applications in 1982, the emergence of commercial CBCT scanners was delayed for more than a decade. The arrival of marketable scanners in the last 10 years has been, in part, facilitated by parallel advancements in flat panel detector (FPD) technology, improved computing power, and the relatively low power requirements of the x-ray tubes used in CBCT. These advancements have allowed CBCT scanners to be sufficiently inexpensive and compact for operation in office-based head and neck as well as dental imaging applications [3].

Obvious advantages of such a system, which provides a shorter examination time, include the reduction of image sharpness caused by the translation of the patient, reduced image distortion due to internal patient movements, and increased x-ray tube efficiency. However, its main disadvantage, especially with larger FOVs, is a limitation in image quality related to noise and contrast resolution because of the detection of large amounts of scattered radiation [1,4].

CBCT metal artifact reduction has a problem that the - metallic objects in a human body have much higher attenuation coefficients than that of soft-tissue and produce annoying artifacts such as streak and shade artifacts. These artifacts significantly degrade the visual quality of the image and distort the skeletal structure close to metallic objects. The two main reasons to produce metal artifacts are photon starvation and beam hardening. The number of photons which pass through the metallic objects is much less than the number of photons passing through the non-metallic objects. Due to this photon starvation, the signal-to-noise ratio (SNR) becomes low in the measured projection data. The noise produces streak artifacts in a reconstructed CT image [2]. Meanwhile, the beam hardening effect makes the logarithm of the measured X-ray photons nonlinear to the pass length

and the corresponding attenuation coefficients of an object. This beam hardening effect becomes more serious when the X-ray passes the material having a high attenuation coefficient and when its path length increases.

In the case that the X-ray passes through two or more metallic objects, the above two conditions are applicable and the strong shade artifacts appear in a reconstructed CBCT image [2]. Little studies have been performed to reduce metal artifacts on dicom CBCT images that many studies have been performed on the raw projections of CBCT. We applied our study on dicom images, because we haven't the technical abilities to acquire raw projections on our laboratories. We'll study the problem on dicom images which are produced by 'Picasso PRO' CBCT which is made by VATECH Co., that its FOV (Field of view) is 12×7 cm, Kv is 85 and mA is 4.

2. METHODS AND MATERIALS

We read the dicom image using Matlab software and a sample of primary image was illustrated in (Figure 1A), that the contrast of it was very low, so after applying contrast processing, the image became more clear (Figure 1B).

2.1. Double Thresholding and Closing Algorithm

Using Double thresholding to the contrast-adjusted image between 0, 0.1, we acquired the following image which is illustrated in (Figure 2A), and then we applied closing algorithm which performs closing with a structuring element that specifies its neighborhood as following (Figure 2B). We could determine noisy black areas and other anatomic organs (spine), that there isn't any problem by detecting those other organs because they are outside our interesting.

2.2. Otsu's Thresholding and Boundaries Tracing

We applied thresholding by Otsu's method through measuring the effectiveness of a threshold computation. For this metric, the lower bound of 0 represents a monotone

image, and the UPPER bound of 1 represents a two valued image [5], then we applied Trace Boundaries algorithm which traces boundaries in binary images, where nonzero pixels represent objects and 0 pixels represent the background [5]. The result is illustrated in (Figure 3) that we could determine noisy black areas and other unimportant anatomic organs, so by subtracting these areas, we can acquire an image without noisy black areas and keep other anatomic organs undamaged. The previous two methods are step1 towards enhancement CBCT images by reduction of metal artifact.

2.3. Radon Transformation (RT)

We developed the following algorithm to reduce the metal artifact in CBCT images. The image was processed using radon transformation which computes projections of an image matrix along specified directions, and computes the line integrals from multiple sources along parallel paths, or beams, in a certain direction [6].

The intensity of each pixel in the image will be displayed as curve lines with a value depends on the intensity level of this pixel, these curves are called 'Sinogram', because the radon transformation of source point is a sinusoid, show (Figure 5(b), Figure 6A).

Fortunately; the (RT) has a well-defined inverse. In order to invert the transform, we need projection data spanning 180 degrees. The inverse transformation is used

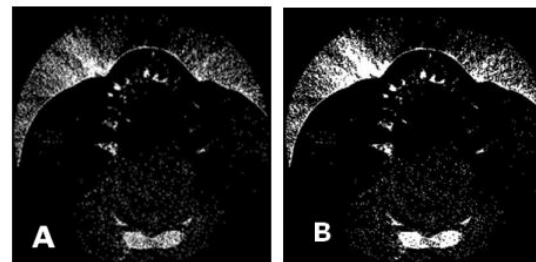


Figure 2. A. After applying double thresholding to the (Figure 2A) between 0, 0.1; B. After applying closing algorithm.

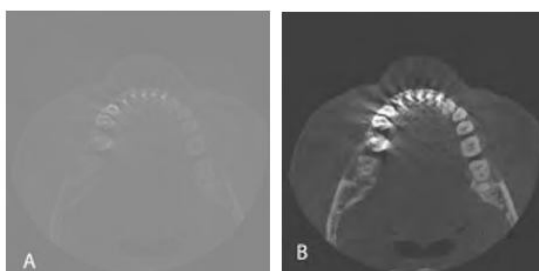


Figure 1. A. Sample of an original dicom CBCT-image; B. After contrast enhancement.

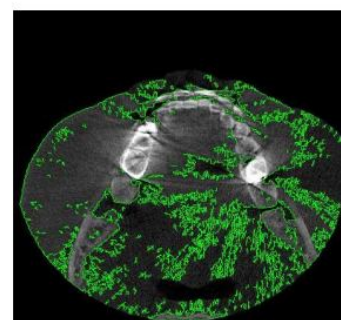


Figure 3. After applying Otsu's thresholding and Boundaries tracing.

to reconstruct images from raw projections. In general, increasing the number of projections (reducing angular step), improves image quality.

The (RT) of a distribution function (image data) $f(x, y)$ is given by:

Equation 1

$$RT(\xi, \varphi) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \delta(x \cos \varphi + y \sin \varphi - \xi) dx dy \quad (1)$$

where δ is the Dirac delta function, φ is the angle and ξ is the smallest distance to the origin of the coordinate system. The Radon transform for a set of parameters (ξ, φ) is the line integral through the image $f(x, y)$, where the line is positioned corresponding to the value of (ξ, φ) as it illustrated in **Figure 4**. The sinogram $RT(\xi, \varphi)$ has many important mathematical properties as:

$$RT(\xi, \varphi) = RT(-\xi, \varphi + \pi) \quad (2)$$

We apply (RT) on the CBCT image towards counter clockwise from the horizontal position to the line on which the detector array is located, as shown in **(Figure 6B)**:

Then we apply the thresholding on the radon transformed image. We'll notice that the noisy data will be removed of each point in the original image in all projections angles from 0 to 360 degree. The resulting (RT) after applying thresholding is shown in **(Figure 6A)**, and the reconstructed image of the processed (RT) is shown in **(Figure 6B)**.

This task can be reduced by selecting of the threshold value T which optimizes a predefined criterion [4].

Once T is computed, the thresholded image:

$f(x, y)$, $1 \leq x \leq M$, $1 \leq y \leq N$ that can be generated by assigning the following values:

Equation 2

$$I(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{if } I(x, y) \leq T \\ I(x, y) & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3)$$

3. BACKPROJECTION

Each beam is detected on the side of the body opposite from the beam source, and its detected intensity is compared to its intensity at the source. Most medical imaging systems separately reconstruct two-dimensional slices of

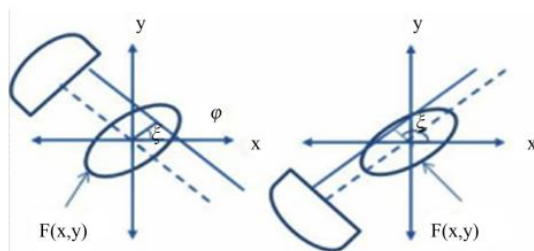


Figure 4. Coordinate system for the Radon Transformation.

a three-dimensional object. If necessary, these reconstructed two-dimensional slices may be combined to create a three-dimensional representation of the object being imaged.

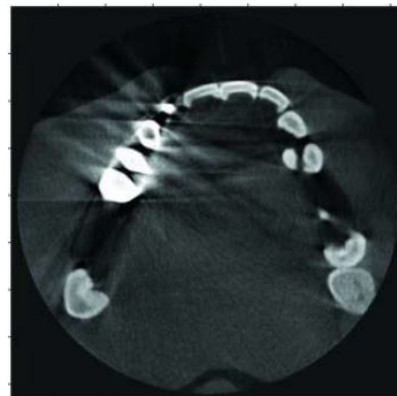
To reconstruct an Image we need to define an array of projection angles (*i.e.* $\varphi = 0$ to 180 with step of 1 degree) then we calculate the transformation of each value of φ depending on the corresponding coordinates x as it shown in **(Figure 5(b))**. Then we return the reconstructed image from projections which taken at angles defined by φ using the reverse radon transformation, which mathematically is defined as:

Equation 3

$$f_{inv}(x, y) = \int_0^\pi RT(x \cdot \cos \varphi + y \cdot \sin \varphi) d\varphi \quad (4)$$

Geometrically, the backprojection operation simply propagates the measured sinogram back into the image space along the projection paths, show **(Figure 7)**.

By using the central slice theorem (CST), which relates with $F(v_x, v_y)$; the 2D Fourier transform (FT) of $f(x, y)$,



(a)



(b)

Figure 5. (a) Original dicom CBCT-image; (b) Radon transformation of image A.

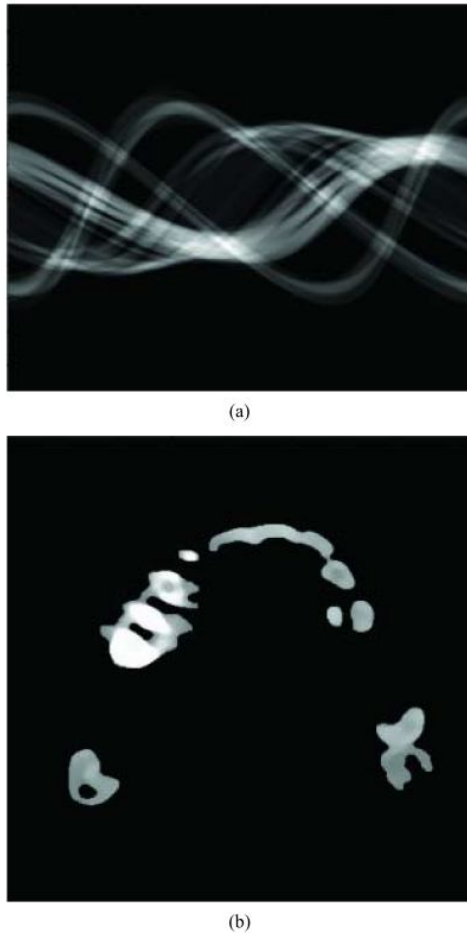


Figure 6. (a) After applying thresholding on the Radon transformation of the image (b) Reconstructed image of the processed Radon transformation.

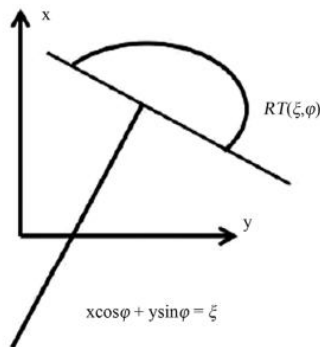


Figure 7. Geometrical interpretation of backprojection.

and $RT(v; \varphi)$; the $1D$ FT of $RT(\xi; \varphi)$, show (Figure 8). Mathematically, the CST is given by:

$$RT(v, \varphi) = F(v \cdot \cos \varphi, \varphi \cdot \sin \varphi) \quad (5)$$

The CST theorem states that the value of the $2D$ FT of $f(x, y)$ along a line at the inclination angle φ is given by the $1D$ FT of $RT(\xi; \varphi)$; the projection profile of the sinogram acquired at angle φ . Hence, with enough projections, $RT(v; \varphi)$ can fill the v_x, v_y space to generate $F(v_x, v_y)$. In the Fourier space, Eq.(2) becomes:

$$RT(v, \varphi + \pi) = RT(v, \varphi) \quad (6)$$

To synthesize a parallel projection of angle finds all rays such that:

$$\theta = \phi + \frac{\pi}{2} + \beta + \text{cons} \quad (7)$$

For this projections are needed of the angular range:

$$\varphi \in [\theta - \beta_{\max}, \theta + \beta_{\max}] \quad (8)$$

with $\beta_{\max}$ as maximum fan angle shown in Figure 9(a).

$$\beta_{\max} = \arcsin\left(\frac{R_{FOV}}{R_{Focus}}\right) \quad (9)$$

An object point r can be reconstructed exactly if it sees a scan path segment of angular range π . Thus, an image part can be reconstructed without acquiring complete data of the object (super short scan). Specific algorithms are needed for reconstruction from a super short-scan.

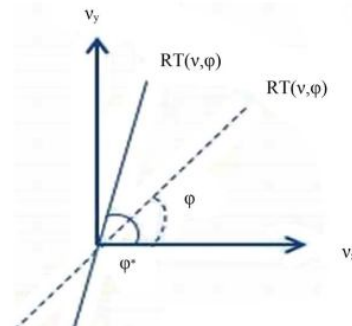


Figure 8. Central slice theorem.

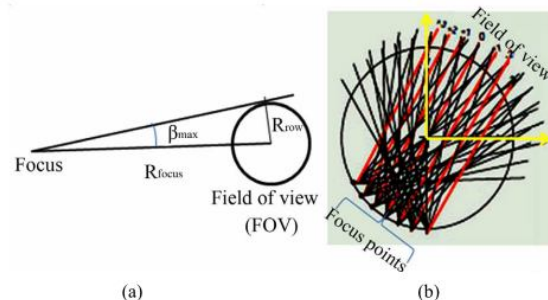


Figure 9. (a) Fan beam Principle; (b) Fan beam field of view (black lines) and parallel beam field of view (red lines).

4. THREE D-RECONSTRUCTION

There are several approaches to the 3D surface generation problem. An early technique [1] starts with contours of the surface to be constructed and connects contours on consecutive slices with triangles. Unfortunately, if more than one contour of surface exists on a slice, ambiguities arise when determining which contours to connect [22]. Interactive intervention by the user can overcome some of these ambiguities [9-12]; however, in a clinical environment, user interaction should be kept to a minimum.

We used an approach to locate the surface in a logical cube created from eight pixels; four each from two adjacent slices. There are two primary steps in our approach to the surface construction problem, refer to (Figure 10).

First, To locate the surface in a the data cube created from eight pixels, the first four from slice k while the second four from $k+1$ slice as it shown in Figure 10.

We create triangles with locate the surface corresponding to a specified chosen value and. Then, we calculate the norm to the surface at each point of the Triangle, that to ensure a quality image a zero and lies outside the surface.

The surface intersects those cube edges where one vertex lies outside the surface, which gets the value (1) and the other one lies inside the surface, which get the value (0). With this rule, we determine the topology of the surface within a cube, finding the location of the intersection. With this assumption, we determine the topology of the surface within a cube, finding the location of the intersection later [14-16, and 19]. Since there are eight vertices in each cube and two slates, inside and outside, there are only $2^8 = 256$ ways a surface can intersect the cube.

By enumerating these 256 cases, we create a table to look up surface edge intersections, given the labeling of cubes vertices, refer to (Figure10). The table contains the edges intersected for each case. The final step in marching cubes, refer to (Figure11) calculates a unit

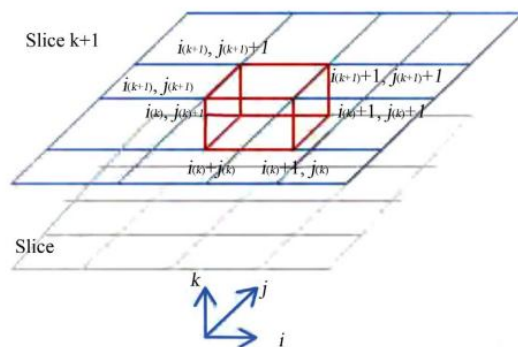


Figure 10. Marching cubes to locate the surface using eight pixels, four each from two different slices.

normal for each triangle vertex. The rendering algorithms use this normal to produce the image in (Figure 13, 14).

Figure 12 shows the topological marching cube image of CBCT-dicom data.

In Figure 13A few parts of the soft tissues is reconstructed as a bone structures that because the reduction of the shadow and brightness in the slides quantitative, depends on the chosen threshold, was not suitable. Using an adaptive threshold value for each slide and applying a

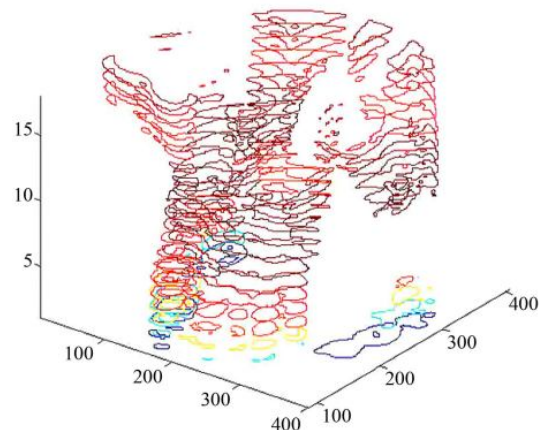


Figure 11. Marching Cube image of CBCT slices.

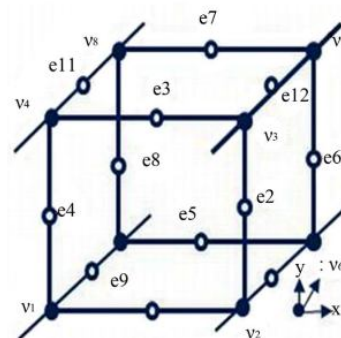


Figure 12. Cub order.

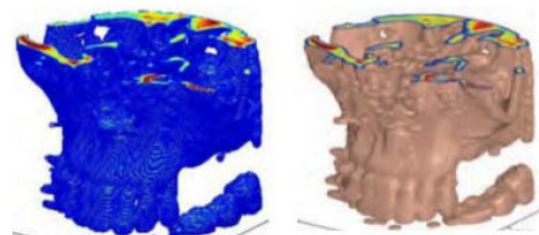


Figure 13. 3D reconstruction isoline of CBCT slices, soft tissues is reconstructed as bone structures.

linear vertical smoothing in z-Direction (distance between the slides in z-Direction) in the Dicom cube lead to more suitable reduction of the artifacts as it shown in **Figure 14**. The threshold was calculated using the the next Equation:

$$T_k = I(x, y)_{k-\min} + \frac{I(x, y)_{k-\max} - I(x, y)_{k-\min}}{3}$$

for $k = 1, 2, \dots, N$

where: $I(x, y)_{k-\min}$, $I(x, y)_{k-\max}$ the minimal and maximal Intensities in the k^{th} slide.

Value of each voxel is the value of the correlative pixel, which is often the gray level of pixel. After arranging of parallel slices, rendering techniques will be selectively use to perform the volume data. A surface of constant density has a zero gradient component along the surface tangential direction; consequently, the direction of the gradient vector $\vec{E}$ is normal to the surface. We can use this fact to determine surface normal vector $\vec{n}$ if the magnitude of the gradient $|\vec{E}|$ is nonzero. Fortunately, at the surface of interest between two tissue types of different densities, the gradient vector is nonzero. The gradient vector $\vec{E}$ is the derivative of the density function.

5. CONCLUSION

We can recognize noisy black areas in CBCT images when metal objects exist in the mouth depending on thresholding and closing algorithm, or by depending on tracing boundaries after using thresholding algorithm. That means that we can process these areas in the future by replacement it with right data by profiting of neighbours in the same image and neighbours in the previous and next dicom images.

These methods are step1 towards enhancement CBCT images by reduction of metal artifact. The Marching cubes as an algorithm for 3D surface construction, complements CBCT data by giving 3D views of the anatomy. The algorithm uses a case table of edge intersections to describe how a surface cuts through each cube in a 3D data set.

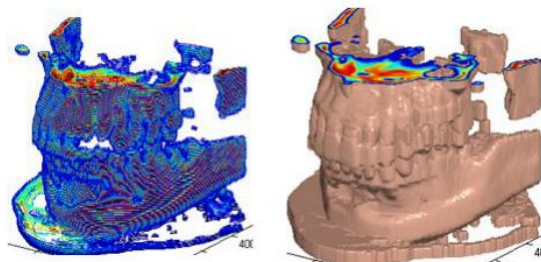


Figure 14. 3D reconstruction using isosurface applying linear vertical smoothing.

Additional realism is achieved by the calculation, from the original data, of the normalized gradient. The resulting polygonal structure can be displayed on conventional graphics display systems. Although these models often contain large numbers of triangles, surface cutting and connectivity can reduce this number.

Recently we developed the surface construction algorithm that generates points rather than triangles and can effectively reduce such metal and dark areas artifacts in the reconstructed 3D- images based on radon- and radon invers- transformation.

REFERENCES

- [1] Allan G. Farman, William C. Scarfe , The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography, Seminars in Orthodontics, Elsevier Inc., 15, Issue: 1, 2009 , Pages: 2-13.
- [2] Kye Young Jeong and Jong Beom Ra, Reduction of artifacts due to multiple metallic objects in computed tomography, Seminars in Orthodontics, Elsevier Inc., 15, Issue: 1, 2009, Pages: 110-114.
- [3] Kye Young Jeong and Jong Beom Ra, "Reduction of artifacts due to multiple metallic objects in computed tomography", Proc. SPIE 7258, 72583E (2009) Lake Buena Vista, FL, USA, doi:10.1117/12.811792.
- [4] Goodnight N., Wang and R. G. Humphreys, Computation on programmable graphics hardware, Ieee Computer Graphics and Applications 25(5) (2005), 1215.
- [5] A.C. Miracle, S.K. Mukherji, Cone beam CT of the Head and Neck, Part 1, Physical Principles American Journal of Neuroradiology 30:1088-1095, June- July 2009.
- [6] The MathWorks, Inc, Image Processing Toolbox- Version 5.0 (R14) (USA, 2008).
- [7] Fuchs, H., Kedem, Z. M., and Useton, S. P. Optimal Surface Reconstruction from Planar Contours. Comm. of the ACM 20, 10 (October 1977), 693-702.
- [8] Keppel, E. Approximating Complex Surfaces by Triangulation of Contour Lines. IBM J. Res. Develop 19, 1 (January 1975), 2-11.
- [9] Christiansen, H. N. and Sederberg, T. W. Conversion of Complex Contour Line Definitions into Polygonal Element Meshes. Computer Graphics 12, 3 (August 1978), 187-192.
- [10] Bloch P. and Udupa, J. K. Application of Computer- ized Tomography to Radiation Therapy and Surgical Planning. Proc. of the IEEE 71, 3 (March 1983), 351-355.
- [11] Hemmy, D. C., David, D. J., and Herman, G.T. Three-Dimensional Reconstruction of Craniofacial Deformity Using Computed Tomography. Neurosurgery 13, 5 (November 1983), 534-541.
- [12] Vannier, M. W., Marsh, J. L., and Warren, J. O. Three Dimensional CT Reconstruction Images for Craniofacial Surgical Planning and Evaluation. Radiology 150, 1 (January 1984), 179-184.
- [13] Benameur *et al.*, 3D Biplanar Reconstruction of scoliotic

- vertebrae using statistical models (2001) Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2, pp. II577-II582.
- [14] Laporte S *et al.*, A Biplanar Reconstruction Method Based on 2D and 3D Contours: Application to the Distal Femur. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2003; 6(1):1-6.
- [15] Le Bras A *et al.*, 3D Reconstruction of The Proxiraphy. *Computer Aided Surgery*. 2004:51-57.
- [16] Pomero V *et al.*, Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model (2004) *Clinical Biomechanics*, 19 (3), pp. 240-247.
- [17] Cline, H. E., Dumoulin, C. L., Lorensen, W. E., Hart, H. R., and Ludke, S. 3D Reconstruction of the Brain from Magnetic Resonance Images. *Magnetic Resonance imaging* (1987, to appear).
- [18] Cline, H. E., Lorensen, W. E., Ludke, S., Crawford, C. R., and Teeter, B. C. High-Resolution Three- Dimension- al Reconstruction of Tomograms. *Medical Physics* (1987, to appear).
- [19] Cook, L. T., Dwyer, S. J., Batnitzky, S., and Lee, K. R. A Three-Dimensional Display System for Diagnostic Imaging Applications. *IEEE Computer Graphics and Applications* 3, 5 (August 1983), 13-19.
- [20] Farrell, E. J. Color Display and Interactive Interpretation of Three-Dimensional Data. *IBM J. Res. Develop* 27, 4 (July 1983), 356-366.
- [21] Farrell, E. J., Zappulla, R., and Yang, W. C. Color 3D Imaging of Normal and Pathologic Intracranial Structures. *IEEE Computer Graphics and Applications* 4, 9 (September 1984), 5-17.
- [22] Fuchs, H., Kedem, Z. M., and Uselton, S. P. Optimal Surface Reconstruction from Planar Contours. *Comm. of the ACM* 20, 10 (October 1977), 693-702.
- [23] Gordon, D. and Reynolds, R. A. Image Space Shad- ing of 3-Dimensional Objects. *Computer Graphics and Image Processing* 29, 3 (March 1985), 361-376.