الجمهورية العربية السورية
جامعة دمشق
كلية طب الاسنان
قسم طب الفم

التّنَبُـؤ بالتّخَلْخُـل العَظْمـي مِن خِلالِ عِظام الفَكّين باستِخدامِ التّصْوير المقْطَعي المحَوسَب المخْروطي: دِراسةٌ عنْد نِســـاءٍ في سنّ اليأسِ وَبعْـدَه

Cone beam CT for predicting osteoporosis through jaw bones: A study on menopausal and postmenopausal women

أُطروحَة قُدّمَت إلى جامعة دِمشْق لنيل دَرَجة الماجِستير باختصاص طِبّ الفَم

الأستاذ المشرف

الأستاذ الدكتور عمار مشلح

أستاذ طب الفم

كلية طب الاسنان- جامعة دمشق

الأستاذ المشرف المشارك

الأستاذ المساعد الدكتور محمد إياد الحفار

رئيس قسم طب الفم

كلية طب الاسنان- جامعة دمشق

إعداد: عماد برنجكجي

1434 هـ - 2012 مـ

Syrain Arab Republic
DAMASCUS UNIVERSITY
Faculty of Dentistry
Oral Medicine Department

Cone beam CT for predicting osteoporosis through jaw bones: A study on menopausal and postmenopausal women

A dissertation submitted to Damascus University to get the Master degree in Oral Medicine

Supervisor
Ammar Mashlah
Professor in Oral Medicine
Faculty of Dentistry- Damascus University

Co-supervisor
Mohammad Iyad Alhaffar
Head of the Oral Medicine Department
Faculty of Dentistry- Damascus University

Prepared by: Imad Barngkgei

1434 Hijri- 2012

بسم الله الرحمن الرحيم

بسم الله الرحمن الرحيم

"قُلْ هَلْ عِنْدَكُمْ مِنْ عِلْمٍ
فَتُخْرِجُوهُ لَنَا"

الأنعام-148

صُورَة مِن قَرار تَشْكِيل لَجْنَة الحكم

الجمهورية العربية السورية

جامعة دمشق

قرار مجلس البحث العلمي والدراسات العليا رقم / ٥٨٠ / المتخذ
بالجلسة رقم /٥/ تاريخ ٢٠١٢/١١/٢٦

اطلع مجلس البحث العلمي والدراسات العليا على قرار مجلس كلية طب الأسنان رقم/ ٩٦/ تاريخ ٢٠١٢/١١/٨

وبعد الرجوع إلى اللائحة التنفيذية لقانون تنظيم الجامعات الصادرة بالمرسوم /٢٥٠/ لعام ٢٠٠٦ .

قرار مجلس جامعة دمشق رقم / ٦٨٤٤ /ص تاريخ ٢٠١١/٦/٢١ بشأن الموافقة على تسجيل رسالة الطالب

قرار مجلس جامعة دمشق رقم / ٧٢٤ /ص تاريخ ٢٠١٢/١/٢٢ بشأن الموافقة على تعديل عنوان رسالة الطالب

وبنتيجة المذاكرة قرر مجلس البحث العلمي والدراسات العليا :

الموافقة على تأليف لجنة الحكم على رسالة الماجستير في قسم طب الفم التي أعدها الطالب **عماد برنجكجي** بعنوان : ((التنبؤ بالتخلخل العظمي من خلال عظام الفكين باستخدام التصوير المقطعي المحوسب المخروطي : دراسة عند نساء في سن اليأس و بعده)) بكلية طب الأسنان من السادة الأساتذة :

د. عمار مشلح	الأستاذ في قسم طب الفم	كلية طب الأسنان
جامعة دمشق	الاختصاص: طب الفم	عضواً مشرفاً
د. سعيد حويجة	الأستاذ المساعد في قسم التشخيص الشعاعي والتصوير الطبي	كلية الطب البشري
جامعة دمشق	الاختصاص : الأشعة التداخلية	عضواً
د. علي جبارة	المدرس في قسم جراحة الفم والفكين	كلية طب الأسنان
جامعة دمشق	الاختصاص: جراحة الفم والفكين	عضواً

وذلك وفق ما هو وارد في قرار مجلس الكلية آنف الذكر،،،

ملاحظة: يرجى إرسال نسخة عن الإعلان الخاص بتحديد موعد المناقشة فور صدوره إلى مكتب نائب رئيس الجامعة لشؤون البحث العلمي والدراسات العليا.

تصريح

" لا يوجد أي جزء من هذه الأطروحة تم أخذه بالكامل من عمل آخر أو أنجز للحصول على شهادة أخرى في هذه الجامعة أو في أية جامعة أخرى أو أي معهد تعليمي ".

الإهداء

إلى وَالِدَيَّ العَزِيزَيْنِ...

وإلى الفَتَاةِ التّي قَبِلَتْ أنْ تشارِكَنِي حَيَاتِي.....

رامـــا

كَلِمَةُ شُكْرٍ

الحمد لله الموفق والمعين الذي أسبغ علي من عطائه وأسبل علي من نعمه، وأيدني بأناس كثير أخص منهم بالشكر الجزيل.....

والدي قبل أن يكون مشرفي

الأستاذ الدكتور عمار مشلح

الذي لم يبخل عليَّ بتوجيهاته ونصحه ورعايته خلال سنوات دراستي، وأقدر جليًا متابعته الحثيثة لي أولاً بأول خلال السنوات التي قضيتها في القسم، وكل الشكر له على بصماته الواضحة في جميع ثنايا هذه الأطروحة.....

وأجل تقديري وامتناني للمشرف المشارك

الأستاذ الدكتور إياد الحفار

رئيس قسم طب الفم بجامعة دمشق الذي لم يبخل علي بوقته –رغم مشاغله -ليضفي على هذه الأطروحة من نفحاته العلمية الرائعة.....

وأقف إجلالاً واحتراماً أمام الصرح العلمي الشامخ

جامعة دمشـــق

تلك المنارة العلمية الشامخة والصامدة رغم كل الصعاب والظروف وبإذن الله سيبقى بريقها العلمي أخّاذًا.....

وأتوجه بالشكر والتقدير والعرفان إلى

كلية طب الأسنان بجامعة دمشق

ممثلة **بالأستاذة الدكتورة رزان خطاب** عميدة الكلية **والأستاذ الدكتور إياد الشعراني** نائب العميد للشؤون العلمية **والأستاذ الدكتور ياسر المدلل** نائب العميد للشؤون الإدارية والشكر موصول كذلك لجميع أساتذة وإداريي الكلية... وأخص بالذكر أساتذتي الكرام في قسم طب الفم.....

وأتقدم بالشكر والتقدير للأساتذة أعضاء لجنة الحكم...

الأستاذ المساعد الدكتور سعيد حويجة

رئيس قسم التشخيص الشعاعي والتصوير الطبي في مستشفى الأسد الجامعي

والمدرس الدكتور علي جبارة

أستاذ جراحة الوجه والفكين في كلية طب الأسنان- جامعة دمشق،

لتكرمهما بقبول تحكيم هذه الأطروحة... فلي الشرف في ملاحظاتهما القيمة وتوجيهاتهما السديدة التي تهدف بكل تأكيد للرفع من السوية العلمية لهذا البحث.....

وأتوجه بالشكر الجزيل لأخي الكبير

المدرس الدكتور عصام حلبوب

المدرس في كلية طب الأسنان- جامعة صنعاء- اليمن على مساعدته الهائلة لي في التحليل الإحصائي وقد بدت لمساته واضحة لاسيما في قسم النتائج...

وأتوجه بالشكر الجزيل والعميق إلى

عليا البيرق وريم الشهابي

العاملتين في قسم الكثافة العظمية في مستشفى الأسد الجامعي... فقد شاركاني هموم جمع عينة البحث والتواصل مع المراجعات..... فلهما مني كل الاحترام التقدير...

وختاماً فأتوجه إلى **طلاب السنوات الخمس الأولى** الذين كانو في الحقيقة سبباً للدراسة والقراءة والاستزادة ..... لقد تعلمت منهم الكثير فلهم مني كل جزيل الشكر وتمنياتي لهم بالتوفيق.....

قائمة المحتويـــــات	**1**
قائمة الجـــــداول	**3**
قائمة الأشكـــــال	**5**
قائمة الاختصـــارات	**6**
مقدمـــــــــة	**7**
هـدف البحـــــث	**8**
الباب الأول: المراجعة النظرية	**10**
1-1. لمحة موجزة عن العظم	11
1-2. لمحة عن التخلخل العظمي	12
1-3. العلاقة بين التخلخل العظمي والنسج الفموية	19
1-4. الأدوات التشخيصية للتخلخل العظمي	20
1-5. القصور في تشخيص التخلخل العظمي	37
الباب الثاني: المواد والطرائق	**38**
2-1. عينة البحث	39
2-2. الإجراءات الميدانية للبحث	39
2-3. الأجهزة المستخدمة في البحث	39
2-4. البرامج المستخدمة في البحث	40
2-5. الإجراءات العملية والدراسة التحليلية	40
2-6. التحليل الإحصائي	55
2-7. تعيين التوافق الداخلي لتحليل الصور الشعاعية	55
الباب الثالث: النتائج	**56**
3-1. توصيف العينة	58
3-2. نتائج تحليل اختبار ارتباط بيرسون	59
3-3. تحليل البيانات باستخدام الانحدار (الانكفاء) اللوجستي والخطي البسيط والمتعدد	71
3-4. الحساسية والنوعية والدقة في التنبؤ بالتخلخل العظمي من متغيرات CBCT	83
3-5. توظيف نتائج تحليلات الانحدار في وضع مجالات العتبة للتخلخل العظمي	86
3-6. تعيين التوافق الداخلي لتحليل الصور الشعاعية	87

الباب الرابع: المناقشة		**88**
4-1.	مناقشة تشخيص التخلخل العظمي وإمكانية مساهمة طب الأسنان	89
4-2.	مناقشة عينة البحث	91
4-3.	مناقشة المتغيرات المستخدمة في الدراسة وطريقة التحليل المتبعة	91
4-4.	مناقشة نتائج تحليل الارتباطات الثنائية –اختبار بيرسون r-	92
4-5.	مناقشة نتائج تحليلات الانحدار اللوجستي والخطي	95
4-6.	مناقشة الحساسية والدقة لمتغيرات CBCT في التنبؤ بالتخلخل العظمي	96
4-7.	مناقشة مجال العتبة لتشخيص التخلخل العظمي	97
4-8.	مناقشة الجدلية القائمة بين أنظمة CT وDXA	97
4-9.	مناقشة تقنيات التصوير الشعاعي في طب الأسنان (صور CBCT والصور البانورامية والذروية)	100
الباب الخامس: الاستنتاجات		**104**
الباب السادس: المقترحات والتوصيات		**106**
6-1.	المقترحات	107
6-2.	التوصيات	108
الباب السابع: المراجع		**109**
الملخص		**A**
الملاحق		**D**

قائمة الجداول

رقم الجدول	عنوانه
الجدول 1-1	الأسباب الشائعة للتخلخل العظمي الثانوي.
الجدول 1-2	عوامل الخطورة الرئيسة للتخلخل العظمي.
الجدول 3-1	البيانات العامة للمجموعات الثلاثة لعينة الدراسة.
الجدول 3-2	شدة ارتباط ومستوى الدلالة للكثافة الشعاعية لمقاطع الحدبة الفكية الأربعة مع قيمة T لعنق الفخذ لدى عينة الدراسة كاملة.
الجدول 3-3	شدة ارتباط ومستوى الدلالة لمقاطع الحدبة الفكية الأربعة مع قيمة T لعنق الفخذ لدى عينة الدراسة لكل مجموعة من مجموعات الدراسة على حدة.
الجدول 3-4	معامل ارتباط بيرسون لقيم T لعنق الفخذ مع النسبة بين عدد البيكسلات البيضاء في المقطع عندما يكون مستوى النافذة 960 إلى عدد البيكسلات البيضاء في المقطع نفسه عندما يكون مستوى النافذة 400.
الجدول 3-5	شدة ارتباط ومستوى الدلالة لنسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة لمقاطع الحدبة الفكية الأربعة مع قيمة T لعنق الفخذ لدى عينة الدراسة كاملة.
الجدول 3-6	شدة ارتباط ومستوى الدلالة للكثافة الشعاعية لمنطقة الرأد وقيمة T لعنق الفخذ لدى عينة الدراسة كاملة.
الجدول 3-7	متوسط الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد عند مجموعات الدراسة الثلاثة.
الجدول 3-8	شدة الارتباط ومستوى الدلالة بين نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في الرأد وقيمة T لعنق الفخذ.
الجدول 3-9	شدة الارتباط ومستوى الدلالة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للرأد وقيمة T لعنق الفخذ.
الجدول 3-10	شدة ارتباط ومستوى الدلالة للكثافة الشعاعية لمنطقة الرأد وقيمة T للفقرات القطنية لدى عينة الدراسة كاملة.
الجدول 3-11	شدة الارتباط ومستوى الدلالة بين نسبة البيكسلات البيضاء في الرأد وقيمة T لعنق الفخذ.

الجدول 3-12	شدة ارتباط ومستوى الدلالة للكثافة الشعاعية لمنطقة الفك السفلي وقيمة T لعنق الفخذ لدى عينة الدراسة كاملة.
الجدول 3-13	شدة ارتباط ومستوى الدلالة للنسبة المئوية للكثافة الشعاعية لمنطقة الفك السفلي وقيمة T للفقرات القطنية لدى عينة الدراسة كاملة.
الجدول 3-14	شدة الارتباط ومستوى الدلالة بين المساحة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الكلية للعظم وقيمة T لعنق الفخذ.
الجدول 3-15	نتائج تحليل الانحدار اللوجستي البسيط للتنبؤ بالإصابة بالتخلخل العظمي في منطقة عنق الفخذ.
الجدول 3-16	نتائج تحليل الانحدار اللوجستي البسيط للتنبؤ بالإصابة بالتخلخل العظمي في منطقة الفقرات القطنية.
الجدول 3-17	متوسطات الكثافة الشعاعية لكل مقطع من مقاطع الرأد والفروق بين الجهتين اليمنى واليسرى.
الجدول 3-18	نتائج تحليل الانحدار اللوجستي المتعدد لمنطقة عنق الفخذ.
الجدول 3-19	نتائج تحليل الانحدار اللوجستي المتعدد لمنطقة الفقرات القطنية.
الجدول 3-20	ملخص نموذج الانحدار الخطي المتعدد المجرى بالطريقة الخلفية Backward للتنبؤ بقيمة T لعنق الفخذ.
الجدول 3-21	ملخص نموذج الانحدار الخطي المتعدد المجرى بالطريقة الخلفية Backward للتنبؤ بقيمة T للفقرات القطنية.
الجدول 3-22	حساسية ونوعية ودقة تحليل صور CBCT في توقع وجود التخلخل العظمي في منطقة عنق الفخذ عند النساء في سن اليأس وبعده.
الجدول 3-23	حساسية ونوعية ودقة تحليل صور CBCT في توقع وجود التخلخل العظمي في منطقة الفقرات القطنية عند النساء في سن اليأس وبعده.
جدول 3-24	مدى العتبة للتخلخل العظمي في منطقة عنق الفخذ من متغيرات الدراسة.
جدول 3-25	مدى العتبة للتخلخل العظمي في منطقة الفقرات القطنية من متغيرات الدراسة.

قائمة الأشكال

رقم الشكل	عنوانه
1-2	**الأجهزة المستخدمة في البحث**، أ- جهاز DXA لقياس الكثافة المعدنية العظمية. **ب-** جهاز التصوير المقطعي المحوسب المخروطي CBCT. **ج-** التقرير الشعاعي المطبوع بعد التصوير بجهاز DXA لمنطقة عنق الفخذ. **د-** التقرير الشعاعي المطبوع بعد التصوير بجهاز DXA لمنطقة الفقرات القطنية.
2-2	**دراسة مقاطع الحدبة الفكية**، أ- أحد المقاطع الجبهية المختارة. **ب-** المقطع وقد تم جعل مستوى النافذة عند 400 HU وعرضها صفراً. **ج-** تحديد حدود الحدبة الفكية وحساب الكثافة الشعاعية ضمنها. **د-** المقطع وقد تم جعل مستوى النافذة عند 960 HU وعرضها صفراً.
3-2	**دراسة مقطع في الرأد**، أ- أحد المقاطع المحورية المختارة. **ب-** المقطع وقد تم جعل مستوى النافذة عند 960 HU وعرضها صفراً. **ج-** تحديد حدود مقطع الرأد كاملاً وحساب الكثافة الشعاعية والمساحة ضمنها. **د-** حساب الكثافة الشعاعية والمساحة ضمن منطقة العظم الحويجزي.
4-2	**دراسة مقطع في الفك السفلي**، أ- أحد المقاطع المحورية المختارة. **ب-** المقطع وقد تم جعل مستوى النافذة عند 960 HU وعرضها صفراً. **ج-** تحديد حدود مقطع الفك السفلي كاملاً وحساب الكثافة الشعاعية والمساحة ضمنها. **د-** حساب الكثافة الشعاعية والمساحة ضمن منطقة العظم الحويجزي.
5-2	**تحليل الصور ثلاثية الأبعاد**، **أ و ج-** منظر جانبي وآخر أمامي للصورة ثلاثية الأبعاد بفلتر Bone بعد أن تمت إزالة عظام الفقرات والعظم اللامي والمناطق الواقعة إلى الأعلى من أرض الحفرة الأنفية. **ب و د-** الصورة بعد إزالة الفوكسيلات التي تزيد كثافتها الشعاعية عن 960 HU على الترتيب.
6-2	**تحليل الصور ثلاثية الأبعاد بفلتر X-ray 2**، **أ و ج-** منظر جانبي وآخر أمامي للصورة ثلاثية الأبعاد بفلتر X-ray 2 بعد أن تمت إزالة عظام الفقرات والعظم اللامي والمناطق الواقعة إلى الأعلى من أرض الحفرة الأنفية. **ب و د-** الصورة بعد جعل مستوى النافذة وعرضها 1875 و3000 HU على الترتيب.

قائمة الاختصارات

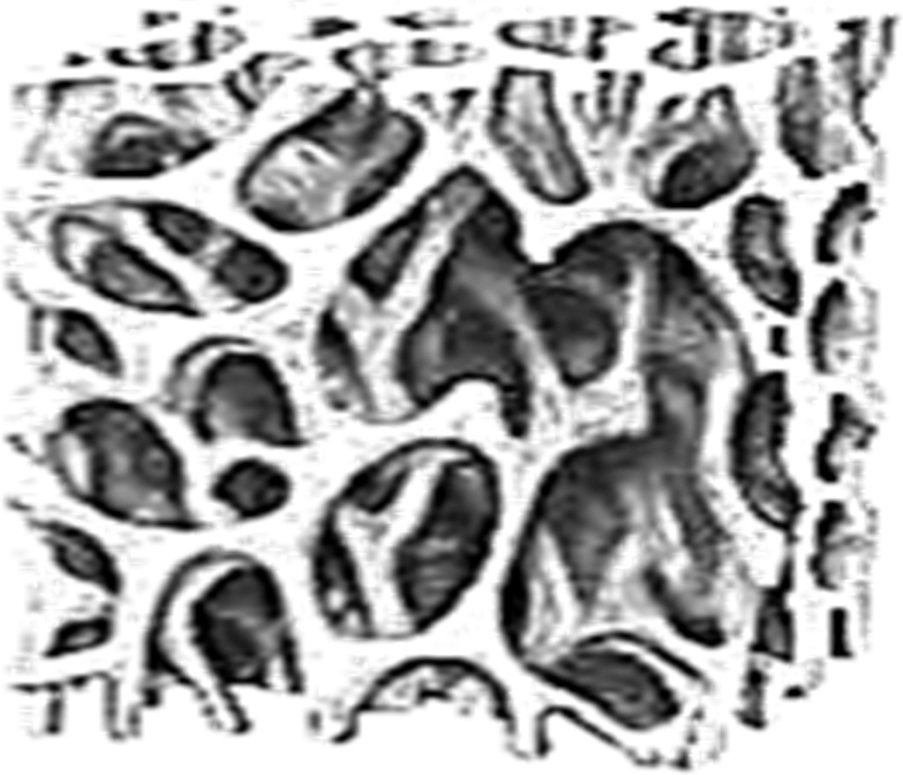
الاختصار	مدلوله	ترجمته أو معناه
BMD	Bone Mineral Density	الكثافة المعدنية العظمية.
CBCT	Cone Beam Computed Tomography	التصوير المقطعي المحوسب المخروطي.
CT	Computed Tomography	التصوير المقطعي المحوسب (الطبقي المحوري).
DXA	Daul Energy X-ray Absorpiometry	جهاز مقياس امتصاص الأشعة السينية ثنائي الطاقة.
FRAX	WHO Fracture risk assessment	أداة منظمة الصحة العالمية لتعيين خطر الكسر.
Hr-CT	High Resolution Computed Tomography	جهاز التصوير المقطعي المحوسب عالي الدقة.
Hr-MRI	High Resolution Magnetic Resonance Imaging	جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي عالي الدقة.
HU	Hounsfield Unit	الوحدة المستخدمة لقياس الكثافة الشعاعية في أنظمة التصوير المقطعي المحوسب.
pQCT	Peripheral Quantitative Computed Tomography	جهاز التصوير المقطعي المحوسب المحيطي الكمي.
QCT	Quantitative Computed Tomography	جهاز التصوير المقطعي المحوسب الكمي.
T-score	–	القيمة T وهي عدد الانحرافات المعيارية لقيمة BMD عن القيمة المتوسطة لدى الشباب في نفس المجتمع.
Z-score	–	القيمة Z وهي عدد الانحرافات المعيارية لقيمة BMD عن القيمة المتوسطة لنفس المجموعة العمرية.
µ-CT	Micro Computed Tomography	جهاز التصوير المقطعي المحوسب الميكروني.
µ-MRI	Micro Magnetic Resonance Imaging	جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي الميكروني.

المقدمة

يعد التخلخل العظمي مشكلة صحية عامة (U.S. Department of Health and Human Services. 2004)، مما يوجب تضافر كل الجهود الممكنة لإيجاد حلول لهذا الداء ذو النسبة العالية من الإمراضية والوفيات، سواء من ناحية التشخيص المبكر أو المعالجة الفعالة الملائمة.

ولما كان أطباء الأسنان جزءاً لا يتجزأ من المنظومة الصحية؛ كما أن شريحة واسعة من المجتمع تُراجِعُهم (Nackaerts et al. 2008)، فيمكن بالتالي استغلال ذلك بما فيه سعادة المخلوقات البشرية، لاسيما مع استمرار دخول الأجهزة والتقنيات الحديثة إلى مجال طب الأسنان وبشكل متسارع.

فلم لا تتوسع إمكانيات أدواتنا التشخيصية في طب الأسنان لتشمل أمراضاً صحية عامة كالتخلخل العظمي الذي قد يبدو للوهلة الأولى بعيداً كل البعد عنه ثم لا نلبث أن نتذكر أن كل الأسنان والزرعات السنية متوضعة في العظم، فالعضوية وحدة واحدة وكل متكامل.



هدف الدراسة

كان الهدف من هذه الدراسة هو

تحري إمكانية التنبؤ بالتخلخل العظمي من خلال عظام الفكين عند نساء في سن اليأس وبعده باستخدام التصوير المقطعي المحوسب المخروطي Cone Beam Computed Tomography (CBCT) وذلك بدون استخدام برامج طبية شعاعية تخصصية.

وكانت غايات الدراسة هي

1- معرفة إمكانية التنبؤ بقيم T (T-score) وبتصنيف حالة الهشاشة العظمية للفخذ والفقرات القطنية المعطاة في جهاز DXA من خلال الكثافة الشعاعية لمناطق من عظام الفكين المعطاة في جهاز CBCT.

2- معرفة إمكانية التنبؤ بقيم T (T-score) وبتصنيف حالة الهشاشة العظمية للفخذ والفقرات القطنية المعطاة في جهاز DXA من خلال متغيرات أخرى من صور CBCT تُحسب بطريقة يدوية ودون استخدام برامج طبية شعاعية تخصصية.

الباب الأول

المراجعة النظرية

1-1. لمحة موجزة عن العظم A brief overview of Bone

1-1-1. تعاريف أساسية basic definition

إن "العظم" "bone" قد يكون واحداً من تعاريف ثلاثة على أقل تقدير، أولها هو القالب العظمي المتمعدن، ولذا لا يعد النسيج العظماني (النسيج العظمي غير المتكلس) osteoid والذي يطلق عليه أيضاً سليف العظم pre-bone مشمولاً بهذا التعريف (علماً أن النسيج العظماني هو قالب عظمي في طريقه إلى التمعدن غير أنه لمّا يتمعدن). إن التعريف الثاني للـ"عظم" هو القالب العظمي سواء متكلساً كان أو غير متكلس (يشتمل في هذه الحالة على سليف العظم). يشمل التعريف الثالث نقي (لب) العظم bone marrow وذلك إضافة إلى التعريف الثاني سابق الذكر ويشار إلى العظم مع النقي بـ"النسيج العظمي" bone tissue (Parfitt et al. 1987).

للعظم نوعان من ناحية تركيبه هما العظم القشري cortical والعظم المسامي cancellous (يطلق على الأخير أيضاً الاسفنجي spongy أو الحويجزي -التربيقي- trabecular)، ولكن يستخدم مصطلح trabecula للإشارة إلى الوحدة البنيوية الفردية للعظم الاسفنجي وذلك في علم النسج والتشريح المرضي والميكانيك الحيوي (Parfitt et al. 1987).

سيتم اعتماد مصطلح الحويجزي trabecula في سياق هذا البحث لشيوع استخدامها في سياق الأبحاث المشابهة.

1-1-2. تركيب العظم bone structure

تتألف الطبقة العظمية الخارجية من عظم قشري قوي وقاسٍ وثقيل وكثيف، كما توجد في بعض مناطق الهيكل العظمي كالفقرات والمناطق الطرفية شبكة متفرعة من العظم الحويجزي trabecular ويسكن نقي العظم في التجاويف الكائنة بين هذه الشبكة العظمية (Carballido-Gamio & Majumdar 2006; Majumdar 2008). يشكل العظم القشري 80% من مجمل الهيكل العظمي، إلا أن العظم الحويجزي حساس بشدة للمثيرات الاستقلابية ويبلغ معدل دورته الاستقلابية قرابة 8 أضعاف تلك للعظم القشري (Osteoporosis. Part I.

Advanced radiologic assessment using quantitative computed tomography 1983; Thomsen et al. 2002; Favus & American Society for Bone and Mineral Research. 2006)؛ مما يجعل منه مكاناً أساسياً للتحري عن الفقدان المبكر للعظم ودراسة الاستجابة للتداخلات العلاجية (Carballido-Gamio & Majumdar 2006)، لا سيما في المناطق التي يكون فيها العظم الحويجزي سائداً كالفقرات أو المنطقة الوحشية للكعبرة (Osteoporosis. Part I. Advanced radiologic assessment using quantitative computed tomography 1983).

1-2. لمحة عن التخلخل العظمي Osteoporosis

1-2-1. تعريفه Definition

هو مرض هيكلي يتسم بخسارة الكتلة العظمية وتدهور بنية العظم الدقيقة bone microarchitecture، ليصير العظم أكثر هشاشة فيزداد خطر الإصابة بالكسور العظمية (Wolrld Health Organization 1994; NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention Diagnosis and Therapy 2001). يعد التخلخل العظمي مشكلة صحية عامة (U.S. Department of Health and Human Services. 2004).

إن تشخيص التخلخل العظمي يعد تحدٍ للكثير من الشعاعيين والعاملين في مجال الوبائيات والسريريين إضافة إلى الباحثين وغيرهم ممن تربطهم علاقة بهذه الآفة (Guglielmi 2010).

2-2-1. الترقق العظمي Osteopenia

هي حالةُ تناقص للكتلة العظمية أقل شدة من التخلخل العظمي، وتصنف حالة المريض على أنها ترقق عظمي إذا ما كانت قيمة T (T-score) –سيتم توضيحها عند الحديث عن جهاز

مقياس امتصاص الأشعة السينية ثنائي الطاقة Dual energy X ray Absorptiometry (DXA)- بين /-1/ و /-2.5/ (Wolrld Health Organization 1994).

1-2-3. وبائية المرض وتأثيراته Epidemiology and impact

يصيب هذا المرض النساء بشكل خاص (90% نساء و10% رجال) لاسيما القوقازيات والآسيويات، ومع أن الأمريكيات السود ونساء أمريكا الجنوبية أقل عرضة للإصابة به؛ فإن نسبة الإصابة به عندهن ليست بالقليلة (American Dental Association Council on Access Prevention and Interprofessional Relations 2006). بدأ في الآونة الأخيرة الاهتمام بهذا الداء عند الرجال لارتفاع الإمراضية والوفيات لديهم لا سيما بعد حدوث كسور الورك (Drake & Khosla 2012).

تعاني 4 ملايين من النساء في إيطاليا من التخلخل العظمي، وهو منتشر بنسبة 40% عند النساء اللواتي تتجاوز أعمارهن 60 عاماً (Biino et al. 2011)، إلا أن إحدى الدراسات وجدت أن الكسور المرضية أكثر شيوعاً عند اللواتي تقل أعمارهن عن 66 سنة (11%) من أولئك اللواتي تزيد أعمارهن عن ذلك (Karantana et al. 2011).

إن الرجال أقل تأثراً بالمرض واختلاطاته من النساء، وغالباً ما تكون هناك أرضية مرضية للإصابة بالمرض عند الرجال كاضطرابات الغدد الصماء أو الإصابات التالية لتناول بعض الأدوية (Resch et al. 1992).

لقد تكبدت الحكومة الأمريكية مبلغ 22 مليار دولار في عام 2008 من أجل الرعاية الصحية لمرضى التخلخل العظمي (Blume & Curtis 2011).

تعد جميع المناطق في الهيكل العظمي مهددة بالكسر بشكل كبير باستثناء المنطقة الدماغية الوجهية(Stone et al. 2003) والأماكن الأكثر شيوعاً هي الورك hip والناحية الأنسية للعضد proximal humerus والساعد forearm والفقرات vertebrae والناحية الأنسية للفخذ proximal femur والناحية البعيدة للكعبرة distal radius (Stone et al. 2003; Kasturi

et al. 2009). وفي النهاية الأخرى من الطيف فإن الكسور المرضية تزداد عند أولئك الذين تزداد لديهم الكثافة العظمية (Silverman 2008).

لقد وجد أن المقاومة العظمية في مناطق الهيكل العظمي المختلفة ترتبط فيما بينها بشكل ضعيف، لذلك فمن الأفضل أن يتم تطبيق الأدوات التشخيصية في المناطق الأكثر احتمالاً لأن تتعرض للكسر –مثل عنق الفخذ بالنسبة لعظم الفخذ– (Abrahamsen et al. 1997; Eckstein et al. 2002).

1-2-4. أنماط التخلخل العظمي Types of osteoporosis

لقد تم تقسيم التخلخل العظمي –بشكل تقليدي– إلى أولي وثانوي. وقُسِّم الأولي إلى نمطين، فالنمط I يصيب النساء بعد سن اليأس أو الذكور وعندها يكون مجهول السبب idiopathic، وهذا النمط يؤثر بشكل أساسي على العظم الحويجزي محدثاً الكثير من الكسور لا سيما تلك الفقرية أو في المعصم. النمط II والمدعو بالشيخوخي senile يصيب العظمين القشري والحويجزي عند من تجاوزوا 70 عاماً وهو المسبب الأساسي لكسور الورك. هذا يعني أن لكل نمط مجتمع مختلف عن الآخر، فمجتمع النمط I أصغر عمراً مع درجات أقل من الإمراضية والوفيات بالمقارنة مع نظيره النمط II، كما أن مرضى النمط I معرضون للإصابة بكسور الورك لاحقاً إذا ما تركوا بدون علاج الأمر الذي يؤكد ضرورة التعرف على هؤلاء المرضى (Kasturi et al. 2009).

التخلخل العظمي الثانوي له أسباب عديدة ويبين الجدول 1-1 الأسباب الشائعة له، وتترافق 30-60% من حالات التخلخل العظمي لدى الرجال وأكثر من 50% من النساء اللواتي تقارب أعمارهن سن اليأس مع سبب ثانوي ما (Cummings et al. 2002). وليس هناك سبب ثانوي واضح عند 40- 60% من الرجال والنساء الذين يعانون من كسر عظمي أو انخفاض aBMD (areal Bone Mineral Density) (Moreira Kulak et al. 2000; Peris et al. 2008; Cohen et al. 2009a)، ولذلك يصنف هؤلاء بما يدعى "التخلخل العظمي

مجهول السبب" (Liu et al. 2010). وهناك حاجة لدراسات لتبيان ترتيب هذه العوامل حسب قوة تأثيرها على إحداث التخلخل العظمي الثانوي (Kasturi et al. 2009). ويعتقد البعض أن قيم Z المنخفضة (التي يتم الحصول عليها من جهاز DXA) مؤشر على التخلخل العظمي الثانوي (Cummings et al. 2002).

الجدول 1-1: الأسباب الشائعة للتخلخل العظمي الثانوي(Nieves et al. 1994; Kasturi et al. 2009)

السبب	أمثلة
1. الاضطرابات الصماوية	فرط الستيرويدات القشرية (متلازمة كوشينغ). قصور الغدد التناسلية. فرط نشاط الغدة الدرقية. فرط نشاط جارات الغدة الدرقية.
2. الاضطرابات المعدية المعوية	سوء الامتصاص بسبب الأمراض البطنية أو غيرها. الإجراءات الجراحية لمعالجة البدانة. التشمع الصفراوي الأولي.
3. اضطرابات نخاع (نقي) العظم	كثرة الخلايا البدينة. الورم النقيوي المتعدد.
4. أسباب متفرقة	زرع الأعضاء. التهاب المفاصل (الرثوي) الروماتيزمي. فرط كالسيوم البول مجهول السبب.
5. الأدوية التي قد تسبب التخلخل العظمي	الستيرويدات القشرية الفموية. الستيرويدات القشرية الاستنشاقية. مشابهات الهرمون الذي يطلق الهرمون الموجِّه للغدد التناسلية. مضادات الاختلاج. المستحضرات السامة للخلايا.

1-2-5. الفيزيولوجيا المرضية للتخلخل العظمي Osteoporosis pathophysiology

يتطلب فهم الفيزيزلوجيا المرضية معرفة مفهوم الكتلة الذروية للعظم peak bone mass ودورة إعادة التشكل العظمي bone remodeling cycle.

ترتبط كتلة العظم مع مقاومته (Hansen et al. 1991)، يصل العظم إلى ذروة كتلته في عمر 25- 30 عاماً لتتراجع بعد ذلك تدريجياً عند الرجال والنساء. تتأثر كتلة العظم وبقوة

بالعوامل الجينية، إلا أنها ليست الوحيدة؛ إذ تؤثر العوامل البيئية كالتغذية (لاسيما الفيتامين D والكالسيوم) والنشاط الفيزيائي (Hansen et al. 1991; O'Flaherty 2000). وقد يعود سبب قيم الكتلة الذروية المنخفضة عن الحد الطبيعي إلى:

– العوز الغذائي –الخلل الهرموني –العوز الإستروجيني لدى الإناث الذي يتظاهر بانحباس الطمث واضطراب تناول الطعام –انخفاض النشاط الحركي –انقطاع الطمث المبكر أو تأخر الحيض عند النساء.

أياً كان السبب فسيكون ما في جعبة الفرد من مخزون قليلاً لمواجهة التناقص المستمر في الكتلة العظمية بمرور العمر. وبشكل مشابه فإن من لديه كتلة عظمية أكبر سيكونون أقل تأثراً بذلك التناقص. هذا أحد الأسباب الذي يجعل الرجال يصابون بالكسور بعد 10 سنوات من العمر الذي تصاب به النساء (Kasturi et al. 2009).

تعمل إعادة التشكل العظمي على استباب الكالسيوم والفوسفور وتصحيح الحمَّاض والاستجابة للقوى الميكانيكية المطبقة على العظم وإصلاح التخرب العظمي الدقيق micro-damage (Raisz 1999). ويُعتقد أن هذه الغاية الأخيرة على درجة كبيرة من الأهمية (Parfitt 2004). يتم تنظيم إعادة التشكل العظمي من قبل عوامل عامة –الهرمونات– وموضعية –كالسيتوكينات والبروستاغلاندين–. إذن، قد يفضي كل من الفشل في الوصول إلى الكتلة الذروية المثالية للعظم أو الامتصاص المفرط للعظم بعد اكتمال تشكله أو البناء المعيب خلال دورة إعادة البناء إلى التخلخل العظمي (Raisz 1999).

أدى إدراك عوامل الخطورة الواقعة إلى الخلف من الكثافة المعدنية العظمية BMD –الموضحة في الجدول 1-2 إلى تطوير أداة FRAX® –التي سيتم شرحها في فقرة الأدوات التشخيصية (1-1-4-1)-.

الجدول 1-2: عوامل الخطورة الرئيسة للتخلخل العظمي

عامل الخطورة المرتفعة	الوصف
العمر	يزداد خطر حدوث كسر مع زيادة العمر (بافتراض تساوي الكثافة المعدنية العظمية).(Davis et al. 2007)
الجنس	لدى النساء عظام أصغر وأعمارهن أطول ولديها ميل أكبر للسقوط مقارنة مع الرجال، مما يجعل الكسور الناتجة عن التخلخل العظمي لديهن أشيع. وعموماً فحتى عند الرجال هناك خطورة تتراوح من 13-25% لحدوث كسر بسبب التخلخل العظمي.(Gold & Silverman 2004; U.S. Department of Health and Human Services. 2004)
العرق	التخلخل العظمي أشيع عند القوقازيين من الأمريكيين من الأصول الأفريقية (U.S. Department of Health and Human Services. 2004).
التدخين	يتمثل تأثيره المباشر من خلال الأذيات الناتجة عن الجذور الحرة وبشكل غير مباشر نتيجة تخفيضه من امتصاص الكالسيوم في الأمعاء وتقليله وزن الجسم وتاثيره السلبي على فيتامين D والهرمونات المرتبطة بالاستقلاب العظمي (Kasturi et al. 2009).
الكحول	إن استهلاك 3 وحدات* منه يومياً أو أكثر يرفع من خطر كسور التخلخل العظمي، كما أنه يزيد من احتمال السقوط المؤدي بدوره إلى حدوث كسر (Kasturi et al. 2009).
قصة سابقة لكسر	إن وجود قصة شخصية سابقة بكسر يزيد 2 إلى 3 مرات (على الأقل) من خطر حدوث كسر مستقبلي (Zehnder et al. 2004)، في حين أن قصة عائلية لكسر سابق تزيد حدوث كسر مستقبلي بشكل بسيط لكنه هام (Ramnemark et al. 1999).
سبب ثانوي للتخلخل العظمي	يمكن للعديد من الأسباب أن تؤدي إلى التخلخل العظمي، وقد تم توضيح بعضها في الجدول 1.
كثافة العظم المعدنية منخفضة	هناك احتمال أكبر لذوي الكثافة المعدنية العظمية المنخفضة في أن تحدث لديهم الكسور (Vaserman 2005).
وزن الجسم	الوزن المنخفض هو عامل خطورة لعدة أسباب منها أنه يقلل الكتلة الذروية للعظم ويقلل الوسادة الشحمية المحيطة بالجسم التي تحميه عند السقوط (Alenfeld et al. 2000).
استخدام الستيرويدات القشرية	تعمل الستيرويدات القشرية على تقليل تشكل العظم بشكل كبير كما تؤدي بالعظم إلى الامتصاص (Peel et al. 1995).
السقوط	تحدث 90% من كسور الورك نتيجة للسقوط (Lee et al. 2005a).
التغذية السيئة	قد تؤدي إلى عوز الكالسيوم والفيتامين D وتقليل وزن الجسم وتقليل الكتلة الذروية للعظم (Kasturi et al. 2009).

* الوحدة= 8- 10 جرامات من الكحول. وهي تكافئ 285 مل من البيرة (الجعة)، 120 مل من النبيذ.(WHO web page)

تعتمد قدرة العظم على مقاومة الكسر –المقاومة العظمية الكلية– كما ذكرت الباحثة Bouxsein (2005) على كمية العظم والتوزع الكتلة العظمية في الأبعاد الثلاثة وعلى خصائص المواد المشكلة للعظم. ولقد قامت الباحثة السابقة بتقسيم تلك العوامل بتفصيلاتها إلى ثلاثة مجموعات:

1- العوامل المحددة لمقاومة العظم التي تعد قابلة للقياس حالياً وتشمل BMD والكسور السابقة ومعدل الدورة الاستقلابية للعظم.

2- العوامل المحددة لمقاومة العظم الخاضعة –حالياً– للتقييم وتشمل توزع الكتلة العظمية والهندسة الدقيقة للعظم bone microarchitecture.

3- العوامل المحددة لمقاومة العظم التي يعد تقييمها راضاً –حسب الإمكانيات الحالية– وتشمل تعيين التخرب الدقيق في العظم microdamage وسمات الكولاجين وتمعدن القالب خارج الخلوي.

1-2-6. معالجة التخلخل العظمي treatment of osteoporosis

إذا ما كان المريض يعاني من كسور بسبب إصابته بالتخلخل العظمي فإنه يعالج دوائياً والأمر متفق عليه عالمياً، إلا أن الموضوع الجدلي هو معالجة أولئك من ذو الخطورة المرتفعة للكسر بسبب تراجع الكتلة العظمية لديهم؛ ولذلك توجد خلافات بين الدول في استراتيجياتها المتعلقة بذلك، كما لا يمكن أن يكون هناك مقاربة علاجية واحدة لكل الدول (Leslie & Schousboe 2011). يتم التحري عن الأسباب الثانوية للتخلخل العظمي وتراعى إن وجدت، ومن المفضل وجود تحليل DXA قبل البدء بالمعالجة (Kamienski et al. 2011). تستطب المعالجة الدوائية لمريض الترقق العظمي بالمصاب بالكسور ولمن لديهم العديد من عوامل الخطورة وذلك وفقاً للأدلة العلمية الحديثة. أما أولئك الأقل تعرضاً لعوامل الخطورة فإن تغيير نمط (أسلوب) الحياة قد يفي بالغرض، ومن ذلك التعديلات الغذائية والتمارين الرياضية وتقليل كل من المشروبات الكحولية والتدخين، كما أن فيتامين د Vitamin D مع الكالسيوم تستطب عندما

تكون مستويات هذا الفيتامين منخفضة عند المريض (Karaguzel & Holick 2010; Eriksen 2011).

إن المعالجة الدوائية الأساسية لمريض التخلخل العظمي هي Amino-bisphosphonates سواء بشكله الفموي أو الوريدي. في حين يكون العلاج بالإستروجين Estrogen أو بالإستروجين/بروجستين estrogen/progestin عند النساء اللاتي يئسن في عمر أقل ولمدة قصيرة (حتى 5 سنوات). تستطب بدائل التستوسترون عند الذكور ذوي التراكيز المنخفضة من التستوسترون. ونادراً ما تستخدم المعالجة البناءة anabolic treatment مع أنها معالجة مثالية (Eriksen 2011).

إن دواء bisphosphonates المستخدم لمعالجة التخلخل العظمي يسبب تموتاً عظمياً osteonecrosis في عظام الفكين، وهنا يجب تنويه المريض إلى أهمية المحافظة على صحة الحفرة الفموية (Edwards & Migliorati 2008)، ولأطباء الأسنان دور مهم في تحفيز المريض على الاستمرار بالعلاج مع كونه مزعجاً (Kumar 2012).

1-3. العلاقة بين التخلخل العظمي والنسج الفموية Relationship between osteoporosis and oral tissues

لوحظت العلاقة العكسية بين BMD مع سوء الحالة حول السنية وفقدان الأسنان (Tezal et al. 2000; Inagaki et al. 2001; Dervis 2005; Inagaki et al. 2005; Devlin 2012; Pepelassi et al. 2012) إلا أن عمق الجيب لم يتأثر بين المصابين بالتخلخل العظمي وغير المصابين به (Pepelassi et al. 2012). وكذلك كان هناك تناقص في الكتلة العظمية للمفصل الفكي الصدغي (Dervis 2005). وفي حين وجدت دراسة أن التخلخل العظمي من عوامل الخطورة على الفقدان العمودي للحافة السنخية حول الزرعات السنية في الفك السفلي (von Wowern & Gotfredsen 2001) فإن دراسة أخرى لم تجد ترافقاً للتخلخل العظمي في الفك السفلي مع الحالة الجهازية؛ وأن خسارة الزرعات السنية متماثلة عند المصابين

بالتخلخل العظمي وغير المصابين به، لذلك فلا يعد التخلخل العظمي مضاد استطباب للزرع السني (Amorim et al. 2006).

ووُجِد بدراسة حالة الفك السفلي بوساطة نموذج الحويجزات العظمية (Lee & White 2005; White et al. 2005) أو ملاحظة العظم القشري له (Nakamoto et al. 2003; Taguchi et al. 2003; Taguchi et al. 2004; Lee et al. 2005b; Arifin et al. 2006) تأثُّر الفك بما تتأثر به العظام الأخرى بالنسبة للتمعدن والاستقلاب مما يوحي بأن للتخلخل العظمي صفة معممة (Veigel et al. 2011). ووجد في دراسة أخرى درست علاقة BMD للعظمين القشريين الدهليزي واللساني للفك السفلي –كلاً على حدة– مع BMD لعنق الفخذ والفقرات ضعف ارتباط BMD العظم القشري اللساني مع نظيراتها في الفخذ والفقرات وذلك على عكس العظم القشري الدهليزي (Klemetti et al. 1993b). وحصل Naitoh وزملاؤه على نتائج معاكسة حيث لم تعكس حالة الصفائح القشرية حال الفقرات القطنية (Naitoh et al. 2007).

1-4. الأدوات التشخيصية للتخلخل العظمي Diagnostic tools for osteoporosis

تتنوع التقنيات التي يمكن من خلالها الكشف عن هذا المرض الصامت من حيث مدى بساطة التقنية أو تعقيدها والتكلفة وسرعة إعطاء النتائج ودقتها، ويوجد على العموم جدل كبير من حيث القدرة التشخيصية لكل من هذه التقنيات (Faulkner et al. 1999; Cummings & Melton 2002; Engelke & Gluer 2006; Damilakis et al. 2007; Kanis et al. 2008b).

يمكن تقسيم الأدوات التشخيصية إلى تلك المعتمدة على التصوير الطبي وتلك غير المعتمدة عليه.

1-4-1. تقنيات تشخيص التخلخل العظمي غير المعتمدة على التصوير الطبي

1-1-4-1. FRAX® (أداة منظمة الصحة العالمية لتعيين خطر الكسر – WHO Fracture risk assessment tool)

هذه الأداة هي برنامج حاسوبي متوافر عبر الانترنت (http://www.shef.ac.uk/FRAX) يقوم بتحديد خطر الإصابة بكسر عظمي بعد ملء النموذج المقدم بالمعلومات المطلوبة (Kanis et al. 2008a). لقد تم تطويرها من قبل مركز منظمة الصحة العالمية التعاوني لأمراض العظم الاستقلابية (Kanis et al. 2009).

تمتاز هذه الأداة بأنها تأخذ في الحسبان العديد من عوامل الخطورة السريرية مما يحسن من دقة التنبؤ مقارنة بقيمة الكثافة المعدنية العظمية BMD لوحدها (Kanis et al. 2007)، وبالتالي يرفع من قيمتها السريرية (Adams 2012). وهذه العوامل هي العمر ومشعر كتلة الجسم Body Mass Index (BMI) المحسوب من الطول والوزن وBMD ووجود أي كسر سابق ناجم عن التخلخل أو ترقق العظام والممارسة الحالية التدخين والاستخدام المطول للستيرويدات القشرية الفموية والتهاب المفاصل الروماتيزمي والأسباب الأخرى للترقق العظمي الثانوي وتناول 3 وحدات أو أكثر من المشروبات الكحولية.

وبإدخال المعلومات المتعلقة بعوامل الخطورة– سابقة الذكر–، يقوم البرنامج بحساب احتمال حدوث كسر بسبب التخلخل العظمي على مدى السنوات 10 القادمة. ولقد وجد أن معالجة مريض التخلخل العظمي مجدية اقتصادياً إذا ما كانت نسبة حدوث الكسر على مدى 10 سنوات هو أكثر من 20% أو أن احتمال حدوث كسر في الورك هو أكثر من 3% (National Osteoporosis Foundation).

2-1-4-1. التقنيات المخبرية

ليس هناك اختبار مخبري للتخلخل العظمي بحد ذاته، ومع ذلك فمن الأهمية بمكان أن يتم التحري عن بعض الأسباب الثانوية أو عن عوز الفيتامين د. تكمن أهمية التحري عن فيتامين د

في الأدوار المهمة التي يقوم بها، ومن ذلك دوره في التوازن والوقاية من السقوط وفي قوة العضلات إضافة لتأثيراته الإيجابية على العظم، كما أن استخدام أدوية bisphosphonate في سياق معالجة التخلخل العظمي يقتضي أن يكون مسوى الفيتامين د كافياً (Kasturi et al. 2009). وفي دراسة مسحية لتقييم نساء مصابات بالتخلخل العظمي تم إجراء تحليل لكالسيوم البول والمصل وتحليل لهرمون جارات الغدة الدرقية (PTH)، كما تم قياس الهرمون المحرِّض للغدة الدرقية عند اللواتي يعالجن بمعيضات الهرمون الدرقي، وقد مكنت التحاليل السابقة من كشف 85% من جميع الاضطرابات المستبطنة (Tannenbaum et al. 2002). إن فحص [25 hydroxy (OH) vitamin D] يجب أن يكون جزءاً أساسياً في سياق التخلخل العظمي (Kasturi et al. 2009). واستخدمت كذلك العلامات الدالة على التقلبات العظمية bone Turnover markers كمؤشرات لتشخيص التخلخل العظمي ومتابعته؛ فقد وُجد في دراسة مراجعة (Biver 2012) أن استجابتها السريعة للمعالجات تساعد في تعيين التأثيرات قصيرة الأمد على للمعالجات ولكن يقتضي استخدامها اعتبارات تتعلق بتغيراتها. بعض هذه العلامات – المصلية أو البولية– يدل على الامتصاص العظمي والأخرى تدل على التشكل العظمي (Biver 2012) .

1-4-1-3. التحليل النسيجي الشكلي Histomorphometry

هذا التحليل (يعرف أيضاً بعلم النسج الكمي quantitative histology) هو المعيار الذهبي للتحري عن أمراض العظم، لقد ساهم هذا التحليل في تحسين فهمنا لبينة العظم السليمة والعمليات الطبيعية للعظم وما يحدث في سياق الأمراض العظمية أو تلك التي يتأثر بها العظم (Arlot et al. 2008)، ذلك أن هذا التحليل يدرس الخلايا العظمية ونشاطها (Iwaniec et al. 2008). هذا التحليل هو أداة تشخيصية مفيدة لدراسة أمراض العظم الاستقلابية ولا سيما المكون الحويجزي (Dalle Carbonare et al. 2002).

يتألف هذا التحليل من عدّ أو قياس مكونات النسيج من خلايا والمكونات خارج الخلوية والبنية العظمية الدقيقة. وهذه هي الطريقة الوحيدة التي تسمح بقياس معدل التمعدن ودراسة التكون العظمي على 3 مستويات هي الخلوي ووحدة إعادة التشكيل والنسيجي.

غالباً ما يجرى على خزعة مأخوذة من عظم الحرقفة تحت التخدير الموضعي بشروط عقيمة، يوصف للمريض قبل الخزع واسم معدني ثنائي السطح a double labeling of the mineralization front مع التتراسيكلين (يعطى ليومين ثم يوقف 10 أيام بعدها ثم يعطى ليومين ثانيةً، ويتلو الخزعُ ذلكَ بـ5 إلى 7 أيام)، توضع الخزعة في الميثيل ميثاكريلات methylmethacrylate بعد تثبيتها وذلك بدون إجراء خسف أملاحها المعدنية decalcification. تُقطّع بقطاعة خاصة إلى مقاطع ثخانتها 8µm وتُلوّن بعض هذه المقاطع بملون Goldner ثلاثي الكروم أو بملون آخر. تُترك الأخرى بدون تلوين لتحليل الواسم –سابق الذكر– مع التتراسيكلين بالتألق الضوئي fluorescent light من أجل دراسة ديناميكية التشكل.

وتعد هذه الأداة التشخيصية مفيدة لتشخيص ودراسة الأمراض الاستقلابية للعظم لاسيما المكون الحويجزي.(Dalle Carbonare et al. 2002)

4-1-4-1. قياس خصائص العظم الميكانيكية الدقيقة Bone micromechanical properties measurements

يتطلب تعيين خطر حدوث الكسر وتقييم المعالجات الجديدة والتنبؤ بنجاح الزرع وتعيين تأثيرات اضطرابات إعادة التشكيل العظمي قياس خصائص العظم الميكانيكية الدقيقة.

هناك طريقتان حديثتان من أجل قياس هذه الخصائص وهما: (1) التبعيد النانومتري nano-indentation وهو طريقة واقعية لتعيين الخصائص الميكانيكية الدقيقة الداخلية للـ"وحدات البنيوية العظمية" bone structural unit (BSU) المفردة وذلك من مثل القساوة ومعامل النسيج العظمي الجاف والرطب مع درجة وضوح عالية (Rho et al. 1997; Zysset et al. 1999). (2) اختبار اللي ثلاثي النقاط three-point pending test هو اختبار آخر لقياس

الخصائص الميكانيكية ويجرى بإسناد العظم في الجهاز الخاص بذلك من طرفيه وتطبيق ضغط على منتصف جسم العظمة (Ammann et al. 1999).

إن المكوِّنين الهامَّين للمقاومة العظمية هما BMD وجودة العظم (بنية العظم الدقيقة وخصائصه الداخلية وهندسته) (Brandi 2009).

1-4-5. طريقة العناصر المنتهية Finite element method (FEM)

أدخلت هذه الطريقة لأول مرة في عام 1972 لتقييم الجهود لدى عظام البشر في سياق التقويم الميكانيكي الحيوي، وهي تقنية حاسوبية متقدمة لتحليل الجهود البنيوية(Brekelmans et al. 1972) ومنذ ذلك الحين استخدمت هذه التقنية لدراسة ميكانيكية العظم البشري،(Huiskes & Chao 1983) ومع بداية التسعينيات تطورت FEM وذلك باستفادتها من البيانات ثلاثية الأبعاد لـ CT (CT-based FEM)، واستخدمت سريرياً لتعيين مقاومة الفقرات (Faulkner et al. 1991). كما واستخدمت كذلك في للتنبؤ بكسور عنق الفخذ (Keyak et al. 1998; Cody et al. 1999; Keyak 2001; Keyak et al. 2001; Bessho et al. 2007).

1-4-2. التقنيات التشخيصية المعتمدة على أنظمة التصوير الطبي Medical imaging systems for diagnosis

يمكن تقسيم تقنيات التصوير الخاصة بتشخيص التخلخل العظمي إلى تلك المعتمدة على الأشعة السينية وتقنيات التصوير بالرنين المغناطيسي والتصوير بالأمواج فوق الصوتية، كما يمكن تقسيمها حسب الصور الناتجة عنها إلى تقنيات ذات صور ثنائية البعد وتلك ثلاثية البعد. يمكن تقسيمها أيضاً بحسب تقنيات التحري عن البنية العظمية إلى قسمين هما تلك التقنيات التي تسمح بالحصول على البنية العظمية الدقيقة (على المستوى الميكروني) مثل التصوير المقطعي المحوسب عالي الدقة high resolution CT (hr-CT) والتصوير المقطعي المحوسب الميكروني Micro CT (µCT) والتصوير بالرنين المغناطيسي عالي الدقة high resolution

MRI (hr-MRI) والتصوير بالرنين المغناطيسي الميكروني Micro MRI (µMRI) والقسم الثاني من التقنيات التي تتحرى البنية العظمية على المستوى الأكبر (الميليميتر) مثل DXA و Quantitative Computed Tomography (QCT).

وتستخدم تقنيات QCT و hr-CT و hr-MRI سريرياً، أما تقنيتا µCT و µMRI فهما مخبريتان (Genant et al. 2008). تسمح هذه التقنيات المتقدمة بالتقصي عن الهشاشة العظمية وتأثيرات المعالجات الحديثة على العظم وتعيين الخصائص الميكانيكية الحيوية (Kalpakcioglu et al. 2008). ينصح البعض باستخدام تقنيتي التصوير المقطعي المحوسب والتصوير بالرنين المغناطيسي معاً من أجل الحصول على نتيجة ذات مصداقية أكبر (Gielkens et al. 2008).

1-2-4-1. التصوير بجهاز مقياس امتصاص الأشعة ثنائي الطاقة DXA

إن التقنية التشخيصية القياسية في تشخيص التخلخل العظمي وفي المتابعة التالية للمعالجة هي التصوير بتقنية DXA التي تحسب كلاً من الكثافة المعدنية العظمية BMD والمحتوى المعدني العظمي Bone Mineral Content (BMC) (Damilakis et al. 2007). وعموماً فإن الاعتماد على BMD لمعرفة الحاجة للمعالجة لا يعد الأسلوب الأمثل (Siris et al. 2004)، ولكنها المعيار الذهبي لقياس الكثافة المعدنية سريرياً (Damilakis et al. 2007).

المناطق التي غالباً ما يجرى عليها التصوير بهذه التقنية هي الأماكن المركزية كالفقرات والورك، مع إمكانية تطبيقها على الأطراف (Carballido-Gamio & Majumdar 2006)، واستخدمت -في سياق التجارب السريرية فقط- لتقييم عظام الفكين (von Wowern 2001; Nackaerts et al. 2007).

تعرف منظمة الصحة العالمية الشخص على أنه مصاب بالتخلخل العظمي إذا ما كانت قيمة BMD لديه أقل من قيمة BMD الطبيعية بمقدار 2.5 انحرافاً معيارياً، فإذا كانت قيمة BMD الطبيعية هي كثافة العظم المعدنية لمن هم في عمر الشباب فيطلق عندها على عدد الانحرافات

المعيارية لـ BMD المريض –بعد مقارنتها بنظيرتها الطبيعية– بـ"قيمة T" "T score" –لم يُصطلح تسمية هذه القيمة في تعريف منظمة الصحة العالمية السابق بقيمة T وتم ذلك فيما بعد (NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention Diagnosis and Therapy 2001)–، أما "قيمة Z" "Z score" فهي عدد الانحرافات المعيارية عن القيمة الطبيعية للBMD إما للنساء في سن اليأس بحسب تعريف منظمة الصحة العالمية أو لشاهد موافق بالجنس والعمر(Wolrld Health Organization 1994; NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention Diagnosis and Therapy 2001).

قد لا تكون قيمة BMD التي تم الحصول عليها من جهاز DXA معبرة عن الوضع الحقيقي بسبب التهاب المفاصل العظمي واعتلال المفاصل السطحي في العمود الفقري أو بسبب التغيرات المفصلية في الورك.(Kasturi et al. 2009) فقد وجد في مسح أجري على الرجال أن انتشار التخلخل العظمي قد ازداد من 25% إلى 53% بعد الأخذ بالحسبان قيمة BMD للساعد مع كل من قيم BMD للعمود الفقري والورك وذلك بالمقارنة مع المكانين الأخيرين وحدهما (Adler 2006).

يعد BMD المحدد الأساسي للمقاومة العظمية (Mosekilde et al. 1989; Beck et al. 1990)، علماً أنه لا يمكن توضيح سوى 51– 80% من هذه المقاومة باستخدام BMD (Myers et al. 1994; Bjarnason et al. 1996; Cheng et al. 1997; NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention Diagnosis and Therapy 2001; Ammann & Rizzoli 2003)، وبمعنى آخر لا يمكن التمييز بين مريض معرض لخطر الكسر من آخر غير معرض لذلك الخطر باستخدام BMD لوحده (أي وجود النتائج السلبية الكاذبة والنتائج الإيجابية الكاذبة) (Kanis et al. 2005). إضافة لذلك فإن نوعية (جودة) العظم bone quality تعد مقياساً أساسياً للمقاومة كذلك؛ ويمكن باستخدام

تحليل هندسة الحجب أن يتم تعيين هذه الجودة جزئياً (Carballido-Gamio & Majumdar 2006).

تتضمن تقنيات التصوير التي توضح بنية الحويجزات العظمية كلاً من التصوير المقطعي المحوسب computed tomography (CT) والتصوير بالرنين المغناطيسي Magnetic Resonance imaging (MRI) (Carballido-Gamio & Majumdar 2006).

إن المشاركة ما بين BMD وبنية الحويجزات هي الطريقة الأفضل للتنبؤ بالمقاومة الميكانيكية الحيوية (Link et al. 2003a; Bauer et al. 2006; Baum et al. 2010).

من مآخذ تقنية DXA أنها لا تميز ما بين العظم الحويجزي عن ذاك القشري؛ حيث إن الأول أكثر تأثراً بالإستقلاب من نظيره القشري (Majumdar 2008)، كما لا تعطي القياسات البنيوية والتي وجدت الدراسات أنها تحسن بشدة من التمييز ما بين المصابين بالتخلخل العظمي وغير المصابين به (Link et al. 1998a; Link et al. 2002).

1-4-2-2. التصوير المقطعي المحوسب CT – computed tomography-

تتمتع أجهزة التصوير المقطعي المحوسب متعدد اللواقط التي عرفها الحقل الطبي في عام 1998 بميزات عن نظيرتها ذات اللاقط الوحيد، فهي أسرع في زمن التصوير والصور الناتجة عنها أدق مما يجعل تقييم التراكيب العظمية أفضل وفي جميع المستويات في الأبعاد الثلاثة (Blum et al. 2000; Kalra et al. 2004).

إن التخامد الحاصل في حزمة الأشعة السينية بعد مرورها في الجسم الذي يتم تصويره تسجله اللواقط وتنتقل هذه البيانات بعد ذلك إلى الحاسوب لتبدأ عملية حساب معاملات التخامد الخطي linear attenuation coefficients (μ)، وهذه المعاملات تعد البيانات الأولية (الخام) raw data التي تتشكل منها المقاطع المحورية المؤلفة من بيكسلات (عنصر الصورة) pixels تتوافق قيمها مع تلك المعاملات التي تم حسابها (Sukovic 2003).

يتم التعبير عن معاملات التخامد سابقة الذكر وذلك بالنسبة إلى الماء فيما يسمى بوحدة هاونسفيلد Hounsfield Unit (HU) (Sukovic 2003)

$$HU_{voxel} = 1000 \times (\mu_{voxel} - \mu_{water}) / \mu_{water}$$

ليست دقة أجهزة CT المخصصة للاستخدام السريري على درجة كافية لتوصيف العظم الحويجزي ولعل الحائل الأساسي دون الوصول إلى دقة أكبر هو الجرعة الشعاعية (Carballido-Gamio & Majumdar 2006)، بيد أن تطور هذه الأجهزة لاسيما دخول التصوير المقطعي المحوسب الحلزوني spiral CT دفع الباحثين إلى تحليل مرتسم العظم الحويجزي في الصور الناتجة وكانت النتائج مشجعة (Jiang et al. 1998; Link et al. 1998b; Link et al. 1998c; Cortet et al. 1999; Link et al. 2003b; Ito et al. 2005).

أظهرت الدراسات السابقة قابلية تعيين البنية الدقيقة وذلك في الكعبرة (Link et al. 2003b) والعقب (Cortet et al. 2004b; Patel et al. 2005) والفخذ (Issever et al. 2002; Bauer et al. 2006). وكان هناك ارتباط جوهري في تعيين البنية العظمية في كل من جهاز التصوير المقطعي المحوسب المحيطي الكمي عالي الدقة High Resolution peripheral Quantitative Computed tomography (HR-pQCT) وجهاز MDCT-64 وذلك باعتماد متغيرين هما حجم العظم/ الحجم الكلي BV/TV والمسافة بين الحويجزات Tb.S (Diederichs et al. 2008). وقد كانت النتائج متشابهة عندما أجريت الدراسة على الجزء الوحشي للكعبرة باستخدام MDCT-64 أو MDCT-320 (Issever et al. 2010).

لقد استخدمت وحدات هاونسفيلد وقيم BMD التي تم الحصول عليها من أجهزة MDCT في تعيين جودة عظام الفكين، ويتم الحصول على قيم BMD في أجهزة CT باستخدام أداة معايرة calibration phantom توضع أثناء التصوير (Norton & Gamble 2001; Naitoh et al. 2007).

يستخدم مصطلح "ظاهري" "apparent" على العموم لقياسات الحويجزات العظمية عندما تجرى بالتقنيات التي تقارب دقتها أبعاد هذه الحويجزات أو تفوقها (Parfitt 1988; Bauer et al. 2006).

1-4-2-3. التصوير المقطعي المحوسب الكمي Quantitative Computed Tomography (QCT)

مبدأ التصوير في هذه التقنية مشابه للتصوير المقطعي المحوسب، أي يتم الحصول على صورة ثلاثية الأبعاد للجسم أو المنطقة المصورة، وبالتالي تسمح هذه التقنية بالحصول على بيانات الكثافة العظمية للعظمين القشري والحويجزي كلاً على حدة.

هذه التقنية أكثر تشعيعاً للمريض من تقنية DXA وتعتمد هذه الجرعة الشعاعية على البروتوكول المتبع في التصوير (Carballido-Gamio & Majumdar 2006).

1-4-2-4. التصوير المقطعي المحوسب المحيطي الكمي عالي الدقة High Resolution peripheral Quantitative Computed tomography (HR-pQCT)

يمكن عدّ هذه التقنية بمثابة النسخة السريرية لـ µ-CT. وتصل دقة هذه التقنية (حجم الفوكسيل) إلى 82 μm^3 (Boutroy et al. 2005; Khosla et al. 2006). وتمكن هذه التقنية من دراسة العظمين القشري والحويجزي في المناطق الطرفية من الهيكل العظمي (الظنبوب والكعبرة) كلاً على حدة (Boutroy et al. 2005).

تعطي هذه التقنية دقة عالية بالنسبة لاحتمال حدوث كسر كما تمكن من التحري عن التغيرات في البنية العظمية الدقيقة (Boutroy et al. 2005; Khosla et al. 2006; Melton et al. 2007; Sornay-Rendu et al. 2007; Boutroy et al. 2008; Vico et al. 2008; Lems et al. 2011). ووجدت دراسة أخرى إمكانية التحري عن شذوذ البنية العظمية

الدقيقة وانخفاض كفاءة العظم الميكانيكية لدى نساء مصابات بالتخلخل العظمي مجهول السبب (Cohen et al. 2009b). بيد أن ارتفاع الثمن ومحدودية انتشارها يحولان بالنتيجة من الاستفادة من هذه الطريقة (Lems et al. 2011). وهذا ما قد يجعل هذه الأداة تحتل مستقبلاً المكانة التي تتمتع بها تقنية DXA حالياً (Rizzoli 2010). ومن المآخذ على هذه التقنية أن القياسات الناتجة من هذه التقنية لا تقوم على حساب الحويجزات بشكل فردي بل على قيم وسطية إحصائية ولا يستخدم مشعر نموذج البنية structure model index في تحليل البيانات –هو مشعر يستخدم للتحري عن بنية العظم الحويجزي الدقيقة (Hildebrand & Ruegsegger 1997; Ding & Hvid 2000)– كما لا تميز هذه التقنية ما بين مكونات الحويجزات الصفحية والعصوية plates and rods (Liu et al. 2010). وتوضح الدراسات الحديثة أن بنية الحويجزات العظمية الدقيقة تحدد مقاومة العظم الحويجزي (Liu et al. 2006; Liu et al. 2008; Liu et al. 2009)، وهي تتغير مع التقدم في السن وفي سياق الإصابة بالتخلخل العظمي من الشكل الصفيحي إلى العصوي (Wehrli et al. 2001; Liu et al. 2006; Liu et al. 2008; Liu et al. 2009). إن القياسات المشتقة من هذه التقنية تعتمد بشدة على BV/TV مما يقلل من إضفاء بقية القياسات لمعلومات تشخيصية (Liu et al. 2010).

1-4-2-5. التصوير المقطعي المحوسب الميكروني Micro-computed tomography (Micro-CT or µ-CT)

ينتج عن هذه التقنية صور بدقة عالية جداً ويكون الفوكسيل فيها متماثلاً في أبعاده (يصل طول ضلع الفوكسيل إلى 1µm). توضح هذه التقنية الحويجزات بشكل مفرد وتسمح بدراسة كامل خصائص شبكة الحويجزات العظمية. وتعطي هذه التقنية قيم BMD الحجمية (غرام/ سم^3). هذه التقنية هي المرجع الذهبي لتقييم QCT والرنين المغناطيسي (Carballido-Gamio & Majumdar 2006)، حيث كان الارتباط قوياً ما بين هذه التقنية والتحليل النسيجي الشكلي

التقليدي بالنسبة لكل من حجم العظم وثخانة الحويجزات وعدد الحويجزات والمسافة بين الحويجزات (Uchiyama et al. 1997).

1-4-2-6. التصوير بالرنين المغناطيسي Magnetic Resonance Imaging (MRI)

أُدخِل التصوير الميكروني بالرنين المغناطيسي µ-MRI في 1998 (Wehrli et al. 1993)، وكانت الدقة في المستويين X و Y 80-200 ميكروميتر وثخانة الشريحة (Z) 400-700 ميكروميتر. يكشف التصوير بدقة عالية لب (نقي) العظم المحيط بشبكات العظم الحويجزي، حيث تظهر إشارة العظم الحويجزي منخفضة (بلون أسود) ويعطي لب العظم إشارة أعلى (Carballido-Gamio & Majumdar 2006). ويعطي الحقل المغناطيسي القوي صوراً ذات دقة أعلى يمكن من خلالها تحليل شبكة العظم الحويجزي (Majumdar 2008).

غالباً ما يجرى التصوير بالرنين المغناطيسي ذو الدقة العالية في المناطق الطرفية بسبب المشكلات المتعلقة بالنسبة "إشارة إلى ضجيج" signal to noise ratio (Carballido-Gamio & Majumdar 2006; Majumdar 2008)، وتصل الدقة في الكعبرة إلى x156 x156 500 μm^3 (Chesnut et al. 2005). لكن ونتيجة للتطور التقني في هذه التقنية؛ قام Krug et al بتصوير الورك (أي منطقة مركزية ليست طرفية) باستخدام حقل شدته 3T والحصول على دقة بلغت x234 x234 1500 μm^3 (Krug et al. 2005). والقصور يعود إلى أن زيادة الدقة الفراغية (الفضائية) تكون على حساب تناقص النسبة إشارة إلى ضجيج.

يمكن تقدير النسبة ما بين مكوني العظم الحويجزي الصفيحي والعصوي باستخدام hr-MRI، (Majumdar 2008) وهناك اختلاف في هذه النسبة ما بين الرجال المصابين بقصور في الغدد التناسلية وأولئك السليمين (Benito et al. 2003).

يمكن الحصول على صور ثلاثية الأبعاد للعظم الحويجزي باستخدام التحليل المتقدم لصور الرنين المغناطيسي ذات الدقة العالية بحقل مغناطيسي شدته 3 تيسلا (Alberich-Bayarri et al. 2008).

درست متغيرات أخرى باستخدام الرنين المغناطيسي في سياق التخلخل العظمي مثل "حزمة كثافة الإشارة" "signal intensity band" و"كثافة إشارة النقي الطبيعي الخافتة"، وأعطى هذان المتغيران حساسية ونوعية ودقة عالية (Abdel-Wanis et al. 2011).

1-4-2-7. تقنية التقييم الكمي بالأمواج فوق الصوتية Quantitative ultrasound (QUS)

تستخدم في هي التقنية التصويرية الحديثة غير الراضة الأمواج الصوتية ليتم حساب كل من تخامد الحزم العريضة للأمواج فوق الصوتية broadband ultrasound attenuation (BUA) وسرعة الصوت speed of sound (SOS). يكون التخامد أقل في العظم المصاب بالتخلخل العظمي بالمقارنة مع نظيره الطبيعي، وتكون سرعة الأمواج الواصلة إلى القطعة المستقبلة لها في الجهاز أبطأ منها في حالة العظم الطبيعي ومن خلال ما سبق تُقياس BMD، تقتصر هذه التقنية على المناطق الطرفية للهيكل العظمي كالعقب (الكعب) والظنبوب والسلاميات، وما يحول دون تطبيقها في المناطق المركزية للهيكل العظمي كالفقرات والورك يتعلق بقدرة الأمواج فوق الصوتية على الاختراق (Carballido-Gamio & Majumdar 2006).

يمتاز الجهاز بإمكانية حمله ونقله (Njeh et al. 2001; Cortet et al. 2004a; Damilakis et al. 2007)، ولذلك فهذه التقنية مفيدة في التقصيات عند الأفراد من ذوي الخطورة العالية مع التأكد من التشخيص بوساطة DXA يضاف لذلك خلوها من الأشعة السينية وانخفاض كلفتها (Carballido-Gamio & Majumdar 2006) ولا سيما إذا ما كان عدد الأفراد كبيراً (Trimpou et al. 2010)، واقترح آخرون استخدامها في العيادات عند تعذر

وجود DXA أو عدم إمكانية تطبيقه (Rozental et al. 2010)، وتعد هذه التقنية أقل حساسية من DXA و QCT (Carballido-Gamio & Majumdar 2006).

1-4-2-8. التصوير الشعاعي البسيط plain radiography

يمكن دراسة وتحليل المرتسم ثنائي البعد للعظم الحويجزي بتقنية التصوير الشعاعي البسيط. وأكثر الأماكن المنتخبة لهذه التقنية هي الورك والفقرات والعقب (Carballido-Gamio & Majumdar 2006).

1-4-2-9. تقنيات التصوير المستخدمة في طب الأسنان

1-4-2-9-1. التصوير الذروي والبانورامي

إن الصور السنية التي تطلب للعيادات السنية توفر فرصاً كبيرة لدراسة العظام (Nackaerts et al. 2008; Verheij et al. 2009; Taguchi 2010). فقد أظهرت مراجعة منهجية تأثر الفك السفلي بالتخلخل العظمي ويمكن التحري عن ذلك بالصور البانورامية (Klemetti et al. 1993a; Vlasiadis et al. 2008; Kavitha et al. 2012) والذروية (Nackaerts et al. 2008)، علماً أن هذا التحري قد يكون بالنظر إلى الصورة بالعين المجردة أو باستخدام تقنيات موضوعية (من مثل قياس سماكات العظم وتحليل الكثافة الضوئي photodensitometry) (Lopez-Lopez et al. 2011).

تشابه خسارة العظم القشري للفك السفلي والملاحظة بالصور البانورمية نظيرتها في عظم الورك، كما تتسارع وتيرة امتصاص العظم القشري للفك السفلي بعد عمر 42.5 سنة (Roberts et al. 2011) كما أن ثخانة هذه العظم القشري على الصور البانورامية مرتبطة مع قيم BMD للفقرات (Vlasiadis et al. 2008).

وجد Kavitha وزملاؤه إمكانية تقسيم النساء حسب قيم BMD إلى مجموعتين (قيم طبيعية أو منخفضة) من خلال الصور البانورامية مع برنامج حاسوبي خاص (2012).

1-4-2-9-2. التصوير المقطعي المحوسب المخروطي Cone Beam Computed Tomography (CBCT)

لقد وُجد جهاز CBCT منذ ما يزيد على ربع قرن؛ واستخدمت عندما تم تطويرها بادئ ذي بدء –عام 1982– في التصوير الوعائي (Robb 1982)، ولكن تطلب الأمر ما يقارب عقداً ونصف لإنتاج أجهزة قليلة التكلفة وصغيرة الحجم بما يتلاءم مع العيادات السنية وذلك حين أعلن Mozzo وزملاؤه (1998) (كما أعلن Arai وزملاؤه (1999) وبشكل مستقل) عن أول جهاز CBCT مخصص للاستخدام السني.

وتتضمن العوامل التي أسهمت في قابلية إنتاج هذه الأجهزة تطوير لواقط مسطحة قليلة التكلفة نسبياً ذات مساحة واسعة ودقة عالية، وتوافر حواسيب ذات قدرة معالجة تتلاءم مع متطلبات هذه الأجهزة ومعقولة التكلفة وتصنيع منابع شعاعية قادرة على تأمين الكمية المطلوبة من الأشعة السينية وبزمن قليل (أي أنها ذات سعة حرارية كافية لهذا النوع من التصوير وتكلفتها أقل بكثير من تلك المستخدمة في أجهزة التصوير المقطعي المحوسب التقليدية).

هناك اختلافان أساسيان بين هذا الجهاز وأجهزة التصوير المقطعي CT، أولها أن أنبوب الأشعة المستخدم فيها منخفض الطاقة كما أن المصعد anode فيه ثابت (ليس من النوع الدوّار)، وثانيهما أن أجهزة CBCT تدور حول المريض دروة واحدة فقط (Quereshy et al. 2008). تجعل تلك الاختلافات أجهزة CBCT ذوات أحجام أصغر وتكلفة أقل إضافة إلى تشعيع أقل للمريض. تتعدد التطبيقات السريرية لأجهزة CBCT في المنطقة الفكية الوجهية مثل الزرع السني واضطرابات المفصل الفكي الصدغي والجراحة القحفية الوجهية والأسنان المنطمرة (Quereshy et al. 2008).

تعطي هذه التقنية في التصوير صوراً ثنائية وثلاثية البعد بشكل سريع ودقيق ولاسيما مع التطور في تقنية اللواقط المستخدمة وقدرات أجهزة الحاسوب، إن زمن التصوير وتشكيل الصورة هو بضع دقائق فقط (Scarfe et al. 2012).

وفي حين تتألف الصور ثنائية البعد من البيكسلات؛ فإن الصور ثلاثية البعد تتألف من الفوكسيلات voxels التي يتحدد قياسها وفقاً لطولها وعرضها وثخانتها وهي الوحدات المكونة للصورة ثلاثية البعد. وتكون هذه الفوكسيلات منتظمة الشكل (الطول والعرض والثخانة في كل فوكسيل متساوية مع بعضها في أجهزة CBCT).

تستخدم في هذا الجهاز اللواقط المستوية والتي تكون أحد نوعين هما "لواقط الشاشة المسطحة"flat panel detector ذات السيليكون عديم الشكل amorphous silicon، والثاني هو اللاقط ذو القطعة مزدوجة الشحن charged couple device (CCD) مع مضخم الصورة image intensifier (Scarfe & Farman 2008; Kau et al. 2009).

أظهرت الدراسات تفوقاً للنوع الأول من ناحية الدقة الناتجة للصور (Baba et al. 2002) .

تعطي هذه للواقط عنصراً حجمياً (فوكسيل) متساوي الأضلاع ودقة أعلى وتغطية حجمية للمنطقة المصورة بالمقارنة مع الـCT (Groh et al. 2002; Volk et al. 2004). لقد طورت هذه اللواقط بداية للتصوير البسيط معطية صوراً عالية الدقة وبتباين عالٍ للبنى المصورة (Ludwig et al. 2003).

تتميز أجهزة CBCT بسرعة إجراء التصوير وصور بدقة عالية يصل حجم الفوكسيل في بعضها إلى 0.076 ميليمتراً وبانخفاض الجرعة الشعاعية 1.5-12.3 مرة مقارنة مع حقل مماثل في جهاز MDCT وبإمكانية إعادة البناء متعدد المستويات وعرض الناحية المصورة بالأبعاد الثلاثة. أما مساوئه فهي تشكل الخيالات artifacts بشكل مشابه للتصوير بأجهزة CT وبانخفاض تمايز النسج الرخوة بالمقارنة مع CT (Ludlow & Ivanovic 2008; Scarfe & Farman 2008). تتفوق أجهزة CBCT على أجهزة الـCT المخصصة للاستخدام السريري من ناحية دقة الصور الناتجة عموماً ولا سيما دقة الصور في الاتجاه الطولاني (المحور Z)؛ ذلك أن المقاطع المحورية يجب أن يعاد بناؤها في أنظمة الـCT بأسلوب الاستقراء interpolation method من بيانات التصوير الحلزوني وهذا الأسلوب ينقص من الدقة في المستوى الطولاني، ويمكن التغلب

على ذلك بتقليل معامل ثخانة الصورة pitch ولكن ذلك سيزيد من جرعة الأشعة السينية المطلوبة (Watanabe et al. 2011).

ومن ناحية دقة الأبعاد في الـCBCT، فقد وجد في دراسة أجريت على أبعاد الأسنان أن الخطأ في القياس لم يزد عن 0.3 ملم حتى مع استخدام فوكسيل قياس ضلعه يساوي 0.4 ملم (Sherrard et al. 2010). كما أن تحري العيوب العظمية كان أكثر حساسية في هذه التقنية من التصوير الذروي الرقمي أو التقليدي (Stavropoulos & Wenzel 2007).

إلا أن صور الـCT أقل ضجيجاً noise من صور الـCBCT؛ ومع ذلك يمكن عد الضجيج في صور الـCBCT ضمن الحدود المقبولة (Mozzo et al. 1998; Liang et al. 2010).

لا تكون العناصر الحجمية voxels في صور CBCT ذات قيم مطلقة absolute values كما في حالة CT الذي يعطي وحدات هاونسفيلد Hounsfield Unit (HU) (Naitoh et al. 2004).

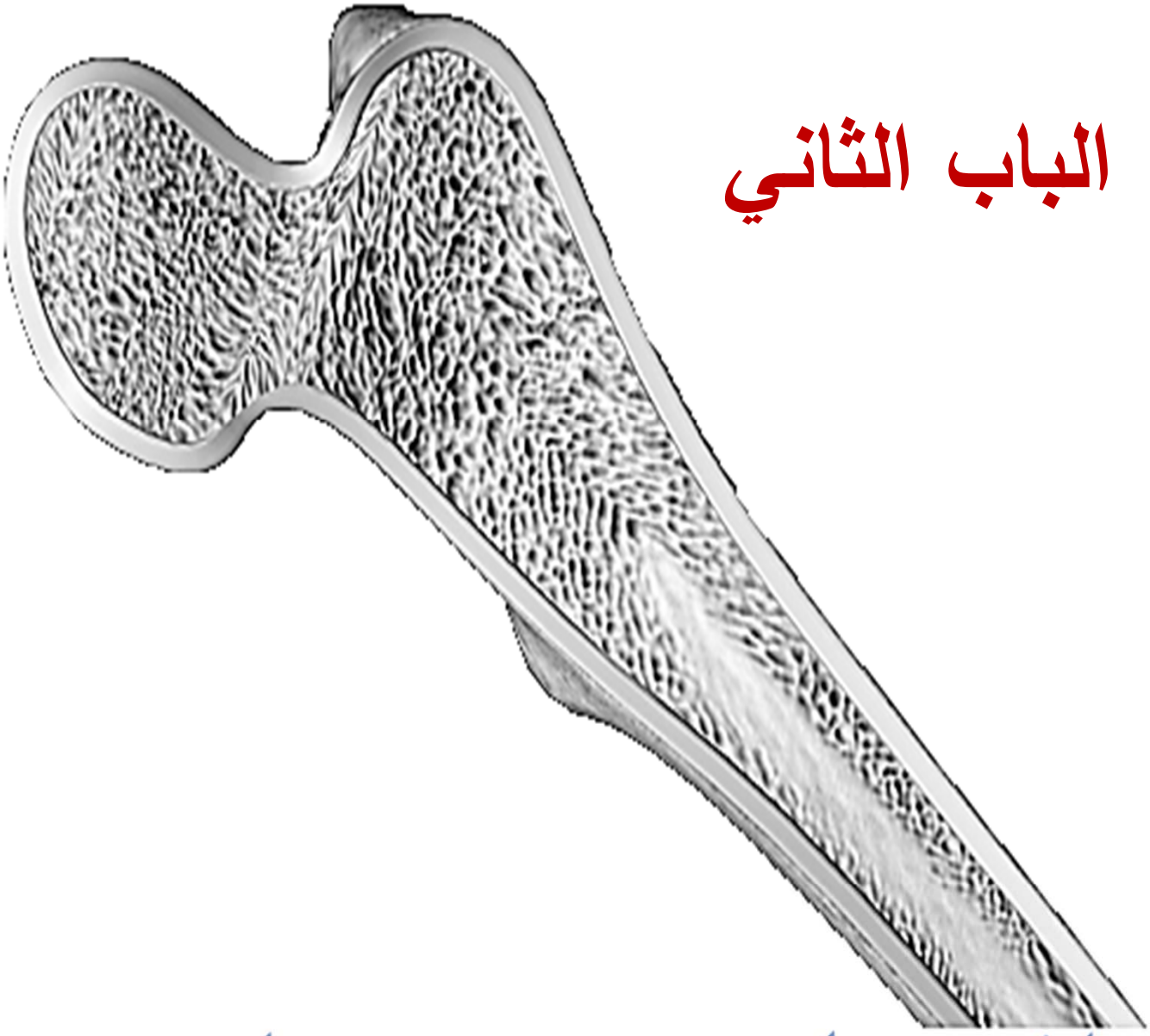
قام Naitoh وزملاؤه (Naitoh et al. 2009) بتقدير BMD (المحسوب بجهاز MDCT) من خلال HU المحسوبة بجهاز CBCT من خلال نموذج الانحدار التالي (علماً أن معامل الارتباط بين المتغيرين كان 0.965):

$$\text{Estimated BMD (gram/cm}^3\text{)} = 0.812x(\text{calculated HU}) - 142.583$$

ووجد بتحليل صور CBCT أن بعض المقاييس مثل مساحة المنطقة العظمية والتحليلات الكسرية fractal analysis قد تكون فعالة للتنبؤ بجودة العظم، على عكس قياس الكثافة العظمية بهذه التقنية (Hua et al. 2009). كما أن هناك ارتباطاً قوياً ما بين قيم الفوكسيل في CBCT مع قيم BMD المحسوبة من أجهزة MDCT (Naitoh et al. 2009)، ويمكن تقييم كثافة العظم بتحديد نسبة العظم الحويجزي.(Naitoh et al. 2004)

1-5. القصور في تشخيص التخلخل العظمي Under-diagnosos of osteoporosis

من الواضح أن التخلخل العظمي يعاني من قصور في تشخيصه في المجتمع الطبي (Hamdy 2004). وعلى الرغم من أن قصة سابقة لحدوث كسر هي عامل خطورة مرتفع لحدوث كسر مستقبلي (Johnson et al. 2005)؛ فلم يتم تشخيص التخلخل العظمي وتدبيره إلا لقسم صغير من هؤلاء الذين تعرضوا لهذا الحادث المؤلم –الكسر– كما أشارت لذلك العديد من الدراسات (Hajcsar et al. 2000; Khan et al. 2001; Harrington et al. 2002; Juby & De Geus-Wenceslau 2002). وبلغت النسبة في إحدى الدراسات 6% فقط (Melton et al. 1997). إن قصور تشخيص التخلخل العظمي بعد كسور الهشاشة يعد ظاهرة عالمية (Dreinhofer et al. 2005). يبدو أن جراحي العظام وأطباء الرعاية الأولية يركزون على المشكلة الصارخة على حساب المرض الخفي –التخلخل العظمي– (Siris et al. 2003). وأشارت دراسة أخرى إلى عدم تصوير مرضى كسور الورك بـDXA أثناء تواجدهم في المستشفى ولم يتم في الدراسة توضيح الأسباب (Gardner et al. 2002). تم تسجيل التخلخل العظمي في ملف المرضى في المستشفى عند 26% فقط من بين من تعرضوا لكسور وصفت بالعفوية أو الناتجة عن سقوط من ارتفاع يقارب مستوى الوقوف (Simonelli et al. 2003). أظهرت دراسة مراجعة أن من وصف لهم جرعات كافية من الكالسيوم والفيتامين د لم تتعدّ نسبتهم 8%.(Elliot-Gibson et al. 2004) وقد صرح 6% من جراحي العظام و 1% من الممارسين العامين الذين وزع عليهم استبيان في إحدى الدراسات أنهم سيقومون بتحويل كسور الورك إلى العيادات العظمية.(Chami et al. 2006) يجدر بالذكر أن البعض يدعو إلى أخذ التخلخل العظمي بالحسبان حتى في حالات الكسور الناتجة عن الرضوض الشديدة (Sanders et al. 1998; Mackey et al. 2007).



الباب الثاني

المواد والطرائق

2-1. عينة البحث

تألفت عينة البحث من 45 امرأة في سن اليأس وبعده من المراجعات لعيادة الكثافة العظمية بمستشفى الأسد الجامعي في دمشق في الفترة التي أنجز فيها البحث (20-2-2012 وحتى 15-9-2012).

قسمت العينة مرتين بحسب نتيجة الكثافة المعدنية العظمية لمنطقتي عنق الفخذ والفقرات القطنية وفق التقسيم المعتمد في منظمة الصحة العالمية (Wolrld Health Organization 1994) إلى ثلاثة مجموعات في كل مرة وهذه المجموعات هي:

1- المجموعة الأولى تضم اللواتي كانت الكثافة لديهن طبيعية Normal.

2- المجموعة الثانية وهن اللواتي يعانين من ترقق عظمي Osteopenia.

3- المجموعة الثالثة للمصابات بالتخلخل العظمي Osteoporosis.

كانت المجموعات متساوية عند التقسيم وفق الكثافة المعدنية العظمية لمنطقة عنق الفخذ، في حين توزعت العينة وفق المجموعات السابقة بحسب الكثافة المعدنية العظمية في منطقة الفقرات القطنية إلى 12 و15 و18 على الترتيب.

2-2. الإجراءات الميدانية للبحث

تمت مقابلة النساء المراجعات لعيادة الكثافة العظمية بمستشفى الأسد الجامعي في دمشق بما يتوافق مع مجموعات الدراسة سابقة الذكر وعرض عليهن المشاركة في البحث مما يقتضي تصويرهن بجهاز CBCT، وكانت نسبة الموافقة ممن عرضت عليهن المشاركة 62%. تم الحصول على الموافقة الخطية لكل مشاركة من المشاركات في الدراسة (انظر الملاحق).

2-3. الأجهزة المستخدمة في البحث

استخدم في البحث جهازان هما جهاز امتصاص الطاقة ثنائي الطاقة DXA وجهاز التصوير المقطعي المحوسب المخروطي CBCT.

إن جهاز DXA المستخدم في الدراسة موجود في عيادة الكثافة العظمية بمستشفى الأسد الجامعي من نوع Hologic® Discovery Wi (S/N 80058) No. 010-1547: osteoporosis assessment من إنتاج شركة (Hologic Inc. 35 Crosby Drive Bedford, MA 01730 USA) تاريخ الصنع 2003 (الشكل 2-1 أ).

وأما جهاز CBCT فهو من نوع WhiteFox (de Gotzen® S.r.l – Italy, 2011. Distributed by Satelec-Acteon Group)، وموجود في مركز التصوير الآمن بمستشفى العباسيين في دمشق (الشكل 2-1 ب). اللاقط المستخدم في هذا الجهاز هو من نوع لواقط الشاشة المسطحة Flat Panel Detectors. واستخدمت الشاشة المرفقة مع الجهاز لدراسة الصور وهي من نوع Dell وكرت الشاشة المستخدم من نوع NVidia Family (4 جيجا بايت).

2-4. البرامج المستخدمة في البحث

استخدم لدراسة الصور الشعاعية كل من البرنامج المرافق لجهاز CBCT (Whitefox Imaging software V 3.1) إضافة لبرنامج photoshop® CS6 (Adobe systems incorporated; California, 2012). البرنامج الأول هو النسخة ذاتها المقدمة مع الحالة التي تم تصويرها إلى الطبيب الطالب للصورة ليقوم بالتشخيص وإجراء بعض التحليلات الشعاعية باستخدام قائمة الأدوات في البرنامج. أما برنامج photoshop فهو برنامج رسم عام.

واستخدم للتحليل الإحصائي برنامج IBM® SPSS® الإصدار 20.

2-5. الإجراءات العملية والدراسة التحليلية

2-5-1. نتائج التصوير بجهاز الـDXA

بعد تصوير المريضة بجهاز الكثافة العظمية كما هو موصى من قبل الشركة الصانعة، فإن الجهاز يعطي تقريراً للشخص الذي تم تصويره يحتوي على قيمة T لكل من عنق الفخذ والفقرات القطنية (الشكل 2-1 ج، د).

2-5-2. تحليل صور جهاز الـCBCT

يعطي جهاز الـCBCT صور ثنائية في المقاطع القياسية الثلاثة (السهمية sagittal والجبهية coronal والمعترضة axial) إضافة إلى صور ثلاثية البعد للمنطقة المصورة، كما يمكن تشكيل المقاطع في مستوى غير المستويات سابقة الذكر بما يسمى إعادة البناء متعدد المستويات Multi-planar Reformation (MPR).

تختلف أبعاد الفوكسيل في هذه الأجهزة بحسب حجم الحقل المصور وعموماً في أجهزة CBCT يزداد حجم الفوكسيل بزيادة حجم الحقل المصور بهدف تقليل الجرعة الشعاعية.

إن حجم الحقل المستخدم في هذه الدراسة هو 13× 15 سم وحجم الفوكسيل هو 0.25 ميليميتراً (250 ميكروميتر).

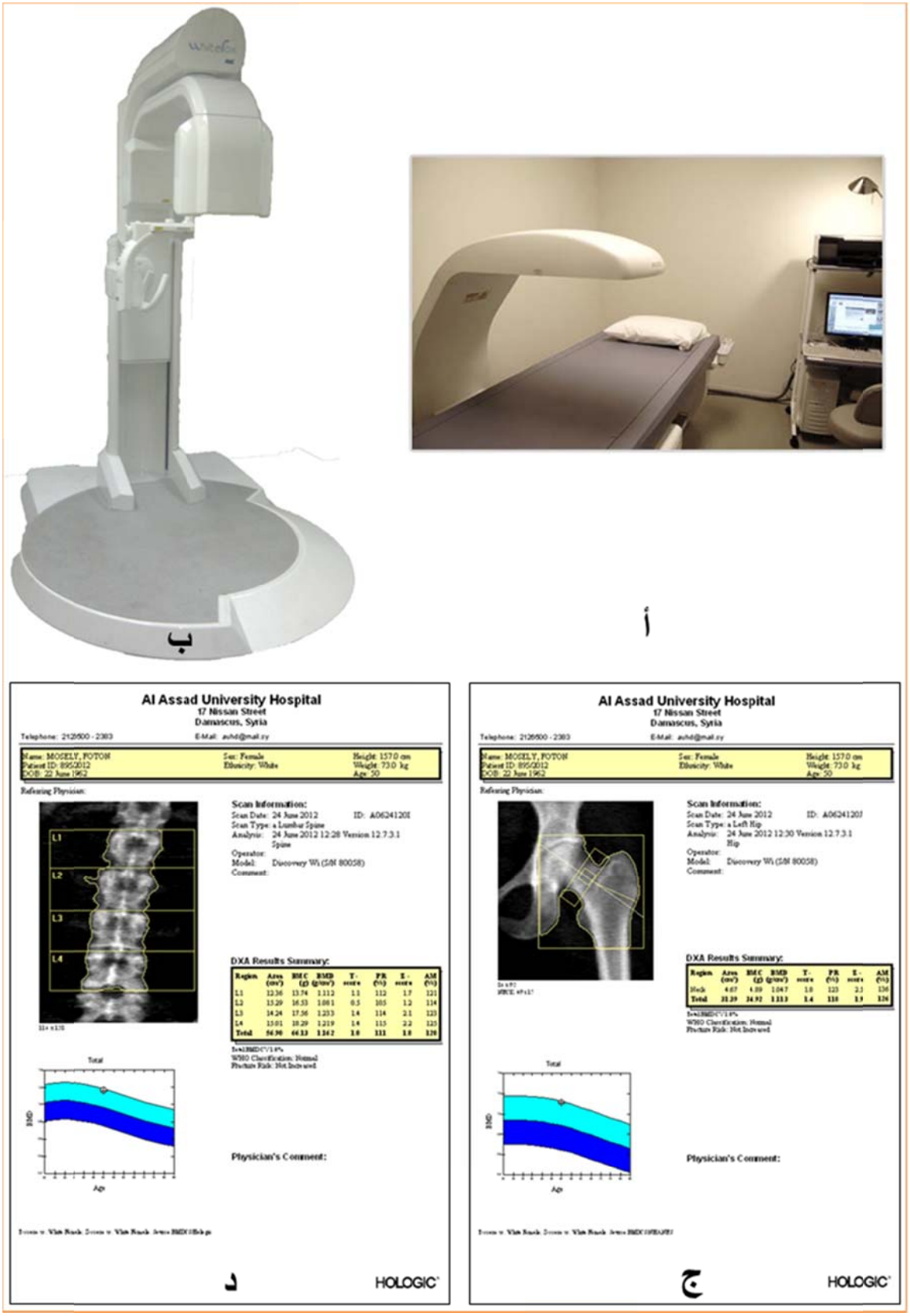
2-5-3. المناطق المختارة من الفكين لإجراء التحليل الشعاعي

نظراً لأن العظم السنخي عظم وظيفي يتأثر بالأسنان وقوى الإطباق وغير ذلك من العوامل المتعلقة بالأسنان (Naitoh et al. 2007)؛ فقد اختيرت المناطق التالية من الفكين كي تكون بعيدة عن الأسنان وهي:

1- الحدبة الفكية maxillary tuberosity اليمنى واليسرى في الفك العلوي.

2- رأد الفك السفلي ramus الأيمن والأيسر.

3- العظم القاعدي للفك السفلي بعيداً عن الأسنان.



الشكل 2-1: الأجهزة المستخدمة في البحث، أ- جهاز DXA لقياس الكثافة المعدنية العظمية. **ب-** جهاز التصوير المقطعي المحوسب المخروطي CBCT. **ج-** التقرير الشعاعي المطبوع بعد التصوير بجهاز DXA لمنطقة عنق الفخذ. **د-** التقرير الشعاعي المطبوع بعد التصوير بجهاز DXA لمنطقة الفقرات القطنية.

2-5-4. المتغيرات التي تم استخدامها في هذه الدراسة

1- الكثافة الشعاعية للمقطع المدروس بوحدات الهاونسفيلد (HU) المعطاة بجهاز CBCT.

2- النسبة بين المساحة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الكلية لمقطع المنطقة المدروسة.

3- نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة لمقطع المنطقة المدروسة.

4- دراسة النسبة بين عدد البيكسلات عندما يكون مستوى النافذة 400 HU إلى عددها عندما يكون النافذة 960 HU وذلك في منطقة الحدبة الفكية.

5- دراسة نسب حجوم عظام الفكين بالأبعاد الثلاثة وذلك باستخدام ثلاثة فلترات مختلفة.

2-5-5. تعديل تزوي المقاطع للحالات المصورة في جهاز CBCT ونسبة تكبير المقاطع

لجعل دراسة المقاطع متشابهة قدر الإمكان بين المشاركات في الدراسة؛ فقد تم تعديل زوايا المقاطع على الشكل التالي:

- عند دراسة الحدبة الفكية والرأد: تم جعل المقاطع المحورية موازية لقمة الناتئين المنقاريين في حين جعلت المقاطع الجبهية موازية للقناة القاطعة.
- أما عند دراسة مقاطع الفك السفلي فقد أخذ المقطع المار بالحافتين السفليتين للثقبتين الذقنيتين.

كانت نسبة التكبير عند دراسة وتحليل المقاطع هي 250%.

دُرست 9 مقاطع مختلفة بالنسبة للمقاطع ثنائية البعد وثلاثة صور ثلاثية البعد لكل مشاركة من المشاركات في البحث. عوملت النتائج لكل مقطع من المقاطع بشكل مستقل بهدف معرفة إمكانية الاعتماد على مقطع واحد بدلاً من دراسة مقاطع متعددة لكل منطقة.

2-5-6. إجراءات تحليل المقاطع ثنائية البعد المنتقاة للدراسة

في جميع مناطق الدراسة الثلاثة تم ما يلي:

1- **اختيار مقطع الدراسة** (وسيتم تفصيل ذلك لكل منطقة على حدة فيما يلي).

2- **تثنية لون الصور الشعاعية** (جعل الصورة ثنائية اللون): (وسيتم أيضاً شرح ذلك لكل منطقة على حدة). الهدف من هذه الخطوة هو تمييز الحدود العظمية أولاً، وتمييز العظمين القشري عن الحويجزي (شعاعياً) ثانياً.

3- **حساب مساحة المنطقة المدروسة وكثافتها الشعاعية:** وذلك باستخدام الأداة polygene الموجودة في شريط أدوات البرنامج المرفق مع جهاز CBCT (WF Imaging).

4- **حفظ الصور وتصديرها:** حفظت الصور كلاً على حدة بعد ذلك من البرنامج على شكل صور BMP ليتم العمل عليها بعد ذلك في برنامج Photoshop، وذلك بالضغط على الأداة Capture Image وإعطائها إسماً ثم حفظها في ملف خاص لكل مشاركة.

5- **حساب عدد البيكسلات البيضاء:** تم فتح الصورة في برنامج Photoshop وحُسِب عدد البيكسلات البيضاء الموجودة في المنطقة المدروسة، يظهر عدد البيكسلات في نافذة البرنانج المسماة Histogram، وهي تظهر بعد إنزال القائمة Window واختيار Histogram.

أولاً: منطقة الحدبة الفكية (الشكل 2-2)

1- **اختيار مقاطع الدراسة:** تم اختيار مقطعين من المقاطع الجبهية في كل من الحدبتين الفكيتين اليمنى واليسرى لكل مشاركة من المشاركات في البحث (أي 4 مقاطع لكل مشاركة)، ولتحديد هذين المقطعين فقد تم حساب عدد مقاطع الحدبة الفكية من النهاية الوحشية لها وحتى المقطع الأنسي (الأمامي) الذي تبدأ بعده جذور الرحى الثالثة العلوية أو الرحى الثانية العلوية بالظهور، فكان المقطع الأول هو المقطع الأنسي (الأمامي)

الموصوف سابقاً أما المقطع الثاني فهو المقطع الواقع في الوسط بين حدود الحدبة الفكية. في الحالات التي تغيب فيها الرحتين الثالثة والثانية معاً فقد حدد عرض الحدبة الفكية بـ 20 مقطعاً وهو المتوسط الحسابي الذي تم الحصول عليه من باقي الحالات (مثال على أحد المقاطع المختارة في الشكل 2-2 أ).

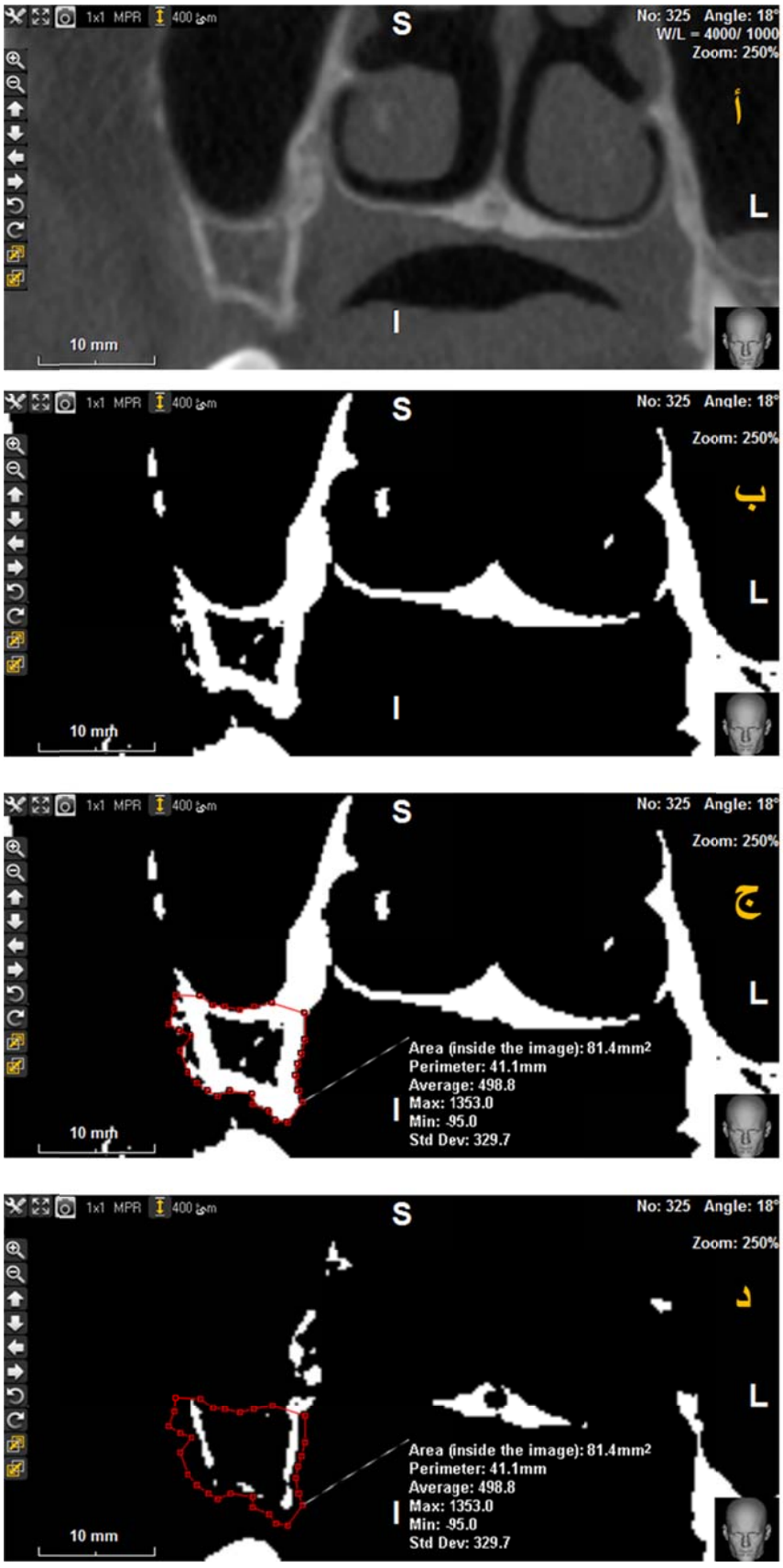
2- **تثنية لون الصور الشعاعية:** تم جعل الصورة ثنائية اللون (أبيض وأسود فقط) وذلك باختيار الأداة (Preset W/L Values, Histogram Window) ثم اختيار (histogram Window) وبعدها يتم ضبط مستوى النافذة وعرضها عند 400 و صفراً على التوالي. إن 400 هو العتبة الشعاعية للطور العظمي (White et al. 2009). وبذلك تظهر المناطق التي تزيد كثافتها الشعاعية عن 400 HU باللون الأبيض أي أن العظمين الحويجزي والقشري معاً يظهران باللون الأبيض (الشكل 2-2 ب)، ثم ضبط مستوى النافذة مرة أخرى عند 960 HU بهدف إظهار العظم القشري فقط باللون الأبيض (الشكل 2-2 د)، وتمثل هذه العتبة (960 HU) عتبة العظم القشري المحددة طبقاً لدراسة سابقة (Naitoh et al. 2007).

3- **حساب مساحة المنطقة المدروسة وكثافتها الشعاعية:** كما سبق ذكره سابقاً (الشكل 2-2 ج، د).

4- **حفظ الصور وتصديرها:** كما سبق ذكره آنفاً

5- **حساب عدد البيكسلات البيضاء:** كما ذكر أعلاه، وهنا -في منطقة الحدبة الفكية- فقد حسب العدد مرتين؛ الأولى بمستوى نافذة 400 HU والثانية بمستوى نافذة 960 HU.

كانت البيانات المجموعة في هذه المنطقة هي: الكثافة الشعاعية بوحدات الهاونسفيلد المحسوبة بجهاز CBCT، النسبة بين عدد البيكسلات البيضاء عندما يكون مستوى النافذة 960 إلى عددها عندما يكون مستوى النافذة 400، نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة. لم يكن بالإمكان حساب النسبة بين العظمين القشري والحويجزي في منطقة الحدبة الفكية لصعوبة إيجاد حدود مميزة بين العظمين في هذه المنطقة.



الشكل 2-2: دراسة مقاطع الحدبة الفكية، أ- أحد المقاطع الجبهية المختارة. **ب-** المقطع وقد تم جعل مستوى النافذة عند 400 HU وعرضها صفراً. **ج-** تحديد حدود الحدبة الفكية وحساب الكثافة الشعاعية ضمنها. **د-** المقطع وقد تم جعل مستوى النافذة عند 960 HU وعرضها صفراً.

ثانياً: منطقة رأد الفك السفلي (الشكل 2-3)

1- **اختيار مقطع الدراسة:** اختير هنا مقطعان لكل رأد (أي 4 مقاطع لكل مشاركة) بحيث كان المقطع الأول هو المقطع المحوري الذي يظهر فيه الرأد وقد انفصل عن جسم الفك السفلي فيما لو بدأنا من المقاطع السفلية إلى العلوية، وكان المقطع الثاني هو المقطع الواقع في الوسط بين مقطعين محوريين كان أولهما المقطع الأول السابق ذكره أم المقطع الثاني فهو المقطع الذي يبدأ بعده ظهور الناتئ اللقمي والناتئ المنقاري للفك السفلي منفصلين تماماً فيما لو بدأنا من المقاطع السفلية إلى العلوية (مثال على أحد المقاطع المختارة في الشكل 2-3 أ).

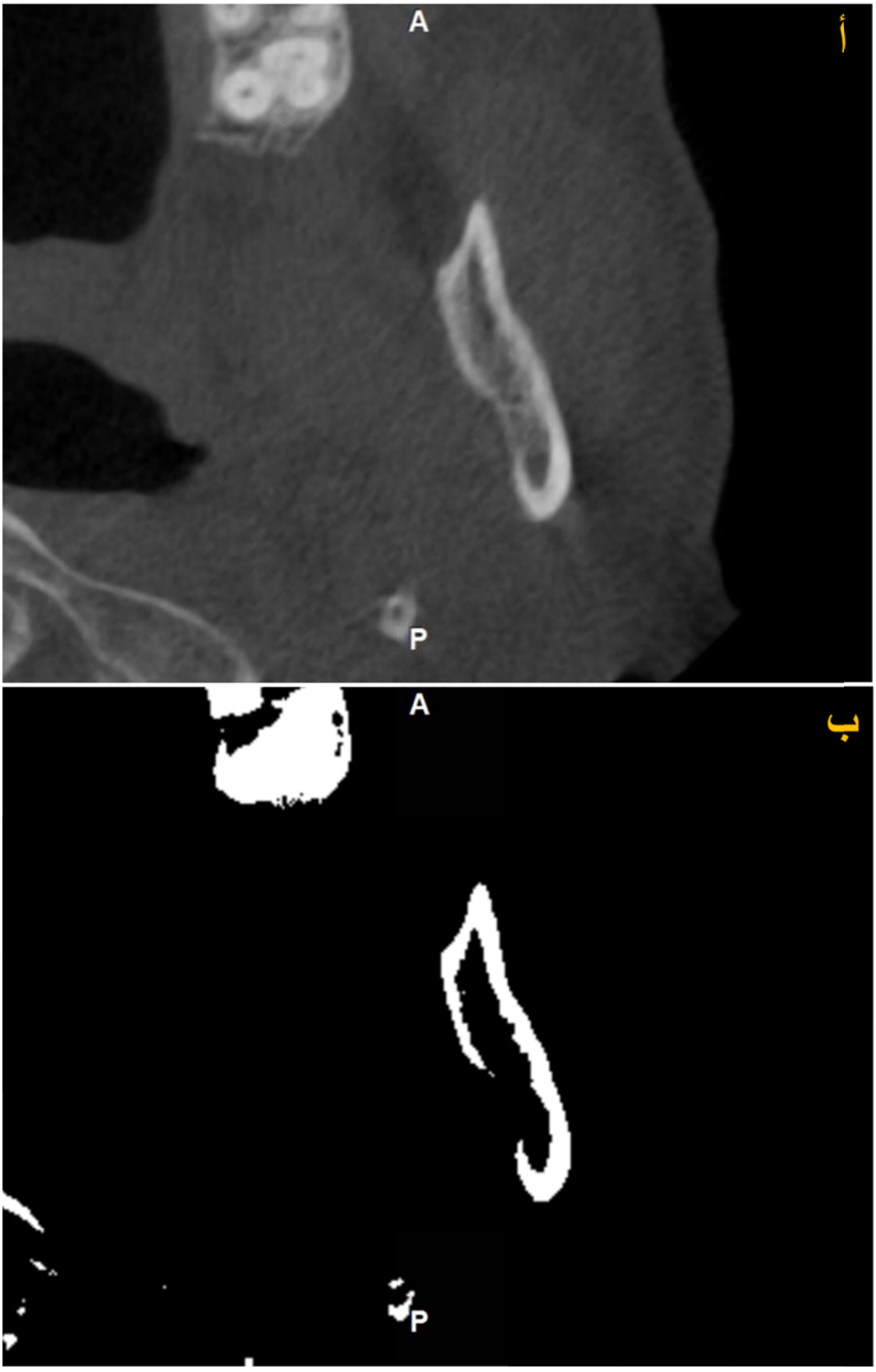
2- **تثنية لون الصور الشعاعية:** تم جعل الصورة ثنائية اللون (أبيض وأسود فقط) وذلك باختيار الأداة (Preset W/L Values, Histogram Window) ثم اختيار (Histogram Window) وبعدها يتم ضبط مستوى النافذة وعرضها عند 960 و صفراً على التوالي. إن 960 هو العتبة الشعاعية للطور العظمي القشري؛ وبذلك تظهر المناطق التي تزيد كثافتها الشعاعية عن 960 HU باللون الأبيض أي أن العظم القشري فقط هو الذي يظهر باللون الأبيض، وبذلك فقد كانت المنطقة داخل الحافة القشرية للعظم تمثل العظم الحويجزي وذلك على الصورة الشعاعية (الشكل 2-3 ب).

3- **حساب مساحة المنطقة المدروسة وكثافتها الشعاعية:** كما سبق ذكره سابقاً (الشكل 2-3 ج، د).

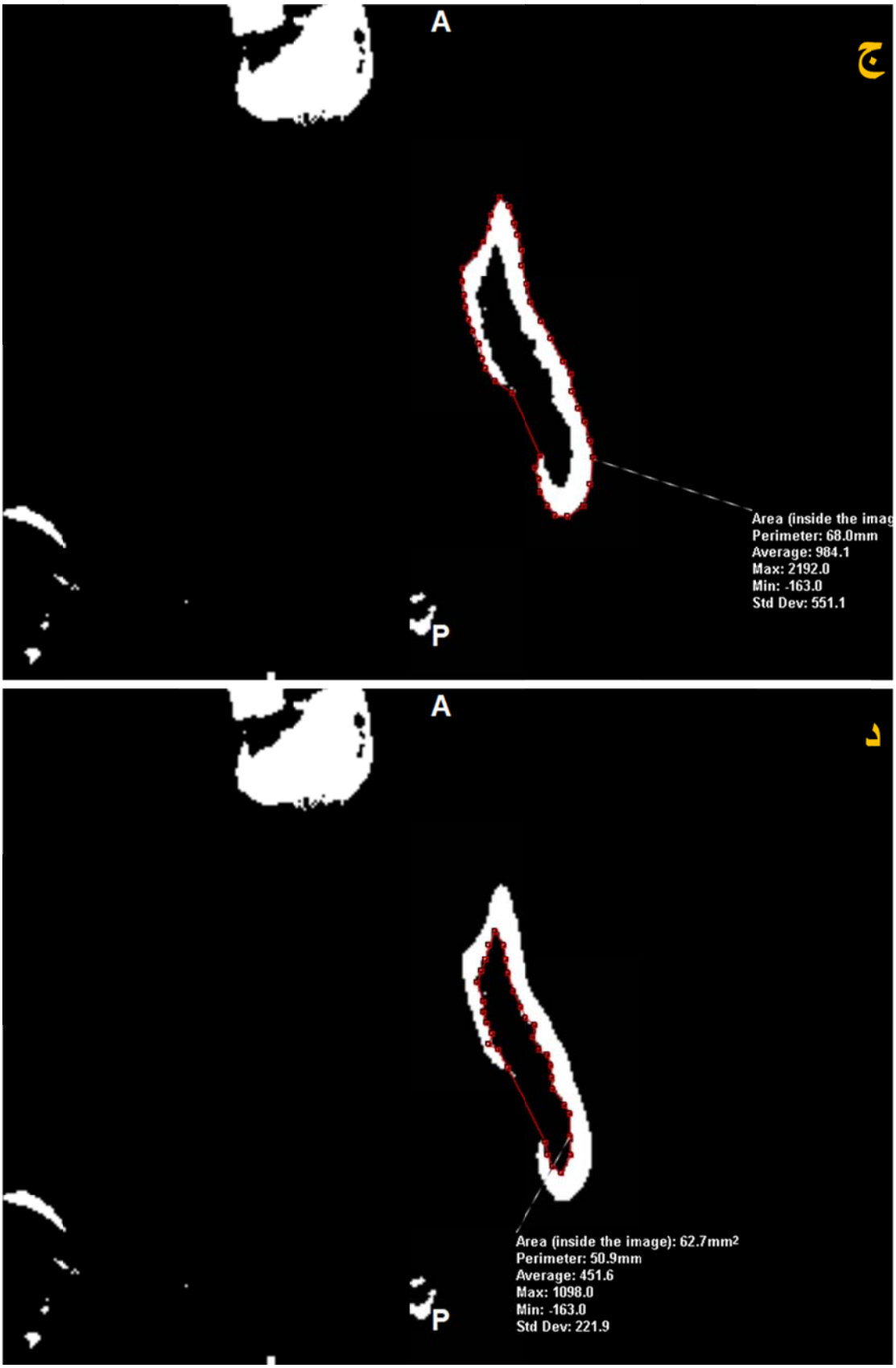
4- **حفظ الصور وتصديرها:** كما سبق ذكره آنفاً

5- **حساب عدد البيكسلات البيضاء:** كما ذكر أعلاه.

كانت البيانات المجموعة في هذه المنطقة هي: الكثافة الشعاعية المحسوبة بجهاز CBCT، نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الرأد، النسبة المئوية للمساحة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الكلية للرأد.



بقية أجزاء الشكل (2-3) في الصفحة التالية



الشكل 2-3: دراسة مقطع في الرأد، **أ-** أحد المقاطع المحورية المختارة. **ب-** المقطع وقد تم جعل مستوى النافذة عند 960 HU وعرضها صفراً. **ج-** تحديد حدود مقطع الرأد كاملاً وحساب الكثافة الشعاعية والمساحة ضمنها. **د-** حساب الكثافة الشعاعية والمساحة ضمن منطقة العظم الحويجزي.

ثالثاً: العظم القاعدي للفك السفلي (الشكل 2-4)

1- **اختيار مقطع الدراسة:** تم اعتماد المقطع الذي يمر بالجدار السفلي للثقبتين الذقنييتين اليمنى واليسرى، وهذا استدعى غالباً تعديل زوايا المقاطع حتى الوصول إلى المقطع المحوري المطلوب (مثال على أحد المقاطع المختارة في الشكل 2-4 أ).

2- **تثنية لون الصور الشعاعية:** تم جعل الصورة ثنائية اللون (أبيض وأسود فقط) وذلك باختيار الأداة (Preset W/L Values, Histogram Window) ثم اختيار (histogram Window) وبعدها يتم ضبط مستوى النافذة وعرضها عند 960 و صفراً على التوالي. وبذلك تظهر المناطق التي تزيد كثافتها الشعاعية عن 960 HU باللون الأبيض أي أن العظم القشري فقط هو الذي يظهر باللون الأبيض (الشكل 2-4 ب).

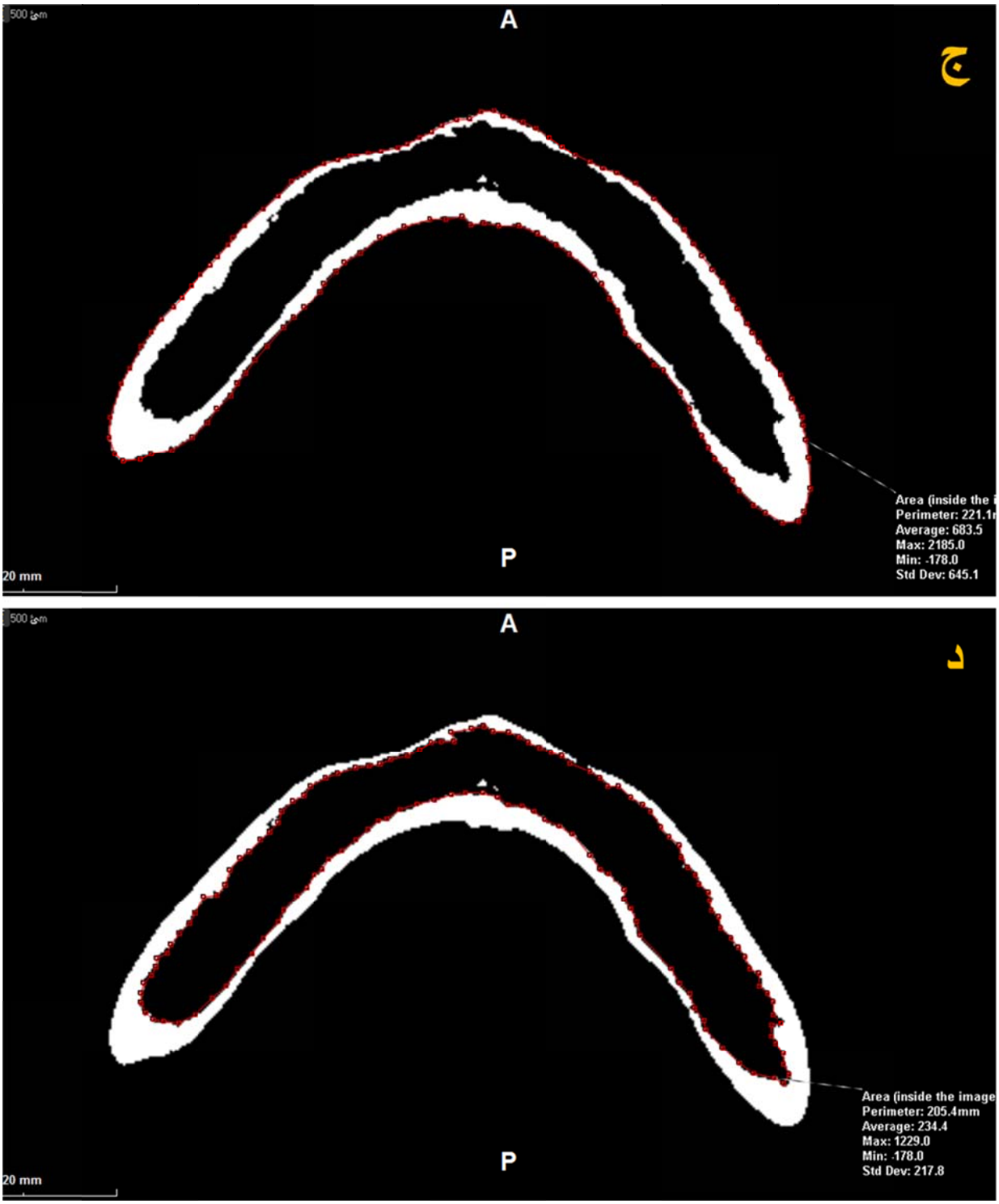
3- **حساب مساحة المنطقة المدروسة وكثافتها الشعاعية:** كما سبق ذكره سابقاً (الشكل 2-4 ج، د)

4- **حفظ الصور وتصديرها:** كما سبق ذكره آنفاً

5- **حساب عدد البيكسلات البيضاء:** كما ذكر أعلاه.

كانت البيانات المجموعة في هذه المنطقة هي: الكثافة الشعاعية المحسوبة بجهاز CBCT، نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في الفك السفلي، النسبة المئوية للمساحة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الكلية لعظم الفك السفلي.

بقية أجزاء الشكل (2-4) في الصفحة التالية



الشكل 2-4: دراسة مقطع في الفك السفلي، أ- أحد المقاطع المحورية المختارة. **ب-** المقطع وقد تم جعل مستوى النافذة عند 960 HU وعرضها صفراً. **ج-** تحديد حدود مقطع الفك السفلي كاملاً وحساب الكثافة الشعاعية والمساحة ضمنها. **د-** حساب الكثافة الشعاعية والمساحة ضمن منطقة العظم الحويجزي.

2-5-7. إجراءات تحليل الصور ثلاثية الأبعاد

تم استخدام فلترات (نوافذ عرض) متعددة للصورة ثلاثية الأبعاد عند إجراء تحليل الصور ثلاثية الأبعاد، وهذه الفلترات متضمنة ضمن برنامج CBCT، وهي:

1- فلتر Bones ويمكن الوصول إليه من الأداة select 3D template ثم اختيار CBCT ثم الضغط على Bones.

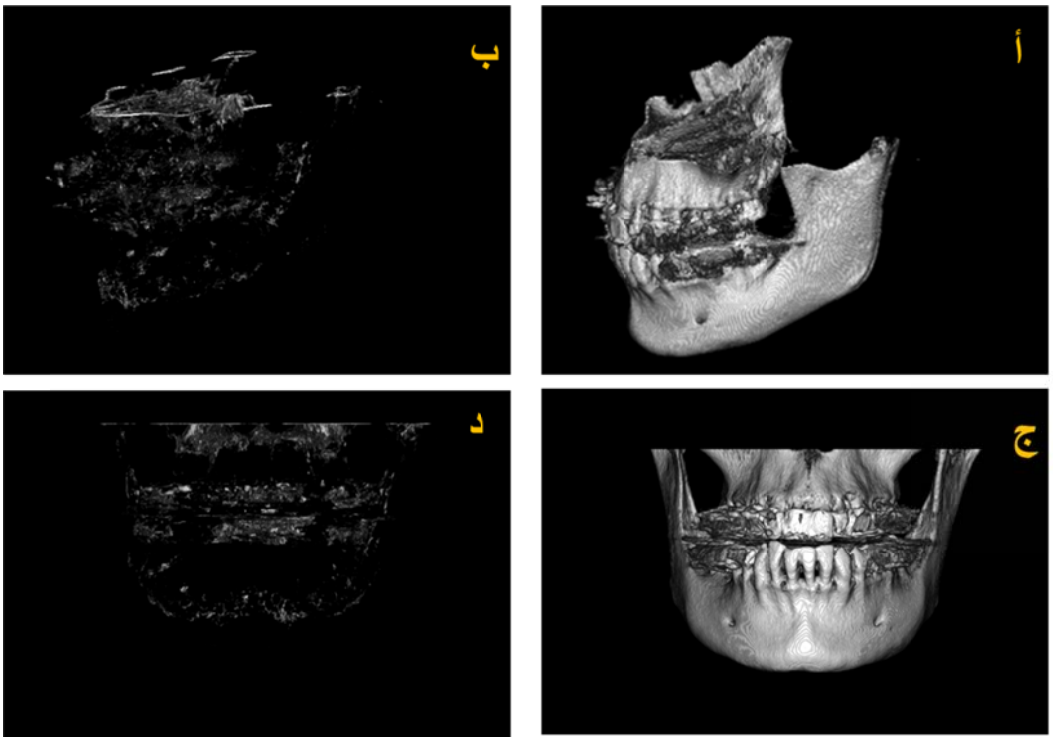
2- فلتر bone color ويمكن الوصول إليه من الأداة select 3D template ثم CT dental ثم الضغط على Bones color.

3- فلتر X-ray2 ويتم الوصول إليه من الأداة Select 3D template ثم اختيار X-ray ثم الضغط على X-ray2.

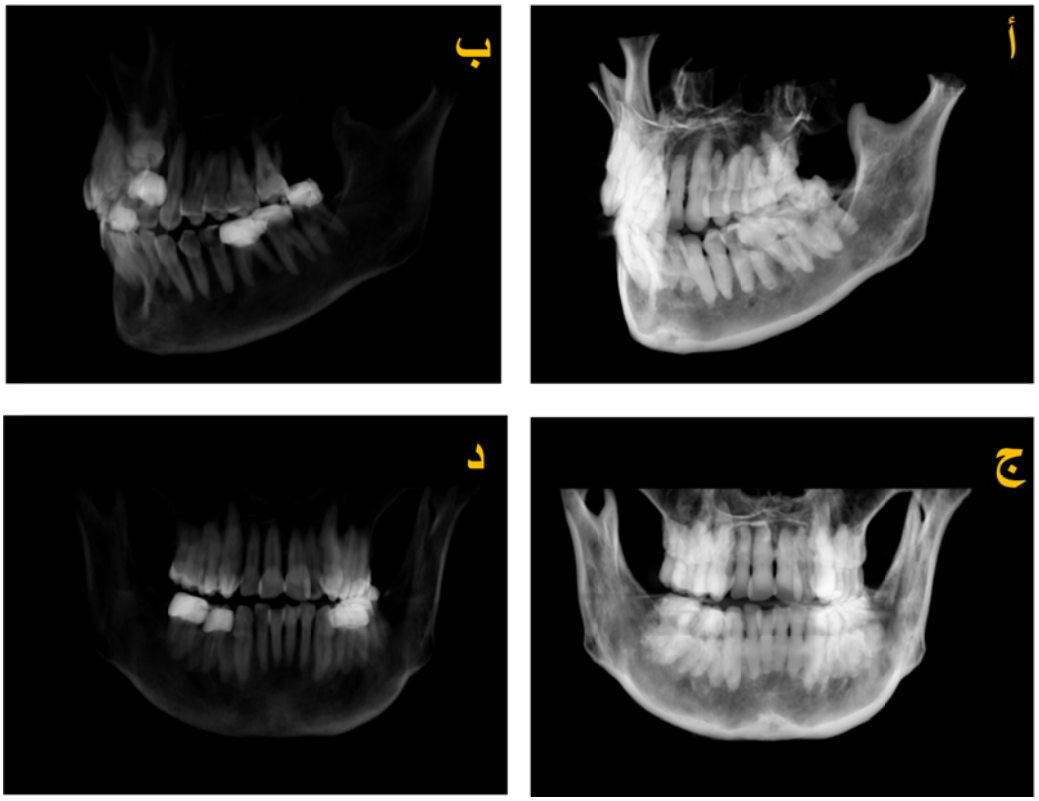
في البداية تمت إزالة العظام الأخرى غير عظام الفكين باستخدام الأداة Trim mode، وتم اعتماد أرض الفتحة الأنفية كحد علوي للفك العلوي عند جميع المشاركات.

بالنسبة للفلترين الأولين (Bone/ Bones color) فقد تم بعد حساب حجم عظام الفكين استخدام الأداة Bone remover لإزالة المناطق العظمية التي تزيد قيمة كثافتها الشعاعية عن 960 وحدة هاونسفيلد، وتم حساب حجم عظام الفكين بعد هذه الإزالة (ستزول الأسنان أيضاً) وتم تسجيل هذهين الحجمين لكل مشاركة (الشكل 2-5).

أما عند دراسة الحالات بفلتر X-ray2 فقد تم الاكتفاء بالإبقاء على عظام الفكين كما سبق شرحه آنفاً ثم سجل الحجم وبعد ذلك تم تعديل هذا بيانات هذا الفلتر باستخدام الأداة Edit 3D template وجعل مستوى النافذة وعرضها 1875 و2250 HU على الترتيب (أي بمدى من 750 و 3000)، وتم تسجيل الحجم الجديد بعد ذلك ومن ثم حسبت النسبة بين الحجمين، وفي دراسة هذا الفلتر لا تُزال الأسنان من الصورة على النقيض من الفلترين السابقين (الشكل 2-6).



الشكل 2-5: تحليل الصور ثلاثية الأبعاد بفلتر bone ، أ و ج- منظر جانبي وآخر أمامي للصورة ثلاثية الأبعاد بفلتر Bone بعد أن تمت إزالة عظام الفقرات والعظم اللامي والمناطق الواقعة إلى الأعلى من أرض الحفرة الأنفية. **ب و د-** الصورة بعد إزالة الفوكسيلات التي تزيد كثافتها الشعاعية عن HU 960 بنفس الترتيب.



الشكل 2-6: تحليل الصور ثلاثية الأبعاد بفلتر X-ray 2، أ و ج- منظر جانبي وآخر أمامي للصورة ثلاثية الأبعاد بفلتر X-ray 2 بعد أن تمت إزالة عظام الفقرات والعظم اللامي والمناطق الواقعة إلى الأعلى من أرض الحفرة الأنفية. **ب و د-** الصورة بعد جعل مستوى النافذة وعرضها 1875 و2250 HU على الترتيب.

2-6. التحليل الإحصائي

تم دراسة علاقة الارتباط بين قيمة T (التي يتم الحصول عليها من جهاز DXA) وكل من متغيرات CBCT السابق ذكرها باستخدام اختبار بيرسون r.

كما واستخدم اختبار الانحدار اللوجستي logistic regression analysis للحصول على معادلات التنبؤ بوجود التخلخل العظمي.

واستخدم اختبار الانحدار الخطي linear regression لدراسة العلاقة بين قيمة T مع متغيرات CBCT لإيجاد معادلات تربط بين هاتين المجموعتين من المتغيرات بهدف التنبؤ بقيمة T ومن ثم تقدير حالة الهشاشة العظمية على أساسها

.

2-7. تعيين التوافق الداخلي لتحليل الصور الشعاعية

تم حساب التوافق الداخلي للباحث inter-examiner validation وذلك بإعادة فحص 10% من العينة (5 مشاركات) وحساب قيمة Kappa الإحصائية.

الباب الثالث

النتائج

سيتم تحليل متغيرات البحث بمجموعة من التحليلات الإحصائية المتتالية للوصول إلى المتغيرات التي ستعطي أفضل نموذج للتنبؤ؛ بداية باختبارات الارتباطات الثنائية ووصولاً إلى تحليلات الانحدار اللوجستية والخطية البسيطة والمتعددة، ومن ثم إسقاط هذه النتائج سريرياً.

3-1. توصيف العينة

3-2. نتائج تحليل اختبار ارتباط بيرسون (r) (الارتباطات الثنائية) Pearson correlation test

3-2-1. نتائج تحليل الحدبة الفكية

3-2-2. نتائج تحليل الرأد

3-2-3. نتائج تحليل الفك السفلي

3-2-4. نتائج تحليل الصور ثلاثية الأبعاد

3-3. تحليل البيانات باستخدام الانحدار (الانكفاء) اللوجستي والخطي البسيط والمتعدد

3-3-1. نتائج تحليل البيانات وفق نموذج الانحدار الوجستي البسيط

3-3-2. نتائج تحليل البيانات وفق نموذج الانحدار اللوجستي المتعدد

3-3-3. نتائج تحليل البيانات وفق نموذج الانحدار الخطي البسيط

3-3-4. نتائج تحليل البيانات وفق نموذج الانحدار الخطي المتعدد

3-4. الحساسية والدقة لمتغيرات CBCT المستخدمة في التنبؤ بالتخلخل العظمي

3-5. توظيف نتائج تحليلات الانحدار في وضع مدى العتبة Threshold range للتخلخل العظمي

3-6. تعيين التوافق الداخلي

3-1. توصيف العينة

شملت الدراسة 45 مشاركة من النساء اللواتي أصبحن على أبواب سن اليأس أو تخطين ذلك الباب، وهن ممن قدمن إلى مستشفى الأسد الجامعي في دمشق.

قسمت العينة مرتين بحسب تصنيف حالة الهشاشة العظمية في كل من منطقتي عنق الفخذ والفقرات القطنية، وذلك إلى ثلاث مجموعات في كل مرة هي المجموعة 1 وهن اللواتي كانت الكثافة لديهن طبيعية والمجوعة 2 وهن اللواتي يعانين من ترقق عظمي والمجموعة 3 وهن اللواتي يعانين من تخلخل عظمي، والجدول (3-1) يبين البيانات الأساسية للمجموعات الثلاثة:

الجدول 3-1: البيانات العامة للمجموعات الثلاثة لعينة الدراسة.

نوع التقسيم	المجموعة	متوسط العمر ± الانحراف المعياري (سنة)	القيمة المتوسطة لمشعر كتلة الجسم (BMI) ± الانحراف المعياري (كيلوغرام/متر^2)	عدد اللواتي لم تنقطع الدورة الطمثية لديهن
بحسب نتيجة الكثافة المعدنية **لعنق الفخذ** (15 امرة في كل مجموعة)	**المجموعة 1**	4.9±55.2	7.5±31.8	2
	المجموعة 2	9.4±57.87	5.8±30.4	3
	المجموعة 3	7.1±62	4.1±28.5	0
	دلالة الفرق الإحصائي بين المجموعات	يوجد فرق بين المجموعتين 1 و 3 (P=0.048).*	لا توجد فروق ذات دلالة بين المجموعات.	لا توجد فروق بين المجموعات.^
بحسب نتيجة الكثافة المعدنية **للفقرات القطنية** (12 و15 و18 امرأة في كل مجموعة على الترتيب)	**المجموعة 1**	3.8±52	4.9±28.7	5
	المجموعة 2	7.9±60.8	8±33.4	1
	المجموعة 3	7.3±59.9	3±28.3	0
	دلالة الفرق الإحصائي بين المجموعات	يوجد فرق بين المجموعة 1 وكل من المجموعتين الأخريين.*	لا توجد فروق ذات دلالة بين المجموعات.	الفروق ذات دلالة.^ (p=0.035)

* اختبار Bonferroni، ^ اختبار Fisher exact.

لم تكن لدى أي من النساء المشاركات في الدراسة كسور سابقة كما لم تكن أيٌهن ممن يتناولن المشروبات الكحولية.

3-2. نتائج تحليل اختبار ارتباط بيرسون (r) (الارتباطات الثنائية) Pearson correlation test

تعد اختبارات الارتباط الثنائي الخطوة الأولى لتحليل الانحدار الخطي فهي تعطي بياناً أولياً عن العلاقة بين كل زوج من المتغيرات المدروسة.

لقد تم الاعتماد على المعايير التي استخدمها Naitoh وزملاؤه (Naitoh et al. 2007) لوصف شدة الارتباط بين المتغيرات على النحو التالي:

- $0 < r \leq 0.2$ لا يوجد ارتباط.
- $0.2 < r \leq 0.4$ ارتباط ضعيف.
- $0.4 < r \leq 0.7$ ارتباط متوسط.
- $r \geq 0.7$ ارتباط عالٍ.

3-2-1. نتائج تحليل صور الحدبة الفكية

أولاً: العلاقة مع قيم T لمنطقة عنق الفخذ

1- نتائج الكثافة الشعاعية المحسوبة بوساطة جهاز CBCT لمقاطع الحدبة الفكية

أجري اختبار ارتباط بيرسون r بين قيمة T لعنق الفخذ والكثافة الشعاعية المحسوبة بوساطة جهاز CBCT للمقاطع الأربعة المأخوذة لكل مشاركة من المشاركات في البحث لمنطقة الحدبة الفكية. والجدول (3-2) يوضح العلاقة بين هذه المتغيرات ومستوى دلالة الفروق الإحصائية.

الجدول 3-2 : شدة ارتباط ومستوى الدلالة للكثافة الشعاعية لمقاطع الحدبة الفكية الأربعة مع قيمة T لعنق الفخذ لدى عينة الدراسة كاملة.

المقطع	معامل ارتباط بيرسون r	مستوى الدلالة P value
المقطع 1 للجهة المينى	0.030	0.843
المقطع 2 للجهة اليمنى	0.160	0.293
المقطع 1 للجهة اليسرى	0.002	0.988
المقطع 2 للجهة اليسرى	0.020	0.898

يلاحظ من الجدول (3-2) عدم وجود ارتباط للكثافة الشعاعية لمأخوذة لمنطقة الحدبة الفكية مع قيمة T لعنق الفخذ، كما نلاحظ عدم وجود أي دلالة إحصائية عند مستوى الثقة 95%.

وعند دراسة كل مجموعة من مجوعات الدراسة على حدة فإن الارتباط يبقى معدوماً أو ضعيفاً دون أية دلالات إحصائية عند مستوى الثقة 95% كما يوضح ذلك الجدول (3-3).

الجدول 3-3: شدة ارتباط ومستوى الدلالة لمقاطع الحدبة الفكية الأربعة مع قيمة T لعنق الفخذ لدى عينة الدراسة لكل مجموعة من مجموعات الدراسة على حدة.

مجموعة الدراسة	المقطع	معامل ارتباط بيرسون r	مستوى الدلالة P value
المجموعة 1	المقطع 1 للجهة المينى	0.116	0.680
	المقطع 2 للجهة اليمنى	0.011-	0.970
	المقطع 1 للجهة اليسرى	0.172	0.541
	المقطع 4 للجهة اليسرى	0.420-	0.119
المجموعة 2	المقطع 1 للجهة المينى	0.106-	0.706
	المقطع 2 للجهة اليمنى	0.143-	0.611
	المقطع 1 للجهة اليسرى	0.184-	0.513
	المقطع 4 للجهة اليسرى	0.222-	0.426
المجموعة 3	المقطع 1 للجهة المينى	0.292-	0.291
	المقطع 2 للجهة اليمنى	0.253-	0.363
	المقطع 1 للجهة اليسرى	0.168-	0.583
	المقطع 4 للجهة اليسرى	0.439-	0.133

2-نتائج النسبة بين عدد البيكسلات البيضاء في المقطع عندما يكون مستوى النافذة 960 (نافذة عظم قشري فقط) إلى عدد البيكسلات البيضاء في المقطع نفسه عندما يكون مستوى النافذة 400

تم حساب النسبة بين عدد البيكسلات البيضاء في المقطع عندما يكون مستوى النافذة 960 (نافذة عظم قشري فقط) إلى عدد البيكسلات البيضاء في المقطع نفسه عندما يكون مستوى النافذة 400 (نافذة للعظمين القشري والحويجزي معاً) وتم ربط تلك النسب (لكل مقطع من المقاطع الأربعة المأخوذة لكل مشاركة) مع قيم T لعنق الفخذ، والجدول (3-4) يبين نتائج

اختبار ارتباط بيرسون r، ويلاحظ عدم وجود أية ارتباطات ذات دلالة إحصائية عند مستوى ثقة 95%.

الجدول 3-4: معامل ارتباط بيرسون لقيم T لعنق الفخذ مع النسبة بين عدد البيكسلات البيضاء في المقطع عندما يكون مستوى النافذة 960 إلى عدد البيكسلات البيضاء في المقطع نفسه عندما يكون مستوى النافذة 400.

المقطع	معامل ارتباط بيرسون r	مستوى الدلالة P value
المقطع 1 للجهة المينى	0.085	0.581
المقطع 2 للجهة اليمنى	0.286	0.057
المقطع 1 للجهة اليسرى	0.061	0.705
المقطع 2 للجهة اليسرى	0.132	0.399

3- نتائج نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة

كما حُسبت نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة ويبين الجدول (3-5) نتائج هذا التحليل، ويلاحظ عدم وجود أية دلالات إحصائية لمعاملات الارتباط.

الجدول 3-5: شدة ارتباط ومستوى الدلالة لنسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة لمقاطع الحدبة الفكية الأربعة مع قيمة T لعنق الفخذ لدى عينة الدراسة كاملة.

المقطع	معامل ارتباط بيرسون r	مستوى الدلالة P value
المقطع 1 للجهة المينى	0.252	0.716
المقطع 2 للجهة اليمنى	0.205	0.176
المقطع 1 للجهة اليسرى	0.265	0.094
المقطع 2 للجهة اليسرى	0.154	0.325

ثانياً: العلاقة مع قيم T لمنطقة الفقرات القطنية

1- نتائج الكثافة الشعاعية المحسوبة بوساطة جهاز CBCT لمقاطع الحدبة الفكية

أجري اختبار ارتباط بيرسون r بين قيمة T للفقرات القطنية والكثافة الشعاعية المحسوبة بوساطة جهاز CBCT للمقاطع الأربعة المأخوذة لكل مشاركة من المشاركات في البحث لمنطقة الحدبة الفكية.

وتراوحت قيمة معامل ارتباط بيرسون للمقاطع الأربعة للحدبة الفكية بين (0.079- – 0.076) دون أي دلالة إحصائية عند مستوى ثقة 95%.

2- نتائج النسبة بين عدد البيكسلات البيضاء في المقطع عندما يكون مستوى النافذة 960 (نافذة عظم قشري فقط) إلى عدد البيكسلات البيضاء في المقطع نفسه عندما يكون مستوى النافذة 400

تم حساب النسبة بين عدد البيكسلات البيضاء في المقطع عندما يكون مستوى النافذة 960 (نافذة عظم قشري فقط) إلى عدد البيكسلات البيضاء في المقطع نفسه عندما يكون مستوى النافذة 400 (نافذة للعظمين القشري والحويجزي معاً) وتم ربط تلك النسب (لكل مقطع من المقاطع الأربعة المأخوذة لكل مشاركة) مع قيم T للفقرات القطنية، وتراحت قيم معامل ارتباط بيرسون للمقاطع الأربعة للحدبة الفكية بين (0.006- – 0.187) ودون أي دلالة إحصائية عند مستوى ثقة 95%.

3- نتائج نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة

كما حُسبت نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة وتراوحت قيم معامل ارتباط بيرسون للمقاطع الأربعة للحدبة الفكية بين (0.075- – 0.031) دون أي دلالة إحصائية عند مستوى ثقة 95%.

3-2-2. نتائج تحليل صور الرأد

أولاً: العلاقة مع قيم T لمنطقة عنق الفخذ

1- نتائج الكثافة الشعاعية المحسوبة بوساطة جهاز CBCT لمقاطع الرأد

تم حساب الكثافة الشعاعية مرة لكامل مقطع الرأد ومرة أخرى فقط للمنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي ويبين الجدول (3-6) الارتباط بين الكثافة الشعاعية المحسوبة بوساطة جهاز CBCT لمقاطع الرأد وقيمة T لعنق الفخذ.

الجدول 3-6: شدة ارتباط ومستوى الدلالة للكثافة الشعاعية لمنطقة الرأد وقيمة T لعنق الفخذ لدى عينة الدراسة كاملة.

المقطع	المنطقة التي حسبت الكثافة منها	معامل ارتباط بيرسون r	مستوى الدلالة P value
المقطع 1 للجهة المينى	كامل مقطع الرأد	0.399	0.007
	منطقة العظم الحويجزي فقط	0.452	0.002
المقطع 2 للجهة اليمنى	كامل مقطع الرأد	0.484	0.001
	منطقة العظم الحويجزي فقط	0.465	0.001
المقطع 1 للجهة اليسرى	كامل مقطع الرأد	0.422	0.004
	منطقة العظم الحويجزي فقط	0.247	0.103
المقطع 2 للجهة اليسرى	كامل مقطع الرأد	0.431	0.003
	منطقة العظم الحويجزي فقط	0.371	0.012

نلاحظ من الجول السابق أن هناك ارتباطاً متوسطاً تقريباً بين الكثافة الشعاعية المحسوبة بجهاز CBCT لمنطقة الرأد وقيمة T لعنق الفخذ وأن جميع الفروق ذات دلالة إحصائية ($P\leq0.012$) عند مستوى الثقة 95% باستثناء كثافة المنطقة العظم الحويجزي للمقطع 1 للجهة اليسرى حيث لم يكن الارتباط دالاً إحصائياً عند مستوى ثقة 95%.

عند إجراء اختبار one-way ANOVA لمعرفة فروق المتوسطات بين مجموعات الدراسة الثلاثة بالنسبة للكثافة الشعاعية لمنطقة الرأد المحسوبة بوساطة جهاز CBCT وذلك في كامل مقطع الرأد وفي منطقة العظم الحويجزي فقط تبين أن الفروق ذات دلالة إحصائية.

وبإجراء اختبار Bonferroni لمعرفة أي المجموعات تحديداً هي التي تختلف فيما بينها اختلافاً جوهرياً تبين أن الاختلافات عند حساب الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد كانت بين مجموعة التخلخل العظمي (المجموعة 3) مع كل من المجموعتين الأخريين. وبالنسبة لكثافة منطقة العظم الحويجزي فقد كانت الفروق فقط بين مجموعتي التخلخل العظمي والطبيعية.

يوضح الجدول (3-7) القيم المتوسطة للكثافة لكامل مقطع الرأد في مقطع من مقاطع الرأد لكل مجموعة على حدة.

الجدول 3-7: متوسط الكثافة الشعاعية* لكامل مقطع الرأد عند مجموعات الدراسة الثلاثة.

المقطع	المجموعة 1	المجموعة 2	المجموعة 3
المقطع 1 للجهة اليمنى	837	806	658
المقطع 2 للجهة اليمنى	899	816	661
المقطع 1 للجهة اليسرى	880	855	755
المقطع 2 للجهة اليسرى	1083	950	831

* الأرقام في الجدول مقربة إلى أقرب عدد صحيح.

2- نتائج نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في الرأد

حُسبت نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الرأد، والجدول (3-8) يبين نتائج تحليل الارتباط بين النسبة المئوية المذكورة وقيمة T لعنق الفخذ.

الجدول 3-8: شدة الارتباط ومستوى الدلالة بين نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في الرأد وقيمة T لعنق الفخذ.

المقطع	معامل ارتباط بيرسون r	قيمة مستوى الدلالة P-value
المقطع 1 للجهة المينى	0.424	0.004
المقطع 2 للجهة اليمنى	0.485	0.001
المقطع 1 للجهة اليسرى	0.401	0.006
المقطع 2 للجهة اليسرى	0.368	0.013

يلاحظ من الجدول أنه عند مستوى ثقة 95% يوجد ارتباطات ذات دلالة إحصائية ($p\leq0.013$) بين نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في الرأد وقيمة T لعنق الفخذ وأن الارتباطات متوسطة القوة تقريباً.

3- نتائج النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية لمقطع الرأد

تم حساب النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للرأد وربط تلك النسبة مع قيمة T لعنق الفخذ وبيين الجدول (3-9) نتائج تحليل ارتباط بيرسون r.

الجدول 3-9: شدة الارتباط ومستوى الدلالة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للرأد وقيمة T لعنق الفخذ.

المقطع	معامل ارتباط بيرسون r	قيمة مستوى الدلالة P-value
المقطع 1 للجهة المينى	0.120-	0.434
المقطع 2 للجهة اليمنى	0.469-	0.001
المقطع 1 للجهة اليسرى	0.387-	0.009
المقطع 2 للجهة اليسرى	0.289-	0.54

نلاحظ من الجدول السابق أن بعض المقاطع ذو دلالة إحصائية والبعض الآخر عكس ذلك، وعليه يمكن أن نخلص إلى أنه عند مستوى ثقة 95% لا يمكن الاعتماد على الارتباط بين نسبة مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للرأد وقيمة T لعنق الفخذ.

ثانياً: العلاقة مع قيم T لمنطقة الفقرات القطنية

1- الكثافة الشعاعية المحسوبة بوساطة جهاز CBCT لمقاطع الرأد

تم حساب الكثافة الشعاعية مرة لكامل مقطع الرأد ومرة أخرى فقط للمنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي ويبين الجدول (3-10) الارتباط بين الكثافة الشعاعية المحسوبة بوساطة جهاز CBCT لمقاطع الرأد وقيمة T للفقرات القطنية.

الجدول 3-10: شدة ارتباط ومستوى الدلالة للنسبة المئوية للكثافة الشعاعية لمنطقة الرأد وقيمة T للفقرات القطنية لدى عينة الدراسة كاملة.

المقطع	المنطقة التي حسبت الكثافة منها	معامل ارتباط بيرسون r	مستوى الدلالة P value
المقطع 1 للجهة المينى	كامل مقطع الرأد	0.309	0.039
	منطقة العظم الحويجزي فقط	0.338	0.023
المقطع 2 للجهة اليمنى	كامل مقطع الرأد	0.462	0.001
	منطقة العظم الحويجزي فقط	0.437	0.003
المقطع 1 للجهة اليسرى	كامل مقطع الرأد	0.461	0.001
	منطقة العظم الحويجزي فقط	0.298	0.047
المقطع 2 للجهة اليسرى	كامل مقطع الرأد	0.459	0.002
	منطقة العظم الحويجزي فقط	0.327	0.028

ويلاحظ من الجدول السابق أن معاملات الارتباط متوسطة القوة عند مستوى الثقة 95%.

وعند إجراء اختبار one-way ANOVA لمعرفة فروق المتوسطات لمعرفة فروق المتوسطات بين مجموعات الدراسة الثلاثة بالنسبة للكثافة الشعاعية لمنطقة الرأد المحسوبة بوساطة جهاز CBCT وذلك في كامل مقطع الرأد وفي منطقة العظم الحويجزي فقط تبين أن الفروق ذات دلالة إحصائية في كامل مقطع الرأد لجميع المقاطع ولبعض المقاطع في منطقة العظم الحويجزي فقط. وبإجراء الاختبارات الثنائية تبين أن الفروقات تقع بين الفرق كان بين مجموعتي التخلخل العظمي والمجموعة الطبيعية.

2- نتائج نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في الرأد

حُسبت نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في الرأد، والجدول (3-11) يبين نتائج تحليل الارتباط بين النسبة المئوية المذكورة وقيمة T للفقرات القطنية.

الجدول 3-11: شدة الارتباط ومستوى الدلالة بين نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة للرأد وقيمة T لعنق الفخذ.

المقطع	معامل ارتباط بيرسون r	قيمة مستوى الدلالة P-value
المقطع 1 للجهة المينى	0.279	0.063
المقطع 2 للجهة اليمنى	0.457	0.002
المقطع 1 للجهة اليسرى	0.380	0.010
المقطع 2 للجهة اليسرى	0.386	0.009

يلاحظ من الجدول السابق أن الارتباطات ضعيفة إلى متوسطة القوة وأن بعضها دال إحصائياً والبعض الآخر ليس كذلك عند مستوى ثقة 95%.

3- نتائج النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية لمقطع الرأد

تم حساب النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للرأد وربط تلك النسبة مع قيمة T للفقرات القطنية وكانت بعض مقاطع الرأد ذات دلالة إحصائية والبعض الآخر عكس ذلك عند مستوى الثقة 95%، وكان الارتباط عموماً ضعيفاً إلى متوسطاً.

3-2-3. نتائج تحليل مقاطع الفك السفلي

أولاً: العلاقة مع قيم T لمنطقة عنق الفخذ

1- نتائج الكثافة الشعاعية المحسوبة بوساطة جهاز CBCT لمقاطع الفك السفلي

تم حساب الكثافة الشعاعية مرة لكامل مقطع الفك السفلي ومرة أخرى فقط للمنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي ويبين الجدول (3-12) الارتباط بين الكثافة الشعاعية المحسوبة بوساطة جهاز CBCT لمقطع الفك السفلي وقيمة T لعنق الفخذ.

الجدول 3-12: شدة ارتباط ومستوى الدلالة للكثافة الشعاعية لمنطقة الفك السفلي وقيمة T لعنق الفخذ لدى عينة الدراسة كاملة.

المنطقة التي حسبت الكثافة منها في مقطع الفك السفلي	معامل ارتباط بيرسون r	مستوى الدلالة P value
كامل مقطع الفك السفلي	0.437	0.006
منطقة العظم الحويجزي فقط	0.345	0.022

يلاحظ من الجدول السابق أن الارتباط معنوي عند مستوى ثقة 95% لكلا المنطقتين اللتين حسبت منهما الكثافة الشعاعية.

2- نتائج نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في الفك السفلي

حُسبت نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي وبتحليل الارتباط مع قيمة T لعنق الفخذ كانت قيمة معامل ارتباط بيرسون (r=0.548) (P<0.000).

أي أنه عند مستوى ثقة 95% فإن الارتباط متوسط بين النسبة المئوية للبيكسلات البيضاء في مقطع الفك السفلي وقيمة T لعنق الفخذ.

3- نتائج النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية لمقطع الفك السفلي

تم حساب النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للفك السفلي وربط تلك النسبة مع قيمة T لعنق الفخذ فكانت قيمة معامل ارتباط بيرسون (r=- 0.381) (P=0.011)

أي أن الارتباط عكسي ومتوسط القوة تقريباً عند مستوى ثقة 95%، وبتعبير آخر تزداد قيمة T لعنق الفخذ مع زيادة نسبة العظم القشري إلى الحويجزي وذلك بعلاقة متوسطة القوة.

ثانياً: العلاقة مع قيم T لمنطقة الفقرات القطنية

1- نتائج الكثافة الشعاعية المحسوبة بوساطة جهاز CBCT لمقاطع الفك السفلي

تم حساب الكثافة الشعاعية مرة لكامل مقطع الفك السفلي ومرة أخرى فقط للمنطقة لمشغولة بالعظم الحويجزي ويبين الجدول التالي الارتباط بين الكثافة الشعاعية المحسوبة بوساطة جهاز CBCT لمقاطع الفك السفلي وقيمة T للفقرات القطنية.

الجدول 3-13: شدة ارتباط ومستوى الدلالة للكثافة الشعاعية لمنطقة الفك السفلي وقيمة T للفقرات القطنية لدى عينة الدراسة كاملة.

المنطقة التي حسبت الكثافة منها في مقطع الفك السفلي	معامل ارتباط بيرسون r	مستوى الدلالة P value
كامل مقطع الفك السفلي	0.516	0.001
منطقة العظم الحويجزي فقط	0.445	0.003

ويلاحظ من الجدول السابق أنه عند مستوى الثقة 95% فإن الكثافة الشعاعية لكلا المنطقتين التين حسبت منهما الكثافة ترتبط مع قيم T للفقرات القطنية بعلاقة متوسطة القوة.

2- نتائج نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في الفك السفلي

حُسبت نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي وبتحليل الارتباط مع قيمة T للفقرات القطنية كانت قيمة معامل ارتباط بيرسون (r=0.393) (P=0.008).

أي أنه عند مستوى ثقة 95% فإن الارتباط متوسط تقريباً بين النسبة المئوية للبيكسلات البيضاء في مقطع الفك السفلي وقيمة T للفقرات القطنية.

3- نتائج النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية لمقطع الفك السفلي

تم حساب النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للفك السفلي وربط تلك النسبة مع قيمة T للفقرات القطنية فكانت قيمة معامل ارتباط بيرسون (r=- 0.405) (P=0.006).

3-2-4. نتائج تحليل الصور ثلاثية الأبعاد

أولاً: العلاقة مع قيم T لمنطقة عنق الفخذ

1- نتائج تحليل نسبة حجم العظم الحويجزي إلى حجم العظم الكلي

يوضح الجدول (3-14) معامل ارتباط بيرسون والدلالة الإحصائية عند مستوى ثقة 95% بين نسبة حجم العظم الحويجزي إلى الحجم الكلي للعظم وقيمة T لعنق الفخذ.

الجدول 3-14: شدة الارتباط ومستوى الدلالة بين نسبة حجم العظم الحويجزي إلى الحجم الكلي للعظم وقيمة T لعنق الفخذ.

المقطع	معامل ارتباط بيرسون r	قيمة مستوى الدلالة P-value
الفلتر 1 (bone)	0.031	0.841
الفلتر 2 (bones color)	0.070	0.647
الفلتر 3 (x-ray2)	0.063	0.679

ويلاحظ من الجدول السابق عدم وجود أي دلالة إحصائية في أي من الارتباطات المدروسة سابقاً عند مستوى ثقة 95%.

2- نتائج تحليل الكثافة الشعاعية الحويجزية ثلاثية الأبعاد المحسوبة بجهاز CBCT

بإجراء اختبار معنوية معامل ارتباط بيرسون عند مستوى ثقة 95% بين الكثافة الشعاعية الحويجزية ثلاثية الأبعاد المحسوبة بجهاز CBCT وقيمة T لعنق الفخذ فإن قيمة p-value كانت 0.944 و 0.954 للفلترين الأول والثاني على الترتيب، وهذا يعني عدم وجود أي ارتباط بين هذه المتغيرات.

ثانياً: العلاقة مع قيم T لمنطقة الفقرات القطنية

1- نتائج تحليل نسبة حجم العظم الحويجزي إلى حجم العظم الكلي

لم تكن هناك أي دلالة إحصائية عند مستوى ثقة 95% لمعامل ارتباط نسبة حجم العظم الحويجزي إلى الحجم العظم الكلي مع قيمة T للفقرات القطنية.

2- تائج تحليل الكثافة الشعاعية الحويجزية ثلاثية الأبعاد المحسوبة بجهاز CBCT

كانت قيم معنوية معامل ارتباط بيرسون عند مستوى ثقة 95% بين الكثافة الشعاعية الحويجزية ثلاثية الأبعاد المحسوبة بجهاز CBCT وقيمة T للفقرات القطنية فإن قيمة p-value هي 0.788 و 0.652 للفلترين الأول والثاني على الترتيب، وهذا يعني عدم وجود أي ارتباط بين هذه المتغيرات.

3-3. تحليل البيانات باستخدام الانحدار (الانكفاء) اللوجستي والخطي البسيط والمتعدد Simple and Multiple Linear and Logisitc Regression Analysis

3-3-1. نتائج تحليل البيانات وفق نموذج الانحدار اللوجستي البسيط Simple Logistic Regression Analysis

لكي يكون بالإمكان استخدام هذا الاختبار تم تقسيم العينة وفق الإصابة بالتخلخل العظمي في كل من عنق الفخذ والفقرات القطنية، تم إدخال المتغيرات المتعلقة بـ CBCT وفق قوة ارتباطها من التحليلات السابقة ولقد تم في البداية تحليل كل متغير على حدة للوصول إلى أفضل متنبئ وحيد ثم تم إدخال هذه المتغيرات معاً في نموذج الانحدار حتى الوصول إلى أفضل نموذج للتنبؤ.

المتغيرات الداخلة في هذا النموذج فيما يخص التحليلات الخاصة بقيمة T لعنق الفخذ كانت مايلي:

1- الكثافة الشعاعية لمقاطع الرأد (كامل منطقة الرأد).

2- نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقاطع الرأد.

3- الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الفك السفلي.

4- الكثافة الشعاعية لمنطقة العظم الحويجزي للفك السفلي.

5- نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي.

6- النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للفك السفلي.

7- العمر.

أما المتغيرات الداخلة في هذا النموج عند إجراء التحليلات الخاصة بقيمة T للفقرات القطنية فكانت:

1- الكثافة الشعاعية المحسوبة بجهاز CBCT لكامل مقاطع الرأد ولمنطقة العظم الحويجزي فقط لمقاطع الرأد.

2- الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الفك السفلي.

3- الكثافة الشعاعية لمنطقة العظم الحويجزي فقط لمقاطع الفك السفلي.

4- نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي.

5- النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للفك السفلي.

6- العمر.

ويبين الجدولان (3-15) و (3-16) نتائج تحليل الانحدار اللوجستي البسيط لكل متغير من المتغيرات الوردة أعلاه للتنبؤ بالتخلخل العظمي في كل من عنق الفخذ والفقرات القطنية.

الجدول 3-15: نتائج تحليل الانحدار اللوجستي البسيط للتنبؤ بالإصابة بالتخلخل العظمي في منطقة عنق الفخذ.

المتغير	معامل الانكفاء B	قيمة الثابت إن كان معنوياً*	معدل الرجحان	فواصل الثقة لمعدل الرجحان عند 95%	مدى ملاءمة المعادلة بوجود المتغير Model	مستوى الدلالة	النسبة المئوية للتصنيف الصحيح (دقة النموذج)
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 1 الأيمن	0.009-	5.688	0.991	0.985- 0.980	0.001	0.007	%66.7
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 2 الأيمن	0.008-	5.106	0.992	0.987- 0.998	<0.000	0.004	%80
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 1 الأيسر	0.013-	9.770	0.987	0.979- 0.996	<0.000	0.004	%75.6
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 2 الأيسر	0.005-	3.767	0.995	0.992- 0.999	0.004	0.010	%71.1
نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة لمقطع الرأد 1 الأيمن	0.170-	5.532	0.843	0.756- 0.941	0.001>	0.002	%82.2
نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة لمقطع الرأد 2 الأيمن	0.094	3.022	0.911	0.852	0.974	0.001	%73.3
نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة لمقطع الرأد 1 الأيسر	0.131-	4.725	0.877	0.798- 0.964	0.003	0.007	%71.1
نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة لمقطع الرأد 2 الأيسر	0.050-	1.808	0.951	0.909- 0.996	0.025	0.034	%68.9
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الفك السفلي	0.010-	8.502	0.990	0.984- 0.996	<0.000	0.002	%81.8
الكثافة الشعاعية لمنطقة العظم الحويجزي للفك السفلي	**0.004-**	**غير دال إحصائياً**	**0.996**	**0.991- 1.002**	**0.168 غير دال إحصائياً**	**0.187 غير دال إحصائياً**	**النموذج غير دال**
نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي	0.075-	1.420	0.928	0.887- 0.971	0.000>	0.001	%75
النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للفك السفلي	0.122	6.892-	1.130	1.031- 1.238	0.002	0.009	%68.2
العمر	0.097	6.399-	1.101	1.008- 1.204	0.024	0.033	%64.4

* عند مستوى ثقة 95%. الخانات المظللة تمثل المتغيرات التي كانت النماذج الناتجة عنها غيردالة إحصائياً.

الجدول 3-16: نتائج تحليل الانحدار اللوجستي البسيط للتنبؤ بالإصابة بالتخلخل العظمي في منطقة الفقرات القطنية.

المتغير	معامل الانكفاء B	قيمة الثابت إن كان معنوياً*	معدل الرجحان	فواصل الثقة لمعدل الرجحان عند 95%	مدى ملاءمة المعادلة بوجود المتغير Model	مستوى الدلالة	النسبة المئوية للتصنيف الصحيح (دقة النموذج)
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 1 الأيمن	0.005-	-	0.995	0.990- 1.000	0.020	0.038	%66.7
الكثافة الشعاعية لمنطقة العظم الحويجزي لمقطع الرأد 1 الأيمن	0.005-	-	0.995	0.989- 1.001	**0.105 غير دال**	**0.124 غير دال**	**النموذج غير دال**
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 2 الأيمن	0.004-	-	0.996	0.992- 1.000	0.016	0.029	%66.7
الكثافة الشعاعية لمنطقة العظم الحويجزي لمقطع الرأد 2 الأيمن	0.007-	-	0.993	0.986- 1.000	0.022	0.040	%66.7
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 1 الأيسر	0.013-	10.373	0.987	0.978- 0.996	<0.000	0.003	%77.8
الكثافة الشعاعية لمنطقة العظم الحويجزي لمقطع الرأد 1 الأيسر	0.007-	-	0.993	0.985- 1.002	**0.117 غير دال**	**0.129 غير دال**	**النموذج غير دال**
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 2 الأيسر	0.005-	4.074	0.995	0.991- 0.999	0.003	0.009	%62.2
الكثافة الشعاعية لمنطقة العظم الحويجزي لمقطع الرأد 2 الأيسر	0.006-	-	0.994	0.987- 1.000	**0.038**	**0.058 غير دال**	**النموذج غير دال**
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الفك السفلي	0.007-	6.117	0.993	0.988- 0.998	0.001	0.006	%75
الكثافة الشعاعية لمنطقة العظم الحويجزي فقط للفك السفلي	0.006-	-	0.994	0.988- 1.000	0.027	**0.053 غير دال**	%65.9
نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي	0.029-	-	0.971	0.941- 1.002	**0.056 غير دال**	**0.065 غير دال**	**النموذج غير دال**
النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للفك السفلي	0.102	5.745-	1.108	1.016- 1.208	0.009	0.020	%70.5
العمر	0.062	-	1.064	0.977- 1.157	**0.145 غير دال**	**0.153 غير دال**	**النموذج غير دال**

* عند مستوى ثقة 95%. الخانات المظللة تمثل المتغيرات التي كانت النماذج الناتجة عنها غيردالة إحصائياً.

3-3-2. نتائج تحليل البيانات وفق نموذج الانحدار اللوجستي المتعدد Multiple Logistic Regression Analysis

أولاً: التحليلات الخاصة بقيمة T لمنطقة عنق الفخذ

لقد تم تحليل المتغيرات السابقة بشكل مستقل (كلاً على حدة) في الفقرة السابقة، والآن ماذا لو تم دمج هذه المتغيرات فيما بينها؟

الجدول التالي يوضح نتائج تحليل الانحدار اللوجستي المتعدد المتدرج forward conditional الذي شمل كل المتغيرات سابقة الذكر، أما مقاطع الرأد الأربعة فقد تم الاكتفاء بمقطع واحد لكل منهما وهي المقاطع ذات مستوى الدلالة الأقل حسب التحليل السابق، وثم فيما بعد ستتم مقارنة هذه النتائج مع النتائج فيما لو تم استخدام المقاطع ذات مستوى الدلالة الأعلى.

الجدول 3-18: نتائج تحليل الانحدار اللوجستي المتعدد لمنطقة عنق الفخذ.

المتغيرات الداخلة في بناء النموذج في الخطوة الأخيرة	معامل الانكفاء B	قيمة الثابت إن كان معنوياً*	معدل الرجحان	فواصل الثقة لمعدل الرجحان عند 95%	ملاءمة المعادلة بوجود المتغير Model	مستوى الدلالة
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الفك السفلي (A)*	0.009-	9.038	0.991	0.984- 0.998	0.000>	0.018
نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي (B)*	0.071-		0.958	0.928- 0.989		0.019
المتغيرات غير الداخلة في بناء النموذج في الخطوة الأخيرة					**القيمة Score**	**مستوى الدلالة**
النسبة المئوسة للبيكسلات البيضاء لمقطع الرأد 2 الأيمن					0.016	0.899
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 2 الأيمن					0.103	0.748
الكثافة الشعاعية لمنطقة العظم الحويجزي للفك السفلي					0.578	0.477
النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للفك السفلي					0.051	0.822
العمر					0.259	0.611
ملخص نموذج الانكفاء: Nagelkerke R2=0.566 ملاءمة النموذج للبيانات حسب Hosmer and Lemesho test P= 0.992. جدول التصنيف يصنف 81.8 % من الحالات تصنيفاً صحيحاً. * ستخدم هذه الرموز في بناء معادلة النموذج فيما يلي.						

وبالتالي فإن نموذج الانحدار اللوجستي المتعدد للتنبؤ بالتخلخل العظمي في منطقة عنق الفخذ لدى النساء في سن اليأس وبعده هو:

$$P = \frac{e^{9.038-0.009A-0.071B}}{1 + e^{9.038-0.009A-0.071B}}$$

A = الكثافة الشعاعية لكامل مقطع مقطع الفك السفلي.

B = نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي.

P تعني الاحتمال / **e** هي العدد النيبيري ~ 2.7183.

ومن خلال النموذج السابق يمكن معرفة احتمال (P) أن تكون المرأة مصابة بالتخلخل العظمي في منطقة عنق الفخذ بمعرفة الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي ودقة النموذج في التنبؤ هي 81.8%.

فيما لو استخدمت مقاطع الرأد الأعلى من حيث مستوى الدلالة؛ فإن ملخص نموذج الانكفاء لا يتغير عن عن سابقه ذلك لأن مقطع الرأد لم يظهر عند بناء النموذج النهائي للتحليل.

ثانياً: التحليلات الخاصة بقيمة T للفقرات القطنية

وبالمثل وعند إجراء نفس الخطوات السابقة ولكن للمتغيرات المذكورة إعلاه للفقرات القطنية فإننا نحصل على الجدول التالي (3-19) وكما سبق عمله في التحليل الخاص بعنق الفخذ فإنه قد تم الاكتفاء بمقطعين للرأد (أحدهما لكامل مقطع الرأد والآخر للعظم الحويجزي فقط) الأكثر معنوية من التحليل اللوجستي البسيط سابق الذكر.

الجدول 3-19: نتائج تحليل الانحدار اللوجستي المتعدد لمنطقة الفقرات القطنية.

المتغيرات الداخلة في بناء النموذج في الخطوة الأخيرة	معامل الانكفاء B	قيمة الثابت إن كان معنوياً^	معدل الرجحان	فواصل الثقة لمعدل الرجحان عند 95%	ملاءمة المعادلة بوجود المتغير Model	مستوى الدلالة
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 1 الأيسر *(A)	0.13-	10.232	0.987	-0.978 0.996	0.000>	0.004

المتغيرات غير الداخلة في بناء النموذج في الخطوة الأخيرة	القيمة Score	مستوى الدلالة
الكثافة الشعاعية لمنطقة العظم الحويجزي فقط لمقطع الرأد 1 الأيمن	0.030	0.862
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الفك السفلي	0.813	0.367
الكثافة الشعاعية لمنطقة العظم الحويجزي للفك السفلي	0.972	0.324
نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي	0.331	0.565
النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للفك السفلي	0.005	0.945
العمر	0.218	0.641

ملخص نموذج الانكفاء:
Nagelkerke R2=0.346
ملاءمة النموذج للبيانات حسب Hosmer and Lemesho test P= 0.562.
جدول التصنيف يصنف 77.3% من الحالات تصنيفاً صحيحاً.
^ عند مستوى ثقة 95%.
* سيستخدم هذا الرمز في بناء معادلة النموذج فيما يلي.

وبالتالي فإن نموذج الانحدار اللوجستي المتعدد للتنبؤ بالتخلخل العظمي في منطقة الفقرات القطنية لدى النساء في سن اليأس وبعده هو:

$$P = \frac{e^{10.232 - 0.13A}}{1 + e^{10.232 - 0.13A}}$$

A = الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 1 الأيسر.

P تعني الاحتمال / **e** هي العدد النيبيري ~ 2.7183.

ومن خلال النموذج السابق يمكن معرفة احتمال (P) أن تكون المرأة مصابة بالتخلخل العظمي في منطقة الفقرات القطنية بمعرفة الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد ودقة التنبؤ هي 77.3%.

فيما لو استخدمت مقاطع الرأد الأعلى من حيث مستوى الدلالة؛ فإن ملخص نموذج الانكفاء هو كالتالي:

Nagelkerke R2=0.313

ملاءمة النموذج للبيانات حسب Hosmer and Lemesho test P= 0.291.

جدول التصنيف يصنف 75 % من الحالات تصنيفاً صحيحاً.

ومعادلة نموذج الانحدار اللوجستي للتنبؤ بالتخلخل العظمي في منطقة الفقرات القطنية لدى النساء في سن اليأس وبعده في هذه الحالة هي:

$$P = \frac{e^{6.117 - 0.007A}}{1 + e^{6.117 - 0.007A}}$$

A = الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الفك لسفلي.

P تعني الاحتمال / **e** هي العدد النيبيري ~ 2.7183.

بالتالي وحسب جدول التصنيف فإن دقة التنبؤ بالتخلخل العظمي في منطقة الفقرات القطنية عند نساء في سن اليأس وبعده هي 75%- 77.3%.

3-3-3. نتائج تحليل الانحدار الخطي البسيط

أُجري هذا التحليل للمتغيرات التي أعطت أعلى شدة للارتباطات الثنائية لكل من منطقتي عنق الفخذ والفقرات القطنية، وفيما يلي نتائج هذا التحليل.

أولاً: التحليلات الخاصة بقيمة T لمنطقة عنق الفخذ

لقد كان معامل ارتباط بيرسون بين نتائج نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في الفك السفلي وقيمة T لعنق الفخذ هو الأعلى (r=0.548) ومعادلة الانحدار الناتجة (P<0.000) هي:

$$\text{Calculated T-score} = -2.789 + 0.032xA$$

حيث **A** هي نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي.

إن دقة النموذج السابق (بحسب قيمة R مربع) هي 28.3%.

ثانياً: التحليلات الخاصة بقيمة T للفقرات القطنية

أما بالنسبة لقيمة T في منطقة الفقرات القطنية فإن معامل ارتباط بيرسون كان الأكبر مع الكثافة الشعاعية المحسوبة بوساطة جهاز CBCT لكامل مقطع الفك السفلي (r=0.516) ومعادلة الانحدار الناتجة (P=0.001) هي:

$$\text{Calculated T-score} = -4.268 + 0.003xB$$

حيث **B** هي الكثافة الشعاعية المحسوبة بوساطة جهاز CBCT لكامل مقطع الفك السفلي.

إن دقة النموذج السابق (بحسب قيمة R مربع) هي 16.5%.

نلاحظ مما سبق أن دقة النموذجين السابقين ضعيفة، وعليه لا يمكن الاعتماد على هذه النماذج للتنبؤ بقيمة T وبالتالي تقدير حالة الهشاشة العظمية عند النساء في سن اليأس وبعده.

3-3-4. نتائج تحليل البيانات باستخدام الانحدار الخطي المتعدد Multiple Linear regression analysis

أولاً: التحليلات الخاصة بقيمة T لمنطقة عنق الفخذ

هنا فقد تم العمل على متغير قيمة T لعنق الفخذ باعتبارها المتغير التابع، وتم إدراج المتغيرات المذكورة في الفقرة (3-2 نتائج اختبار ارتباط بيرسون) للوصول إلى أفضل نموذج خطي للتنبؤ بقيمة T لعنق الفخذ. أجري التحليل بالطريقة المتدرجة الخلفية Backward.

يوضح الجدول التالي ملخص النموذج عندما تم إدخال جميع المتغيرات سابقة الذكر، إضافة لمعاملات الانكفاء ذات الدلالة الإحصائية (عند مستوى ثقة 95%) في الخطوتين الأولى والأخيرة.

الجدول 3-20: ملخص نموذج الانحدار الخطي المتعدد المجرى بالطريقة الخلفية Backward للتنبؤ بقيمة T لعنق الفخذ.

قوة الارتباط R	النسبة المئوية للجزء المفسر بالنموذج R2	R2 المعدلة	الدلالة الإحصائية للنموذج*
0.607	%36.8	%33.8	0.033
الخطوة	**المتغيرات ذات الدلالة الإحصائية**	**معامل الانكفاء**	**قيمة بيتا (نسبة مساهمة المتغير في التنبؤ)**
1 (كل المتغيرات سابقة الذكر)	نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي (P=0.021)	0.005	%48.2
2 (الخطوة الأخيرة لتحليل الانحدار)	نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي(P<0.000)	0.029	%50.5
	الكثافة الشعاعية بوحدات الهاونسفيلد المحسوبة بجهاز CBCT لمنطقة العظم الحويجزي للفك السفلي (P=0.041).	0.003	%26.5
	قيمة الثابت (P<0.000).	3.815-	-

* وجود دلالة إحصائية يعني أن النموذج ملائم للبيانات، مستوى الثقة هو 95%.

يمكن من الجدول السابق التوصل إلى العلاقة التالية للتنبؤ بقيمة T لعنق الفخذ عند النساء في سن اليأس وبعده وهي:

$$\textbf{Calculated T-score} = -3.815 + 0.029\ C + 0.003\ D$$

حيث: **C** هي نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي،

و **D** هي الكثافة الشعاعية بوحدات الهاونسفيلد المحسوبة بجهاز CBCT لمنطقة العظم الحويجزي للفك السفلي.

إن دقة هذا النموذج هي 33.8%.

فيما لو اعتمدت مقاطع الرأد الأعلى من حيث مستوى الدلالة فإن ملخص نموذج الانكفاء لا يتغير على اعتبار أن مقاطع الرأد ليست دالة إحصائياً في الخطوة الأخيرة لكلا النموذجين.

ثانياً: التحليلات الخاصة بقيمة T للفقرات القطنية

وبتكرار ذلك على متغير قيمة T ولكن للفقرات القطنية باعتبارها المتغير التابع، أُدرجت المتغيرات المذكورة في الفقرة (3-2 نتائج اختبار ارتباط بيرسون) للوصول إلى أفضل نموذج خطي للتنبؤ بقيمة T للفقرات القطنية، أجري التحليل بالطريقة المتدرجة الخلفية Backward.

الجدول 3-21: ملخص نموذج الانحدار الخطي المتعدد المجرى بالطريقة الخلفية Backward للتنبؤ بقيمة T للفقرات القطنية.

قوة الارتباط R	النسبة المئوية للجزء المفسر بالنموذج R2	R2 المعدلة	الدلالة الإحصائية للنموذج*
0.532	%28.3	%24.8	0.001
الخطوة	**المتغير**	**معامل الانكفاء**	**قيمة بيتا (نسبة مساهمة المتغير في التنبؤ)**
1 (كل المتغيرات سابقة الذكر)	لا يوجد أي متغير ذو دلالة إحصائية في هذه الخطوة عند مستوى ثقة 95%.	–	–
2 (الخطوة الأخيرة لتحليل الانحدار)	نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي (P=0.005).	0.006	%41.6
	قيمة الثابت (P<0.000).	2.141-	–

* وجود دلالة إحصائية يعني أن النموذج ملائم للبيانات، مستوى الثقة هو 95%.

يمكن من الجدول السابق التوصل إلى العلاقة التالية للتنبؤ بقيمة T للفقرات القطنية عند النساء في سن اليأس وبعده وهي:

$$\textbf{Calculated T-score} = -2.141 + 0.006\ C$$

حيث: **C** هي نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي (C).

إن دقة هذا النموذج في التنبؤ هي 24.8%.

فيما لو اعتمدت مقاطع الرأد الأعلى من حيث مستوى الدلالة فإن ملخص نموذج الانكفاء هو كالتالي:

الدلالة الإحصائية للنموذج= 0.001.

ودقة النموذج هي 17.3%.

ومعادلة النموذج هي:

$$\textbf{Calculated T-score} = -2.141 + 0.006\ C$$

حيث C هي نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الفك السفلي.

ومنه فإن قيمة R^2 تتراوح من 17.3% – 24.8%.

وبخلاصة تحليلات الانحدار الخطية فإن الدقة عموماً منخفضة سواء في نماذج البسيطة والمتعددة فلم تتجاوز الدقة 33.5%.

3-4. الحساسية والنوعية والدقة لمتغيرات CBCT المستخدمة في التنبؤ بالتخلخل العظمي في كل من منطقتي الفخذ والفقرات

اعتماداً على ما سبق، وبعد أن أظهرت نتائج تحليل الانحدار الخطي دقة ضعيفة؛ فسيتم متابعة تحليل نتائج الانحدار اللوجستي فقط. فيما يلي نتائج الحساسية والنوعية والدقة، وفي الفقرة التي تليها (3-5) سيتم وضع مجالات العتبة التي هي الخطوة الأخيرة في تحليل النتائج.

تجدر الإشارة إلى أن متغير العمر لم يتم تضمينه في هذه الفقرة والتي تليها لأنه ليس من أهداف البحث وقد تم تضمينه في نماذج الانحدار للتخلص من تأثيره المشوش confounding.

3-4-1. الحساسية والنوعية والدقة لمتغيرات CBCT المستخدمة في التنبؤ بالتخلخل العظمي في منطقة عنق الفخذ

يبين الجدول (3-22) نتائج الحساسية والنوعية والدقة للمتغيرات المستخدمة في التنبؤ بوجود التخلخل العظمي في عنق الفخذ حسب تحليل الانحدار اللوجستي البسيط.

3-4-2. الحساسية والنوعية والدقة لمتغيرات CBCT المستخدمة في التنبؤ بالتخلخل العظمي في منطقة الفقرات القطنية

يبين الجدول (3-23) نتائج الحساسية والنوعية والدقة للمتغيرات المستخدمة في التنبؤ بوجود التخلخل العظمي في عنق الفخذ حسب تحليل الانحدار اللوجستي البسيط.

الجدول 3-22: حساسية ونوعية ودقة تحليل صور CBCT في توقع وجود التخلخل العظمي في منطقة عنق الفخذ عند النساء في سن اليأس وبعده.

المتغير	التصنيف حسب نموذج التنبؤ	تشخيص التخلخل العظمي بـ DXA		الحساسية	النوعية	الدقة
		إيجابي	سلبي			
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 1 الأيمن	مصابات بالتخلخل العظمي	5	5	%33.3	%83.3	%66.7
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	10	25			
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 1 الأيسر	مصابات بالتخلخل العظمي	9	5	%60	%83.3	%75.6
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	6	25			
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 2 الأيمن	مصابات بالتخلخل العظمي	11	5	%73.3	%83.3	%80
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	4	25			
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 2 الأيسر	مصابات بالتخلخل العظمي	6	4	%40	%86.7	%71.1
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	9	26			
نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة لمقطع الرأد 1 الأيمن	مصابات بالتخلخل العظمي	10	3	%66.7	%90	%82.2
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	5	27			
نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة لمقطع الرأد 1 الأيسر	مصابات بالتخلخل العظمي	7	5	%46.7	%83.3	%71.1
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	8	25			
نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة لمقطع الرأد 2 الأيمن	مصابات بالتخلخل العظمي	7	4	%46.7	%86.7	%73.3
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	8	26			
نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة لمقطع الرأد 2 الأيسر	مصابات بالتخلخل العظمي	5	4	%33.3	%86.7	%68.9
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	10	26			
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الفك السفلي	مصابات بالتخلخل العظمي	10	3	%66.7	%89.7	%81.1
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	5	26			
نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في الفك السفلي	مصابات بالتخلخل العظمي	11	7	%73.3	%75.8	%75
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	4	22			
النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للفك السفلي	مصابات بالتخلخل العظمي	6	6	%60	%80	%68.2
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	9	24			

الجدول 3-23: حساسية ونوعية ودقة تحليل صور CBCT في توقع وجود التخلخل العظمي في منطقة الفقرات القطنية عند النساء في سن اليأس وبعده.

المتغير	التصنيف حسب نموذج التنبؤ	تشخيص التخلخل العظمي بتقنية DXA		الحساسية	النوعية	الدقة
		إيجابي	سلبي			
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 1 الأيمن	مصابات بالتخلخل العظمي	4	4	%26.7	%86.7	%66.7
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	11	26			
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 1 الأيسر	مصابات بالتخلخل العظمي	8	3	%53.3	%90	%77.8
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	7	27			
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 2 الأيمن	مصابات بالتخلخل العظمي	5	5	%33.3	%83.3	%66.7
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	10	25			
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 2 الأيسر	مصابات بالتخلخل العظمي	4	6	%26.7	%80	%62.2
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	11	24			
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الفك السفلي	مصابات بالتخلخل العظمي	7	3	%46.7	%89.7	%75
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	8	26			
النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للفك السفلي	مصابات بالتخلخل العظمي	6	5	%40	%83.3	%70.5
	غير مصابات بالتخلخل العظمي	9	25			

ويلاحظ من الجدولين السابقين –(3–22) و (3–23)– ما يلي:

1– انخفاضاً في الحساسية عموماً وارتفاع نسبة النوعية، مما يعني أن نتيجة التحري السلبية قد تكون في كثير من الأحيان كاذبة.

2– أن متغير الكثافة الشعاعية (بغض النظر عن مكان إجراء القياس) قد أعطى عموماً دقة مقاربة لتلك التي أعطاها متغير نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة (علماً أن الأخير يقتضي برنامجاً إضافياً لحسابه).

3-5. توظيف معادلات الانحدار اللوجستي البسيط في وضع مدى العتبة للتخلخل العظمي Osteoporosis threshold range

بعد عمليات التحليل الإحصائي السابقة، لا بد من ترجمة تلك النتائج على المستوى السريري. بتطبيق معادلات الانحدار الناتجة لكل متغير على حدة -الجدولان (3-15) و(3-16)- من جهة ومن خلال نتائج عينة الدراسة من جهة أخرى يمكن إيجاد مدى للعتبة الفاصلة بين وجود التخلخل العظمي أو عدم وجوده (العتبة هي عندما يكون الاحتمال مساوياً لـ 50% وفقاً لمعادلات التنبؤ بالتخلخل العظمي المستخلصة من اختبارات الانحدار اللوجستي).

اقتصر الجدولان (3-24) و(3-25) على ذكر المتغيرات التي لها مدلولات سريرية وهي الكثافة الشعاعية والنسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للمقطع المدروس وذلك في الرأد والفك السفلي.

جدول 3-24: مدى العتبة للتخلخل العظمي في منطقة عنق الفخذ من متغيرات الدراسة.

المتغير	القيمة العتبة لهذا المتغير من معادلة الانحدار اللوجستي	القيمة العتبة للمتغير من عينة البحث	المدى الذي يمثل عتبة التخلخل العظمي (بوحدات المتغير)
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 1 الأيمن (HU)	632	658	**658-632**
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 1 الأيسر (HU)	751	755	**755-751**
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 2 الأيمن (HU)	638	661	**661-638**
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 2 الأيسر (HU)	753	831	**831-753**
المدى المحسوب للكثافة الشعاعية من خلال مقاطع الرأد (HU)	**632**	**831**	**831 – 632**
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الفك السفلي (HU)	850	819	**850-819**
النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للفك السفلي(%)	%56.5	%55.2	**%56.5-55.2**

إن قيم وحدات HU مقربة إلى أقرب عدد صحيح.

جدول 3-25: مدى العتبة للتخلخل العظمي في منطقة الفقرات القطنية من متغيرات الدراسة

المتغير	قيمة العتبة للمتغير من معادلة الانحدار اللوجستي	قيمة العتبة للمتغير من عينة البحث	المدى الذي يمثل عتبة التخلخل العظمي (بوحدات المتغير)
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 1 الأيمن (HU)	661	712	**712-661**
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 2 الأيمن (HU)	700	727	**727-700**
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 2 الأيسر (HU)	814	863	**863-814**
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الرأد 1 الأيسر (HU)	798	768	**798-768**
الكثافة الشعاعية من خلال جميع مقاطع الرأد (HU)	**661**	**863**	**863 – 661**
الكثافة الشعاعية لكامل مقطع الفك السفلي (HU)	873	868	**873-868**
النسبة بين مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية للفك السفلي(%)	56.5%	%53.3	**%56.5-53.3**

إن قيم وحدات HU مقربة إلى أقرب عدد صحيح.

3-7. تعيين التوافق الداخلي

كانت نتيجة اختبار Kappa الإحصائي الذي يهدف إلى معرفة مدى التوافق في قراءات الفاحص هي 0.85 . (<0.80) مما يدل على أن التوافق جيد.

الباب الرابع

المناقشة

4-1. مناقشة تشخيص التخلخل العظمي وإمكانية مساهمة طب الأسنان

يظل التشخيص المبكر لأي داء هو الشغل الشاغل لدى العاملين في قطاع الصحة العامة، ولا سيما تلك الأمراض التي تصيب شريحة واسعة لمجتمع ما. وكثيراً جداً ما تتحرى الأبحاث عن تقنيات تشخيصية بسيطة وممكنة التطبيق على نطاق واسع وذات مصداقية عالية للكشف المبكر عن تلك الإصابات على نطاق المجتمع مما يحسن من الإنذار ويسهل المعالجة ويخفض التكاليف ويرفع من جودة حياة المجتمع ككل.

ولعل أكثر ما يثير الجدل هو إيجاد تلك الوسيلة التشخيصية البسيطة وغير المكلفة والتي تحمل درجة عالية من الدقة.

وينطبق ما سبق على داء التخلخل العظمي الذي يعد مشكلة صحية عامة (U.S. Department of Health and Human Services. 2004) ومرضاً صامتاً مما يوجب البحث عن طرائق لتشخيصه باكراً ما أمكن إضافة لإيجاد أساليب فعالة لمعالجته. ولعله من المنطقي الاستفادة من كل الوسائل والتقنيات التشخيصية الحالية حتى يتم الوصول إلى تلك الأداة التشخيصية المثالية. ولأن شريحة واسعة من المجتمع تُراجع أطباء الأسنان كما أن التصوير الشعاعي شائع عندهم (Nackaerts et al. 2008; Kavitha et al. 2012)؛ فيمكن عندها الاستفادة من ذلك كجزء لحل هذه المشكلة الصحية العامة.

تكون الإمراضية والوفيات في كسور التخلخل العظمي أكبر إذا ما كسرت عظمة الورك، حيث سيكون 50% في مراكز الرعاية وسيموت منهم 10- 20% وذلك خلال السنة الأولى من الكسر (Cummings & Melton 2002). إن معدل البقاء بعد كسور الورك منخفض بغض النظر عن العرق أو الجنس (U.S. Department of Health and Human Services. 2004; Drake & Khosla 2012). وفي حين تكون خطورة حدوث الكسور المرضية عند النساء أعلى؛ فإن هناك أدلة قوية تشير إلى أن الوفيات بسبب كسور الورك هي أعلى عند الرجال (Adler 2006). وإذا ما ترافق الألم المزعج سريرياً مع الكسور الفقرية؛ ازداد معدل الوفيات الإجمالي 15% (Kado et al. 1999). تسبب كسور الفقرات صعوبة ممارسة

الأنشطة اليومية وألماً ظهرياً مزمناً وتحدداً في حركات العمود الفقري وتدنياً في الوظيفة الرئوية إضافة إلى عزلة اجتماعية (Pluijm et al. 2000). تترافق كسور المعصم- الثالثة من حيث شيوعها- مع تدني قدرة القيام بالأعمال اليومية (Cummings & Melton 2002).

وليس أطباء الأسنان بمنأى عن هذه المقاربة فهم أيضاً جزء لا يتجزأ من القطاع الصحي ويمكن توظيف التقنيات المستخدمة في مجالهم بحيث تتعدد مجالات الاستفادة منها كذلك لتشمل قطاعات صحية أخرى.

يمثل التصوير الشعاعي في طب الأسنان قرابة ثلث كمية الصور الشعاعية المجراة ضمن الاتحاد الأوروبي (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2001)، وتطورت تقنيات التصوير الشعاعي في طب الأسنان مع التطور التقني والبرمجي؛ إذ تتنوع بين تقنيات إسقاطية (بسيطة) كالتصوير الذروي والمقطعية التقليدية كالبانوراما إلى التقنيات الأحدث التي اعتمدت على التصوير المقطعي المحوسب CT ومن هذه التقنيات التصوير بجهاز CBCT وهي التقنية التي جعلت التصوير ثلاثي الأبعاد في طب الأسنان أكثر سهولة وأقل تشعيعاً من أي وقت مضى.

إن الدراسات السابقة التي تم فيها التحري عن التخلخل العظمي بجهازي CT و CBCT استخدمت غالباً برامج خاصة لا تستخدم في أغلب العيادات الشعاعية والسنية، وهي برامج تحليل متقدمة ليس من السهولة تعميمها على المراكز الشعاعية أو أطباء الأسنان للاستفادة منها، كما واستُخدم في بعض الدراسات أدوات معايرة من أجل زيادة دقة حساب الكثافات الشعاعية وهذه الأدوات لا تستخدم في الممارسة اليومية.

لقد هدفت هذه الدراسة إلى استخدام البرامج المرفقة مع أجهزة التصوير المقطعي المحوسب المخروطي دون الحاجة إلى استخدام برامج أو تجهيزات اختصاصية أو أدوات معايرة بقصد التنبؤ بداء التخلخل العظمي عند النساء اللواتي على باب سن الأياس أو ممن تجاوزن ذلك الباب.

4-2. مناقشة عينة البحث

تألفت العينة من 45 مشاركة توزعن على ثلاث مجموعات بحسب تصنيف الكثافة االمعدنية العظمية لمنطقتي عنق الفخذ والفقرات القطنية، لقد اختلفت المجموعات الثلاثة فيما بينها من حيث العمر وذلك لأنه من أحد عوامل الخطورة للإصابة بتخلخل العظام(Davis et al. 2007) ولذلك فإن متوسط العمر أعلى في مجموعة التخلخل العظمي، مما استدعى إجراء تعديل إحصائي statistical adjustment لهذا المتغير لضبطه بالنسبة للمتغيرات الأخرى.

4-3. مناقشة متغيرات الدراسة المستخدمة وطريقة التحليل المتبعة

يمكن تقسيم المتغيرات التي تمت دراستها في هذه الدراسة إلى تلك التي يمكن حسابها باستخدام البرنامج المرفق مع الجهاز فقط وتلك التي استخدم فيها برنامج إضافي (الفوتوشوب)، (المجموعة الأخيرة تشمل متغيري نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في المقطع المدروس والنسبة بين عدد البيكسلات في المنطقة المدروسة عندما يكون مستوى النافذة 400 HU إلى عددها عندما يكون مستوى النافذة 960 HU). كانت الغاية من ذلك تحسين علاقات الارتباط باستخدام برامج إضافية، وقد أظهرت التحليلات الإحصائية تقارباً في النتائج فلم تكن لهذه المتغيرات علاقات ارتباط أقوى ونماذج تنبؤ أفضل من نظيرتها التي لا تتطلب أي برنامج إضافيّ. ولذلك لم يؤخذ بهذه المتغيرات بالحسبان عند وضع عتبة تشخيص التخلخل العظمي على أساسها، ومن جهة أخرى فليس لهذه المتغيرات إسقاط سريري مباشر على عكس الكثافة الشعاعية ونسبة العظم الحويجزي.

من ناحية توضع المريض فلم تُشترط وضعية خاصة لرأس المشاركة خلال التصوير وتم خلال مراحل تحليل الصور تعديل تزوي المقاطع؛ وهذا سيلغي الحاجة إلى إجراءات إضافية عند القيام بالتصوير، كما لم توضع أي أداة لمعايرة الكثافة الشعاعية وهذاً سيلغي الحاجة إلى تجهيزات إضافية من جهة وسيقلل من العمليات المطلوبة لتحليل الصورة أيضاً.

4-4. مناقشة نتائج تحليل اختبار ارتباط بيرسون (r) (الارتباطات الثنائية) Pearson correlation test

لا بد قبل دراسة الارتباط الخطي الهادف للوصول إلى نموذج للتنبؤ من الوقوف على مدى ارتباط العوامل المتنبِّئة والمتنبَّأ بها؛ ولهذا كانت تحليلات ارتباط بيرسون الخطوة الأولى قبل إجراء اختبارات الانحدار الخطي. وعلى العكس من نتائج تحليل الفك السفلي لم يعطِ تحليل الفك العلوي وتحليل الصور ثلاثية الأبعاد –في محدوديات الدراسة الحالية– أية نتائج ذات دلالة إحصائية بالنسبة للعلاقة مع قيم T لعنق الفخذ أو الفقرات القطنية. وعموماً فإن الغالبية العظمى من الدراسات السابقة في هذا المجال ركزت على دراسة الفك السفلي، ربما لسهولة دراسته بالمقارنة مع نظيره العلوي من الناحية التشريحية، ولاحتوائه على مناطق عظمية عديدة بعيدة عن الأسنان.

4-4-1. مناقشة نتائج تحليل الحدبة الفكية

إن الحدبة الفكية التي تتميز بالتنوع التشريحي الواسع بين الأفراد من حيث الشكل أو الحجم، إضافة لوجود بعض المشاركات ممن لديهن درد خلفي حر؛ ولعدم إمكانية عزل هذه المنطقة بأبعادها الثلاثة ضمن إمكانيات البرامج المستخدمة في هذه الدراسة هي من الصعوبات التي تمت مواجهتها عند دراسة هذه المنطقة. ولعل ذلك يكون السبب في عدم التوصل لأي علاقة للمتغيرات التي تم الحصول عليها من جهاز CBCT وقيم T لعنق الفخذ والفقرات القطنية.

تغلب على عظم الفك العلوي الطبيعة الحويجزية وحيث إن العظم الحويجزي أكثر تأثراً بالعمليات الاستقلابية للعظم من نظيره القشري (Favus & American Society for Bone and Mineral Research. 2006)؛ فإن النتائج التي تم الحصول عليها مخيبة للآمال وذلك على الرغم من استخدام عدة تحليلات مختلفة، ولكن قد يؤدي تغيير طريقة الدراسة واستخدام برامج خاصة إلى نتائج مغايرة لما هي عليه في هذه الدراسة.

ركزت أغلب الدراسات السابقة على عظم الفك السفلي لإجراء التحليلات الخاصة ببنية العظم ولهذا لم توجد دراسات سابقة لمقارنة نتائجها مع الدراسة الحالية.

4-4-2. مناقشة نتائج تحليل الرأد والفك السفلي

أظهر تحليل صور الرأد والفك السفلي المأخوذة بجهاز CBCT ارتباطات متوسطة القوة مع قيمة T لكل من عنق الفخذ والفقرات، إن بنية الفك السفلي مميزة بشكل واضح عموماً إلى عظمين قشري وحويجزي ويمكن التمييز بينهما شعاعياً بتقنيات التصوير المقطعي وهو أحد ميزات التصوير المقطعي عن نظيره الإسقاطي.

إن حساب الكثافة الشعاعية بجهاز CBCT قد أعطى ارتباطات مشابهة بالمقارنة مع المتغيرات الأخرى المدروسة في هذه المنطقة (نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في مقطع الرأد والنسبة المئوية للمنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي إلى المساحة الإجمالية لمقطع الرأد) وهو أسهل تنفيذاً ولا يتطلب برامج إضافية.

وجد Naitoh (2007) أن الارتباط بين الكثافة المعدنية للعظم الحويجزي للفك السفلي وثخانة العظم القشري الدهليزي واللساني كان لا يزيد عن 0.6، وهذا قد يُقدم تفسيراً للفروقات في نموذج الانحدار اللوجستي التي ظهرت عند تحليل الكثافة وتحليل المساحة المشغولة بالعظم الحويجزي في هذه الدراسة.

إن العظم القشري للفك السفلي يتأثر بشكل واضح بالحالة المعدنية العامة للعظم عند النساء بعد سن اليأس (Taguchi et al. 1996)، وهذا يتفق مع نتائج متغير الكثافة الشعاعية في هذه الدراسة.

وجد Naitoh وزملاءه (2007) عندما درسوا عرض العظم القشري الدهليزي واللساني في الفك السفلي بوساطة CT ومعرفة علاقته مع قيم aBMD للفقرات القطنية باستخدام DXA أن الارتباط كان ضعيفاً ودالاً فقط في منطقة واحدة من المناطق الأربعة التي قيست عندها الثخانات القشرية ($r< 0.4$). كما أنه عزى الارتباط الضعيف لعرض العظم القشري مع قيم

BMD للفقرات القطنية إلى العوامل الموضعية التي تؤثر على الفك السفلي كالإطباق والشد العضلي إلى جانب تأثره بالحالة العامة.

في الدراسة التي أجراها Veigel وزملاؤه (2011) على الأغنام لدراسة تأثير الترقق العظمي على الفك السفلي فقد وجد باستخدام تقنية µ-CT تغيراً في البنية العظمية الدقيقة للفك السفلي مما قد يفسر سبب التوصل إلى علاقة في هذه الدراسة بين معظم متغيرات الفك السفلي وقيم T لكل من الفخذ والفقرات القطنية.

من الجدير ذكره بأن عدم وجود ارتباط ثنائي بين الكثافة الشعاعية للعظم الحويجزي فقط لمقاطع الرأد مع قيمة T يتفق مع ما توصلت إليه دراسات أخرى بأن ما يؤدي بالعظم إلى الهشاشة بالدرجة الأولى هو التغير في بنية العظم الدقيقة وليس التغير في محتوى العظم المعدني، وهذا أحد المآخذ على أجهزة DXA التي تقيس فقط المحتوى المعدني (Lindsay et al. 2005; Genant et al. 2007; van der Linden & Weinans 2007). ومع أم متغير الكثافة الشعاعية للعظم الحويجزي فقط لمقاطع الفك السفلي قد أعطى ارتباطاً ثنائياً دالاً فإن نموذج الانحدار اللوجستي البسيط له لم يكن دالاً.

4-4-3. مناقشة نتائج تحليل الصور ثلاثية الأبعاد

كانت جميع معاملات الارتباط في هذا التحليل هي صفراً من الناحية الإحصائية، ولم تنجح أي محاولة لربط نتائج هذا التحليل مع قيم T سواء للفخذ أو الفقرات القطنية. قد لا يبدو السبب من التحليل بحد ذاته ولكن ربما بسبب الطريقة المتبعة في هذه الدراسة والتي تعاملت مع الفكين معاً بغية جعل الأمر أكثر سهولة. وربما لو تم التحليل في منطقة معينة أو أن التحليل كان بتقنية أكثر دقة من مجرد حساب نسب للحجوم لكانت النتائج مغايرة لا سيما وأن المقاطع ثنائية البعد –والتي تشكل بمجموعها الصورة ثلاثية البعد– كانت قد أعطت علاقات ارتباط دالة إحصائياً – بغض النظر عن شدة الارتباطات–.

4-5. مناقشة نتائج تحليلات الانحدار اللوجستي والخطي

يقدم الارتباط الثنائي استقراءً مبدئياً عن العلاقة بين المتغيرات، ويقدم تحليل الانحدار (بنوعيه الوجستي والخطي) طريقة مثالية لترجمة هذه العلاقات إلى معلومات مفيدة الناحية العملية. وفي حين يعطي التحليل اللوجستي تنبؤاً بوجود أو عدم وجود المرض؛ فإن التحليل الخطي سيتنبأ بقيمة T والتي على أساسها ستصنف المرأة من ناحية حالة هشاشة العظام لديها. وفي الوقت الذي أعطى فيه تحليل الانحدار اللوجستي البسيط لعدد من المتغيرات دقة جيدة عموماً، فإن الارتباطات الثنائية لم تكن عموماً قوية بما يكفي من أجل الوصول إلى نموذج خطي على درجة عالية من الدقة للتنبؤ بقيمة T بما في ذلك النموذج الخطي المتعدد.

لقد تم في البداية دراسة كل متغير من المتغيرات التي أعطت ارتباطاً ثنائياً دالاً إحصائياً على حدة ثم تم دمج المتغيرات معاً. إن استخدام النموذج المتعدد في هذه الدراسة لا يعد عملياً بسبب الحاجة إلى وقت أطول لحساب كل متغير من هذه المتغيرات على حدة، كما أن دقته لم تكن أعلى من بعض النماذج البسيطة.

ونتيجة للاختبارات الثنائية سابقة الذكر، لم تدخل متغيرات الحدبة الفكية والصور ثلاثية الأبعاد في هذه التحليلات.

4-5-1. مناقشة تحليل نتائج الانحدار اللوجستي البسيط

تراوحت دقة نماذج التنبؤ الناتجة عن هذا التحليل بين 66.7- 82.2% لمنطقة عنق الفخذ و 62.2- 77.8% لمنطقة الفقرات القطنية. وبالنظر إلى متغير الكثافة الشعاعية فإن نتائجه قريبة من تلك للمتغير نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة وهو لا يتطلب استخدام أي برنامج إضافي سوى البرنامج المرفق مع الجهاز. وهنا فقد اختلفنا مع Hua وزملاؤه (Hua et al. 2009) الذين وجدوا أن الكثافة (ولكن بتدرجات اللون الرمادي وليس HU المحسوبة من جهاز CBCT) لا ترتبط مع قيم BMD (المحسوبة بجهاز DXA) على عينات من الفك السفلي وقد عزوا ذلك إلى الصفات التقنية لجهاز CBCT، إلا أنهم وجدوا ارتباطاً قوياً لمتغيرات CBCT أخرى، إلا أن حساب هذه المتغيرات تطلب برامج إضافية اختصاصية أخرى.

4-5-2. مناقشة تحليل الانحدار اللوجستي المتعدد

كانت دقة نماذج التنبؤ بين 81.8% و77.3% باستخدام هذا التحليل الإحصائي لكل من منطقتي عنق الفخذ والفقرات القطنية على الترتيب، وهي مقاربة عموماً لتلك التي تم الحصول عليها من التحليل اللوجستي البسيط لبعض المتغيرات، يمكن الاستنتاج بالتالي أن جدوى الجهد والزمن الإضافيين المبذولين للتنبؤ من خلال هذا التحليل لا تنسجم مع النتيجة المرجوة والتي حققتها بعض نماذج تنبؤ التحليل البسيط.

4-5-3. مناقشة تحليل الانحدار الخطي البسيط والمتعدد

لم تعطِ نتائج هذا الاختبار بنوعيه البسيط والمتعدد درجة عالية من القدرة على التنبؤ كتلك التي أعطاها التحليل اللوجستي، فحتى مع استخدام التحليل المتعدد كانت الدقة دون 35%، ومن جهة أخرى فإن التحليل الخطي المتعدد يعتمد على متغير نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة في الفك السفلي، وهذا المتغير يتطلب برنامج الفوتوشوب لحسابه؛ لذلك فإن النماذج الخطية المتعددة التي تم التوصل إليها عدا أنها ليست عملية فهي ليست أعلى دقة كثيراً من نظيرتها البسيطة.

وهنا فقد اتفقنا مع دراسة Naitoh وزملائه (Naitoh et al. 2007) الذي وجد أن حساب عرض العظم القشري للفك السفلي باستخدام CT ليس مفيداً لمعرفة BMD للفقرات القطنية، وقد كانت الارتباطات الثنائية لديهم ضعيفة عموماً.

4-6. مناقشة نتائج الحساسية والدقة لمتغيرات CBCT المستخدمة في التنبؤ بالتخلخل العظمي

يمكن ملاحظة أن الحساسية والنوعية كانتا أعلى لمتغيرات الفك السفلي من تلك لمقاطع الرأد، إن النوعية في متغرات مقاطع الرأد منخفضة كثيراً بالمقارنة مع تلك للفك السفلي مما يعني أن التنبؤ السلبي كاذب في كثير من الأحيان باستخدام مقاطع الرأد. كانت متغيرات مقاطع الفك السفلي

أكثر تجانساً مقارنة مع متغيرات مقاطع الرأد من ناحية قيمتي الحساسية والنوعية. إن الحساسية والنوعية في التنبؤ بالتخلخل العظمي كانتا أعلى في منطقة عنق الفخذ مقارنة مع منطقة الفقرات القطنية، وقد يعزى ذلك إلى أن بنية عظم الفك السفلي تتقارب مع بنية الفخذ (حيث هناك عظمان قشري حويجزي) أكثر من تقاربها مع الفقرات القطنية التي تغلب عليها البنية الحويجزية (Osteoporosis. Part I. Advanced radiologic assessment using quantitative computed tomography 1983). وهذا يتفق مع Buyukkaplan وزملائه (2012) بأن BMD لعنق الفخذ تعطي تصوراً عن BMD لجسم الفك السفلي، وكذلك مع Roberts ووزملائه (2011) الذين وجدوا تشابه خسارة العظم القشري للفك السفلي مع نظيرتها في عظم الورك.

4-7. مناقشة مجال العتبة لتشخيص التخلخل العظمي

إن مجال العتبة الموضوع يمثل الخلاصة العملية لهذه الدراسة، ويلاحظ بأن مجالات العتبة وفق متغيرات الفك السفلي عموماً أقل اتساعاً منها لمقاطع الرأد (مقارنة مع كل متغير من متغيرات مقاطع الرأد على حدة).

اقتصر ذكر مجالات العتبة على المتغيرات التي لها إسقاط سريري مباشر (الكثافة بوحدات الهاونسفيلد HU المحسوب بجهاز CBCT ومتغير نسبة مساحة المنطقة المشغولة بالعظم الحويجزي المساحة الإجمالية للمقطع العظمي). وبصرف النظر عن بعده عن النواحي السريرية وأنه أصعب حساباً فإن دقة متغير نسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة لم تكن أعلى من باقي المتغيرات.

4-8. مناقشة الجدلية القائمة بين أنظمة CT وDXA

هناك جدل كبير على تقنية DXA من حيث دقتها، فالمشككون بجدوى هذه التقنية مثلاً يذكرون أن 48% من النساء اللواتي عانين من كسور الهشاشة كن ضمن مجال الترقق العظمي وأن

8% كن يصنّفن على أن الكثافة لديهن طبيعية يحسب جهاز DXA (Sornay-Rendu et al. 2005)، كما كانت العلاقة بين الكسور الفقرية ونتائج قياسات البنية العظمية الدقيقة التي تم الحصول عليها من جهاز CT أعلى من العلاقة التي كانت بين الكسور و aBMD التي تم الحصول عليها بجهاز DXA (Ito et al. 2005). ومن جهة أخرى يرى المدافعون عن هذه الطريقة أن تعيين الكثافة المعدنية العظمية بجهاز DXA يبقى المعيار الذهبي سريرياً (Ledgerton et al. 1999; Ishii et al. 2007)، والطريقة السريرية الأكثر دقة للتعرف على أولئك ممن لديهم نقص في BMD (Horner et al. 2007; Karayianni et al. 2007). والمناطق المختارة لدراسة BMD هي الفقرات وعنق الفخذ كونها المناطق الأكثر عرضة للكسر (Genant et al. 2008). وهؤلاء يرون أيضاً أن جهاز QCT الواعد في هذا المجال محدود الانتشار وعالي التكلفة (Lems et al. 2011). والأهم هو أن خطة المعالجة تبنى على نتائج تحليل DXA التي قد لا تعكس مدى هشاشة البنية العظمية (Ammann & Rizzoli 2003; Burghardt et al. 2011). يبدو أننا سنظل نستخدم أجهزة DXA ريثما تحتل أجهزة QCT أو hr-CT الأمكنة التي تحتلها الأولى، ولا يبدو أن هذا الزمن قريب نسبياً (Adams 2012). ولا تزال في دولتنا الحبيبة -سوريا- تقنية DXA هي التقنية المعتمدة لتشخيص حالة الهشاشة العظمية.

هناك علاقة بين الكسور الفقرية وغير الفقرية مع انخفاض الكثافة المعدنية العظمية الحجمية vBMD الذي يمكن الحصول عليه باستخدام تقنية QCT، في حين لم ترتبط تلك الكسور مع قيم aBMD التي يتم الحصول عليها باستخدام تقنية DXA (Sornay-Rendu et al. 2007). ولذلك يجب أن تجرى دراسات أخرى للمقارنة بين CBCT مع QCT من أجل تحديد دور صورة الأول في مجال تشخيص هشاشة العظام.

لقد تمت دراسة الكثير من خصائص البنية العظمية الدقيقة والكبيرة للعينات العظمية بتقنيات تصويرية مختلفة، إلا أن تحقيق ذلك على المستوى السريري يتصدر الدراسات التصويرية للتخلخل العظمي. وتتصدر تقنيات CT الوسائل الأخرى في هذا المجال، فخلافاً لتقنية DXA يقدم CT تقييماً حجمياً عن البنية العظمية ويمكن بوساطته التمييز ما بين العظمين القشري

والحويجزي. ويعد –من ناحية أخرى– أسرع وأقل تعقيداً من ناحية إجرائه بالمقارنة مع MRI (Genant et al. 2008).

أعطت أجهزة CT المخصصة للاستخدام السريري (500 x 234 x 234 ميكروميتر) ارتباطات جيدة مع التقنيات عالية الدقة في تحري العظم الحويجزي (Issever et al. 2010)، ومن هنا فإن استخدام جهاز CBCT وارد أيضاً في السياق نفسه علماً إن الدراسة المذكورة كانت مخبرية. وكان الارتباط قوياً (r=0.858) بين الكثافة المحددة بوساطة جهاز CBCT وجهاز µ–CT في أماكن إجراء الزرعات في دراسة Gonza´ lez–Garcı´a & Monje (2012).

لقد فاقت أجهزة التصوير المقطعي المحوسب ذات الذراع على شكل C (C–arm CT) أجهزة MDCT من حيث الدقة، وكانت ذات كفاءة أعلى في التحري عن بنية العظم الدقيقة (Phan et al. 2011). وهذه الأجهزة تشبه من حيث المبدأ العام أجهزة CBCT حيث لها لواقط مسطحة ثنائية البعد والصور الناتجة عنها ذات فوكسيلات مكعبة تصل إلى 150 ميكروميتر إلا أن كمية الأشعة تتراوح بين 70– 125 ميلي أمبير (مقارنة مع 9 ميلي أمبير في حالة جهاز CBCT المستخدم في هذا البحث). لقد استخدم في هذا البحث حجم الحقل الذي يسمح بدراسة كلا الفكين معاً إلا أن تصغير كلٍّ من حجم حقل التصوير وحجم الفوكسيل سيجعل الصورة ثلاثية الأبعاد الناتجة أكثر جودة (Hassan et al. 2010)، مما يعني أن استخدام حقل أصغر من الحقل المستخدم قد يجعل الارتباطات الثنائية أقوى بين المتغيرات المدروسة في هذه الدراسة. ولكن اللواقط المسطحة تجعل الدقة الفراغية أقل بالمقارنة مع µ–CT وبالتالي عدم إمكانية توصيف بنية العظم الحويجزي (Sehmisch et al. 2009). ومن ناحية ثالثة فإن الأخيرة –µ–CT – يقتصر تطبيقها على العينات عظمية (خزعات) ولا تطبق سريرياً. لا يبدو أن التقنية المثالية تتوضع على نقطة زمنية قريبة من الآن.

وقد وُجد باستخدم جهاز QCT لدراسة عظم الفك السفلي لدى النساء تأثر نوعية وكمية العظم في تلك المنطقة بعد سن اليأس (Munakata et al. 2011). كما أن لبنية العظم الحويجزي دوراً كبيراً في تحديد مقاومة العظم (van der Linden & Weinans 2007). يمكن الحصول على

الكثير من المتغيرات بإجراء التحليل النسيجي الشكلي والأكثر شيوعاً في الدراسات هي نسبة المكون العظمي bone fraction وعدد الحويجزات trabecular number (Tb.N) والمسافة بين الحويجزات trabecular separation (Tb.S) وثخانة الحويجزات trabecular thickness (Tb.Th) وهناك علاقات ارتباط قوية أو متوسطة بين هذه المتغيرات مع الخواص الميكانيكية للعظم الفخذي (Wachter et al. 2001; Link et al. 2003a; Bauer et al. 2006).

يبدو أن بنية العظم الدقيقة هي مفتاح اللغز للتخلخل العظمي لفهم كل من التشخيص والمعالجة (Brandi 2009). وهذه لا يمكن الوصول إليها إلا بالتقنيات المقطعية التي تتفاوت فيما بينها بقدرتها على تمثيل هذه البنية الدقيقة كما تتفاوت باعتبارات أخرى كالجرعة الشعاعية ومدى ملاءمة الجهاز للاستخدام السريري. يبدو أن المسألة هي مسألة وقت ريثما تنتشر تقنيات التصوير المقطعي لتحتل المكانة التي احتلها جهاز DXA لفترة طويلة من الزمن في تشخيص هشاشة العظم والمتابعة التالية للمعالجة.

4-9. مناقشة تقنيات التصوير الشعاعي في طب الأسنان (صور CBCT والصور البانورامية والذروية)

مع أن الارتباط بين قيم الفوكسيل التي تم الحصول عليها بجهاز CBCT وقيم الكثافة التي تم حسابها باستخدام MSCT في منطقة العظم الحويجزي للفك السفلي كان قوياً جداً (r=0.965) (Naitoh et al. 2009; 2010)؛ فإن عدداً من الباحثين (Endo et al. 2001; Yoo & Yin 2006; Hua et al. 2009) أشاروا إلى أن قيم HU المحسوبة بجهاز CBCT ليست صحيحة (مضبوطة) ولا يمكن الوثوق بها، وذلك لأن تبعثر الأشعة في CBCT أكبر من نظيره في CT الحلزوني كما أن الخيالات artifacts فيه أسوأ إضافة للتأثير السلبي لقساوة الحزمة beam hardening effect، كما أن الشكل المخروطي للحزمة ينتج عنه التوزع الزاوي. إلا أن الشركة المصنعة لجهاز CBCT المستخدم في هذه الدراسة تدعي أن الجهاز قد تمت معايرته مع جهاز CT وأن الارتياب هو في حدود ±30 وحدة هاونسفيلد. وعلى أية حال فقد اعتمدت

هذه الدراسة على قيم HU لجهاز CBCT؛ وسواء تطابقت هذه القيم مع قيم HU لجهاز CT أم لا فليس لذلك تأثير على النتائج.

كما كان الارتباط بين BMD المحسوبة بجهاز DXA والكثافة الإجمالية المحسوبة بجهاز CBCT (بوحدات الهاونسفيلد) في دراسة Marquezan وزملائها(2012) قوياً (r=0.866) وكانت العينة قطعاً عظمية من عظم الحوض لدى البقر، إلا أن كل قطعة صُوّرت بكلا التقنيتين، وهذا يدل على أن الكثافات المعطاة بجهاز CBCT متوافقة مع تلك المعطاة بجهاز DXA عند تصوير نفس الجسم؛ وقد ذكر Eckestein وزملاءه (2002) أن المقاومة العظمية في مناطق الهيكل العظمي المختلفة ترتبط فيما بينها بشكل ضعيف' مما يفسر –جزئياً على الأقل– سبب شدة الارتباطات الثنائية التي تم الحصول عليها في هذه الدراسة التي كانت متوسطة أو أقل.

وفي دراسة Hua وزملائه (2009) فقد حاولو ربط بعض متغيرات CBCT مع قيم BMD التي تم الحصول بجهاز DXA (مثل التحليل الهندسي الجزئي fractial analysis) ووجدوا ارتباطاً جيداً مع قيم BMD وذلك على العكس من حساب الكثافة (قيمة التدرج الرمادي)، علماً أن هذين المتغيرين قد تم حسابهما عن طريق برنامج إضافي.

كما أن بعض القياسات التي تم الحصول عليها من قبل CBCT استطاعت تعيين النساء المصابات بالتخلخل العظمي عن أولئك السليمات منه (Koh & Kim 2011)، إلا أن الباحثَين لم يضما إلى عينة بحثهما نساءً لديهن ترقق عظام الأمر الذي يجعلنا نتساءل هل كان بالإمكان تمييز النسوة المصابات بالتخلخل العظمي عن المترققة عظامهن؛ إذ يضمحل الفرق بين هاتين المجموعتين بحيث قد تعجز فيه الأداة التشخيصية المستخدمة عن التمييز بينهما. من جهة أخرى اكتفى الباحثان بذكر فروق المتوسطات للمتغيرات المستخدمة لدى مجموعتي الدراسة في دراستهما دونما ذكر لمدى الدقة في الاعتماد على قيمة المتوسط المحسوب في التشخيص.

كثيراً ما استخدمت الصورة البانورامية كأداة تشخيص في سياق النَّخل (المُسوح) screening وبتقنيات تحليل مختلفة وقد يكون هذا هو السبب في تباين نتائج هذه الدراسات. ففي إحدى

الدراسات (Taguchi et al. 2006a) كان الارتباط بين عرض العظم القشري المحسوب بوساطة الصورة البانورامية و BMD للفقرات القطنية يتراوح بين (r= 0.45– 0.50)، وفي دراسة أخرى عولجت فيها الصورة البانورامية ضمن برنامج حاسوبي خاص فقد أصبحت نتيجة التحليل فعالة في التعرف على النساء اللواتي لديهن قيمة منخفضة للـ BMD (Kavitha et al. 2012). كما لم تتجاوز نسبة التعرف الصحيح على المصابات بالتخلخل العظمي من خلال معالجة خاصة للصورة البانورامية في دراسة ثالثة 71% (Khojastehpour et al. 2011).

إن تناقص الكتلة العظمية السنخية الملاحظ على الصور البانورامية باستخدام مشعر الفك السفلي في التصوير البانورامي Panoramic Mandibular Index (PMI) مع ازدياد العمر قد يكون مشعراً بدوره لتناقص الكثافة المعدنية الهيكلية أو التخلخل العظمي (Ramesh et al. 2011).

إن الارتباطات بين المتغيرات المستخلصة من الصورة البانورامية وقيم الكثافة المعدنية العظمية المحسوبة بجهاز DXA تختلف بين ضعيفة (Klemetti et al. 1993a) ومتوسطة القوة (Drozdzowska et al. 2002; Jagelaviciene et al. 2010) إلى تلك التي وجدت أن بعض متغيرات الصورة البانورامية كانت مفيدة من أجل النخل screening في سياق التخلخل العظمي (Horner & Devlin 1998; Taguchi et al. 2006b). لقد ارتبطت قيم BMD للفك السفلي المحسوبة من خلال الصور البانورامية مع تلك للفقرات القطنية وعنق الفخذ في حالات التخلخل العظمي بعلاقة جيدة (Horner et al. 1996; Karayianni et al. 2007).

يمكن تلخيص العلاقة بين الصورة البانورامية وقيم الكثافة المعدنية العظمية للفخذ والفقرات بأنها جيدة عموماً إلا أنها لا تكفي من أجل التقييم الدقيق (Marandi et al. 2010).

وفي دراسة Nackaerts وزملائه (2007) فقد حاولوا استخدام الصور داخل الفموية لتقدير الكثافة العظمية للفكين مرة مع استخدام دليل الألومنيوم ومرة أخرى دونه بغية تسهيل الإجراءات؛ وكانت النتائج بدونه قريبة مع تلك التي دونه إلا أن الباحثين وصفوها بغير المقبولة.

يبدو أن طريقة التحليل المستخدمة هي التي تحدد مدى الارتباط الناتج كما تفوق من ناحية الأهمية تقنية التصوير المتبعة بحد ذاتها، إذ إن العلاقة كانت كذلك بالنسبة لتقنيات التصوير المقطعي المحوسب المختلفة من مثل هذه الدراسة ودراسات أخرى (Norton & Gamble 2001; Hua et al. 2009; Issever et al. 2010; Marquezan et al. 2012). إن تقنية CBCT هي تقنية حديثة وواعدة ولكنها ليست بديلاً عن تقنيات التصوير الأخرى في طب الأسنان كالصور الذروية إذ إن لكل تقنية استطباباتها الخاصة (Miles 2008)، تمتاز هذه التقنية بأنها ثلاثية الأبعاد وتميز العظمين القشري والحويجزي عن بعضهما والجرعة الشعاعية فيها منخفضة مما يجعل دورها في طب الأسنان بارزاً، وإن التمكن من توظيف هذه التقنية في مجال التخلخل العظمي قد يكون له دور كبير على النواحي الوقائية والاقتصادية بالنسبة لتشخيص هذا الداء.

وكخلاصة

إن انخفاض الجرعة الشعاعية والقيمة العالية لصورة CBCT زاد من طلب أطباء الأسنان لهذه الصورة الشعاعية؛ وإن التمكن من الاستفادة من هذه التقنية لتشخيص التخلخل العظمي قد يساعد كثيراً في الكشف المبكر عن هذا الداء الصامت وواسع الانتشار.

لقد قدمت هذه الدراسة تحليلاً يدوياً بسيطاً للتنبؤ بوجود التخلخل العظمي من خلال تصوير عظام الفكين بتقنية CBCT، بحيث يمكن تطبيقها دونما حاجة إلى برامج معقدة أو متخصصة، ويمكن للشركات المنتجة للبرامج المستخدمة في دراسة صور CBCT أن تضيف أداة للتنبؤ بالتخلخل العظمي بالاعتماد على نتائج هذه الدراسة أو الدراسات الأخرى المشابهة. ولقد تم التركيز على المتغيرات المستخدمة سريرياً وفي مقدمتها الكثافة الشعاعية (HU)؛ وقد كان التنبؤ بوجود التخلخل العظمي أو غيابه على درجة عالية من الدقة عالية لمنطقتي عنق الفخذ والفقرات القطينة أما التنبؤ بقيمة T من خلال نماذج الانحدار الخطي فإنه لم يكن على تلك الشاكلة من الدقة (<35%) وفقاً لمحدوديات هذه الدراسة.

الباب الخامس

الاستنتاجات

1- أبدت الكثافة الشعاعية المحسوبة بجهاز CBCT لمقاطع في الفك السفلي دقة عالية في التنبؤ بوجود التخلخل العظمي أو غيابه عند نساء في سن الياس وبعده في منطقتي عنق الفخذ والفقرات القطنية (81.1- 75% على الترتيب)، ولكن التنبؤ بقيم T لكل من منطقتي عنق الفخذ والفقرات لم يكن كذلك. إن مدى العتبة لتشخيص التخلخل العظمي من خلال مقاطع الفك السفلي هو 819-850 HU.

2- تراوحت دقة التنبؤ بوجود التخلخل العظمي من خلال الكثافة الشعاعية لمقاطع الرأد بين 66.7- 80% و 62.2- 77.8% لمنطقة عنق الفخذ والفقرات القطنية على الترتيب.

3- لم يكن ممكناً من خلال الكثافة الشعاعية المحسوبة بجهاز CBCT لمنطقة الحدبة الفكية –بحسب الطريقة المتبعة في هذه الدراسة– التنبؤ بوجود التخلخل العظمي أو غيابه أو التنبؤ بقيم T لكل من منطقتي عنق الفخذ والفقرات.

4- أبدت بعض المتغيرات الأخرى (غير الكثافة الشعاعية المعطاة بجهاز CBCT المحسوبة بطريقة يدوية ودون استخدام برامج طبية تخصصية لصور جهاز CBCT المأخوذة لنساء في سن اليأس وبعده لمقاطع في الرأد والفك السفلي تنبؤاً بوجود التخلخل العظمي أو غيابه تراوحت دقته بين 68.2-82.2% لمنطقة عنق الفخذ و70.5% لمنطقة الفقرات القطنية، وهي تقارب تلك للكثافة الشعاعية ويتطلب بعضها برنامجاً إضافياً (برنامج تحليل صور عاماً وليس طبياً اختصاصياً). في حين كانت جميع متغيرات الحدبة الفكية الأخرى على النقيض من ذلك فلم يكن هناك أي ارتباط بينها وبين قيم T أو بحالة الهشاشة العظمية لكل من منطقتي عنق الفخذ والفقرات.

5- لم يكن ممكناً من خلال تحليل الصور ثلاثية الأبعاد –بحسب الطريقة المتبعة في هذه الدراسة– التنبؤ بوجود التخلخل العظمي أو غيابه أو التنبؤ بقيم T لكل من منطقتي عنق الفخذ والفقرات.

الباب السادس

المقترحات والتوصيات

6-1. المقترحات

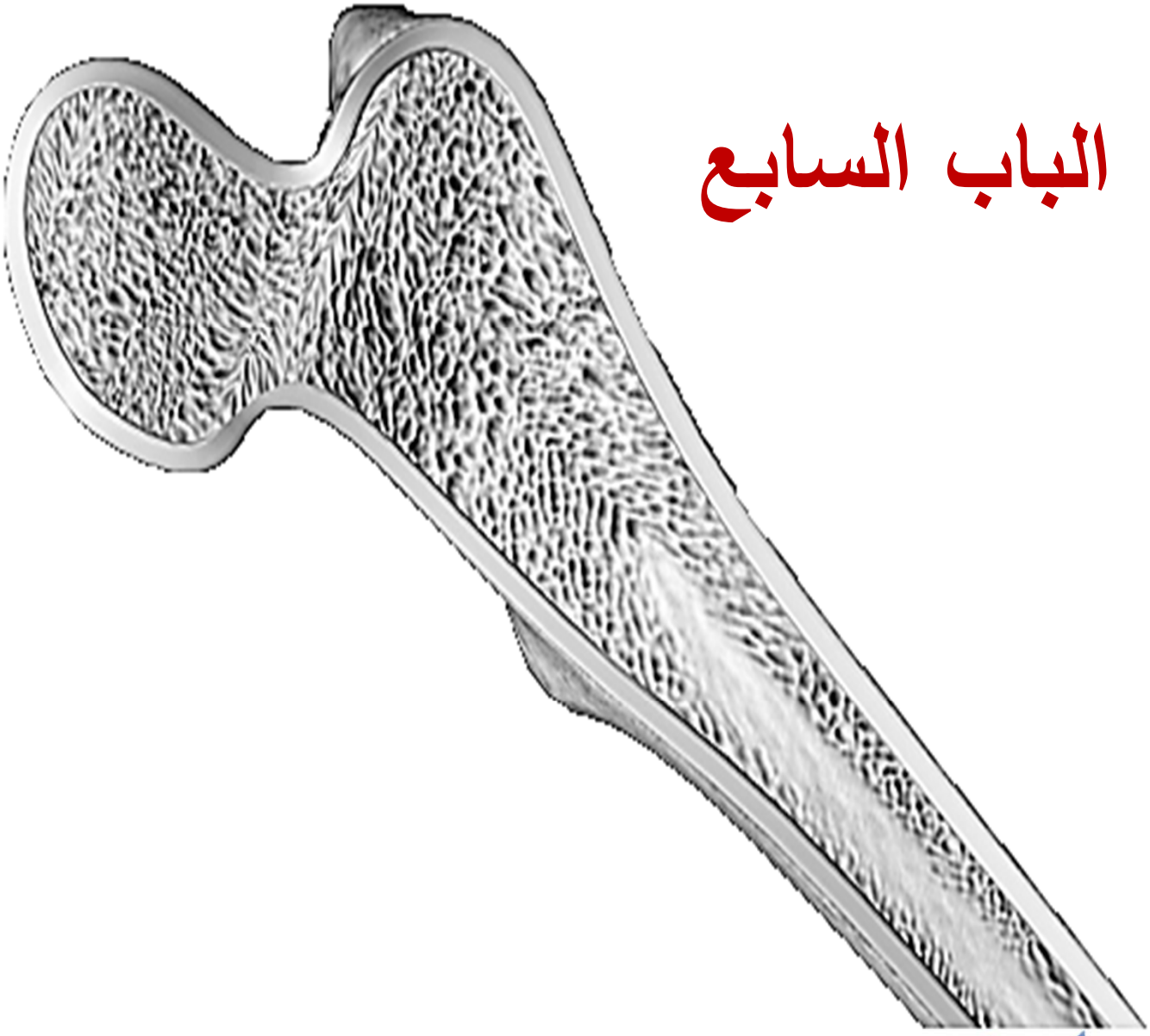
1- متابعة البحث عن طرائق بسيطة أخرى في تحليل صور CBCT للفكين لإيجاد علاقات ارتباط أقوى والوصول إلى دقة أعلى في معرفة حالة الهشاشة العظمية.

2- إجراء دراسات لمقارنة صور CBCT مع جهازي QCT و µ-CT من ناحية حساب الكثافات الشعاعية العظمية لمعرفة مدى دقة الأول مع التقنيتين المقطعيتين المرجعيتين السريرية والمخبرية لحساب الكثافات الشعاعية العظمية.

6-2. التوصيات

1- يوصى أطباء الأسنان بحساب الكثافة الشعاعية بوحدات الهاونسفيلد لمقاطع الفك السفلي الموازية للحافة السفلية للثقبة الذقنية بجهاز CBCT، وهذا الحساب لا يتطلب زمناً وجهداً كبيرين ويعطي تنبؤاً جيداً بالتخلخل العظمي عند النساء اللاتي في سن اليأس أو بعده مما قد يساعد في الكشف المبكر عن هذا الداء.

2- تعزيز ارتباط أطباء الأسنان مع المنظومة الصحية العامة والاستفادة من علاقاتهم الواسعة مع المجمع في رفع السوية الصحية العامة للمجتمع.



الباب السابع

المراجع

References

Acteon Group: WhiteFox cone beam Available at: http://www.whitefox-conebeam.com/IMG/pdf/PostLSSennerby_presentation_abstract_IDS_2011-2.pdf. URL http://www.whitefox-conebeam.com/IMG/pdf/PostLSSennerby_presentation_abstract_IDS_2011-2.pdf [accessed n Access Date Access Year.|[

Abdel-Wanis ME, Solyman MT, Hasan NM. Sensitivity, specificity and accuracy of magnetic resonance imaging for differentiating vertebral compression fractures caused by malignancy, osteoporosis, and infections. J Orthop Surg (Hong Kong) 2011; **19:** 145-150.

Abrahamsen B, Hansen TB, Jensen LB, Hermann AP, Eiken P. Site of osteodensitometry in perimenopausal women: correlation and limits of agreement between anatomic regions. J Bone Miner Res 1997; **12:** 1471-1479.

Adams JE. Advances in bone imaging for osteoporosis. Nat Rev Endocrinol 2012; **9:** 28-42.

Adler RA. Epidemiology and pathophysiology of osteoporosis in men. Curr Osteoporos Rep 2006; **4:** 110-115.

Alberich-Bayarri A, Marti-Bonmati L, Sanz-Requena R, Belloch E, Moratal D. In vivo trabecular bone morphologic and mechanical relationship using high-resolution 3-T MRI. AJR Am J Roentgenol 2008; **191:** 721-726.

Alenfeld FE, Diessel E, Brezger M, Sieper J, Felsenberg D, Braun J. Detailed analyses of periarticular osteoporosis in rheumatoid arthritis. Osteoporos Int 2000; **11:** 400-407.

American Dental Association Council on Access Prevention and Interprofessional Relations. (2006). Oral Health Care Series: Women's Oral Health Issues [Electronic Article]. Available [Accessed: 24-2-2012[

Ammann P ,Bourrin S, Bonjour JP, Brunner F, Meyer JM, Rizzoli R. The new selective estrogen receptor modulator MDL 103,323 increases bone mineral density and bone strength in adult ovariectomized rats. Osteoporos Int 1999; **10:** 369-376.

Ammann P, Rizzoli R. Bone strength and its determinants. Osteoporos Int 2003; **14 Suppl 3:** S13-18.

Amorim MA, Takayama L, Jorgetti V, Pereira RM. Comparative study of axial and femoral bone mineral density and parameters of mandibular bone quality in patients receiving dental implants. Osteoporos Int 2006; **17:** 1494-1500.

Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. Dentomaxillofac Radiol 1999; **28:** 245-248.

Arifin AZ, Asano A, Taguchi A, Nakamoto T, Ohtsuka M, Tsuda M *et al.* Computer-aided system for measuring the mandibular cortical width on dental panoramic radiographs in identifying postmenopausal women with low bone mineral density. Osteoporos Int 2006; **17:** 753-759.

Arlot ME, Jiang Y, Genant HK, Zhao J, Burt-Pichat B, Roux JP *et al.* Histomorphometric and microCT analysis of bone biopsies from postmenopausal osteoporotic women treated with strontium ranelate. J Bone Miner Res 2008; **23:** 215-222.

Baba R, Konno Y, Ueda K, Ikeda S. Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. Comput Med Imaging Graph 2002; **26:** 153-158.

Bauer JS, Kohlmann S, Eckstein F, Mueller D, Lochmuller EM, Link TM. Structural analysis of trabecular bone of the proximal femur using multislice computed tomography: a comparison with dual X-ray absorptiometry for predicting biomechanical strength in vitro. Calcif Tissue Int 2006; **78:** 78-89.

Baum T, Carballido-Gamio J, Huber MB, Muller D, Monetti R, Rath C *et al.* Automated 3D trabecular bone structure analysis of the proximal femur--prediction of biomechanical strength by CT and DXA. Osteoporos Int 2010; **21:** 1553-1564.

Beck TJ, Ruff CB, Warden KE, Scott WW, Jr., Rao GU. Predicting femoral neck strength from bone mineral data. A structural approach. Invest Radiol 1990; **25:** 6-18.

Benito M, Gomberg B, Wehrli FW, Weening RH, Zemel B, Wright AC *et al.* Deterioration of trabecular architecture in hypogonadal men. J Clin Endocrinol Metab 2003; **88:** 1497-1502.

Bessho M, Ohnishi I, Matsuyama J, Matsumoto T, Imai K, Nakamura K. Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. J Biomech 2007; **40:** 1745-1753.

Biino G, Casula L, de Terlizzi F, Adamo M, Vaccargiu S, Francavilla M *et al.* Epidemiology of osteoporosis in an isolated Sardinian population by using quantitative ultrasound. Am J Epidemiol 2011; **174:** 432-439.

Biver E. Use of bone turnover markers in clinical practice. Curr Opin Endocrinol Diabetes Obes 2012; **19:** 468-473.

Bjarnason K, Hassager C, Svendsen OL, Stang H ,Christiansen C. Anteroposterior and lateral spinal DXA for the assessment of vertebral body strength: comparison with hip and forearm measurement. Osteoporos Int 1996; **6:** 37-42.

Blum A, Walter F, Ludig T, Zhu X, Roland J. [Multislice CT: principles and new CT-scan applications]. J Radiol 2000; **81:** 1597-1614.

Blume SW, Curtis JR. Medical costs of osteoporosis in the elderly Medicare population. Osteoporos Int 2011; **22:** 1835-1844.

Boutroy S, Bouxsein ML, Munoz F, Delmas PD. In vivo assessment of trabecular bone microarchitecture by high-resolution peripheral quantitative computed tomography. J Clin Endocrinol Metab 2005; **90:** 6508-6515.

Boutroy S, Van Rietbergen B, Sornay-Rendu E, Munoz F, Bouxsein ML, Delmas PD. Finite element analysis based on in vivo HR-pQCT images of the distal radius is associated with wrist fracture in postmenopausal women. J Bone Miner Res 2008; **23:** 392-399.

Bouxsein ML. Determinants of skeletal fragility. Best Pract Res Clin Rheumatol 2005; **19:** 897-911.

Brandi ML. Microarchitecture ,the key to bone quality. Rheumatology (Oxford) 2009; **48 Suppl 4:** iv3-8.

Brekelmans WA, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. Acta Orthop Scand 1972; **43:** 301-317.

Burghardt AJ, Link TM, Majumdar S. High-resolution computed tomography for clinical imaging of bone microarchitecture. Clin Orthop Relat Res 2011; **469:** 2179-2193.

Buyukkaplan US, Guldag MU, Yildiz M, Gumus BA. Comparison of mandibular bone mineral density in osteoporotic, osteopenic and normal elderly edentulous subjects measured by the dual-energy X-ray absorptiometry technique. Gerodontology 2012; **29:** e1098-1102.

Carballido-Gamio J, Majumdar S. Clinical utility of microarchitecture measurements of trabecular bone. Curr Osteoporos Rep 2006; **4**.70-64 :

Chami G, Jeys L, Freudmann M, Connor L, Siddiqi M. Are osteoporotic fractures being adequately investigated? A questionnaire of GP & orthopaedic surgeons. BMC Fam Pract 2006; **7:** 7.

Cheng XG, Nicholson PH, Boonen S, Lowet G, Brys P, Aerssens J *et al* .Prediction of vertebral strength in vitro by spinal bone densitometry and calcaneal ultrasound. J Bone Miner Res 1997; **12:** 1721-1728.

Chesnut CH, 3rd, Majumdar S, Newitt DC, Shields A, Van Pelt J, Laschansky E *et al.* Effects of salmon calcitonin on trabecular microarchitecture as determined by magnetic resonance imaging: results from the QUEST study. J Bone Miner Res 2005; **20:** 1548-1561.

Cody DD, Gross GJ, Hou FJ, Spencer HJ, Goldstein SA, Fyhrie DP. Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA. J Biomech 1999; **32:** 1013-1020.

Cohen A, Fleischer J, Freeby MJ, McMahon DJ, Irani D, Shane E. Clinical characteristics and medication use among premenopausal women with osteoporosis and low BMD: the experience of an osteoporosis referral center. J Womens Health (Larchmt) 2009a; **18:** 79-84.

Cohen A, Liu XS, Stein EM, McMahon DJ, Rogers HF, Lemaster J *et al.* Bone microarchitecture and stiffness in premenopausal women with idiopathic osteoporosis. J Clin Endocrinol Metab 2009b; **94**.4360-4351 :

Cortet B, Boutry N, Dubois P, Legroux-Gerot I, Cotten A, Marchandise X. Does quantitative ultrasound of bone reflect more bone mineral density than bone microarchitecture? Calcif Tissue Int 2004a; **74:** 60-67.

Cortet B, Chappard D, Boutry N, Dubois P, Cotten A, Marchandise X. Relationship between computed tomographic image analysis and histomorphometry for microarchitectural characterization of human calcaneus. Calcif Tissue Int 2004b; **75:** 23-31.

Cortet B, Dubois P, Boutry N, Bourel P, Cotten A ,Marchandise X. Image analysis of the distal radius trabecular network using computed tomography. Osteoporos Int 1999; **9:** 410-419.

Cummings SR, Bates D, Black DM. Clinical use of bone densitometry: scientific review. JAMA 2002; **288:** 1889-1897.

Cummings SR ,Melton LJ. Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures. Lancet 2002; **359:** 1761-1767.

Dalle Carbonare L, Chavassieux PM, Arlot ME, Meunier PJ. Bone histomorphometry in untreated and treated glucocorticoid-induced osteoporosis. Front Horm Res 2002.48-37 :30 ;

Damilakis J, Maris TG, Karantanas AH. An update on the assessment of osteoporosis using radiologic techniques. Eur Radiol 2007; **17:** 1591-1602.

Davis JC, Guy P, Ashe MC, Liu-Ambrose T, Khan K. HipWatch: osteoporosis investigation and treatment after a hip fracture: a 6-month randomized controlled trial. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 2007; **62:** 888-891.

Dervis E. Oral implications of osteoporosis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005; **100:** 349-356.

Devlin H. Identification of the risk for osteoporosis in dental patients. Dent Clin North Am 2012; **56:** 847-861.

Diederichs G, Link T, Marie K, Huber M, Rogalla P, Burghardt A *et al.* Feasibility of measuring trabecular bone structure of the proximal femur using 64-slice multidetector computed tomography in a clinical setting. Calcif Tissue Int 2008; **83:** 332-341.

Ding M, Hvid I. Quantification of age-related changes in the structure model type and trabecular thickness of human tibial cancellous bone. Bone 2000; **26:** 291-295.

Drake MT, Khosla S. Male osteoporosis. Endocrinol Metab Clin North Am 2012; **41:** 629-641.

Dreinhofer KE, Anderson M, Feron JM, Herrera A, Hube R, Johnell O *et al.* Multinational survey of osteoporotic fracture management. Osteoporos Int 2005; **16 Suppl 2:** S44-53.

Drozdzowska B, Pluskiewicz W, Tarnawska B. Panoramic-based mandibular indices in relation to mandibular bone mineral density and skeletal status assessed by dual energy X-ray absorptiometry and quantitative ultrasound. Dentomaxillofac Radiol 2002; **31:** 361-367.

Eckstein F, Lochmuller EM, Lill CA, Kuhn V, Schneider E, Delling G *et al.* Bone strength at clinically relevant sites displays substantial heterogeneity and is best predicted from site-specific bone densitometry. J Bone Miner Res 2002; **17:** 162-171.

Edwards BJ, Migliorati CA. Osteoporosis and its implications for dental patients. J Am Dent Assoc 2008; **139:** 545-552; quiz 625-546.

Elliot-Gibson V, Bogoch ER, Jamal SA, Beaton DE. Practice patterns in the diagnosis and treatment of osteoporosis after a fragility fracture: a systematic review. Osteoporos Int 2004; **15:** 767-778.

Endo M, Tsunoo T, Nakamori N, Yoshida K. Effect of scattered radiation on image noise in cone beam CT. Med Phys 2001; **28:** 469-474.

Engelke K, Gluer CC. Quality and performance measures in bone densitometry: part 1: errors and diagnosis. Osteoporos Int 2006; **17:** 1283-1292.

Eriksen EF. Treatment of osteopenia. Rev Endocr Metab Disord 2011.

Faulkner KG, Cann CE, Hasegawa BH. Effect of bone distribution on vertebral strength: assessment with patient-specific nonlinear finite element analysis. Radiology 1991; **179:** 669-674.

Faulkner KG, von Stetten E, Miller P. Discordance in patient classification using T-scores. J Clin Densitom 1999; **2:** 343-350.

Favus MJ, American Society for Bone and Mineral Research. Primer on the metabolic bone diseases and disorders of mineral metabolism (6th edn), Washington, DC, American Society for Bone and Mineral Research (2006). xv, 514 p.

Gardner MJ, Flik KR, Mooar P, Lane JM. Improvement in the undertreatment of osteoporosis following hip fracture. J Bone Joint Surg Am 2002; **84-A:** 1342-1348.

Genant HK, Delmas PD, Chen P, Jiang Y, Eriksen EF, Dalsky GP *et al.* Severity of vertebral fracture reflects deterioration of bone microarchitecture. Osteoporos Int 2007; **18:** 6.76-9

Genant HK, Engelke K, Prevrhal S. Advanced CT bone imaging in osteoporosis. Rheumatology (Oxford) 2008; **47 Suppl 4:** iv9-16.

Gielkens PF, Schortinghuis J, de Jong JR, Huysmans MC, Leeuwen MB, Raghoebar GM *et al.* A comparison of micro-CT, microradiography and histomorphometry in bone research. Arch Oral Biol 2008; **53:** 558-566.

Gold DT, Silverman SL. Osteoporosis self-management: Choices For Better Bone Health. South Med J 2004; **97:** 551-554.

Gonzalez-Garcia R, Monje F. The reliability of cone-beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites: a histomorphometric analysis by micro-CT. Clin Oral Implants Res 2012.

Groh BA, Siewerdsen JH, Drake DG, Wong JW, Jaffray DA. A performance comparison of flat-panel imager-based MV and kV cone-beam CT. Med Phys 2002; **29:** 967-975.

Guglielmi G. Preface. Imaging of osteoporosis. Radiol Clin North Am 2010; **48:** xv.

Hajcsar EE, Hawker G, Bogoch ER. Investigation and treatment of osteoporosis in patients with fragility fractures. CMAJ 2000.822-819 :163 ;

Hamdy RC. Our osteoporosis report card: 'A' for apathy, 'D' for effort, and 'F' for results. South Med J 2004; **97:** 538-539.

Hansen MA, Overgaard K, Riis BJ, Christiansen C. Role of peak bone mass and bone loss in postmenopausal osteoporosis: 12 year study. BMJ 1991; **303:** 961-964.

Harrington JT, Broy SB, Derosa AM, Licata AA, Shewmon DA. Hip fracture patients are not treated for osteoporosis: a call to action. Arthritis Rheum 2002; **47:** 651-654.

Hassan B, Couto Souza P, Jacobs R, de Azambuja Berti S, van der Stelt P. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. Clin Oral Investig 2010; **14:** 303-310.

Hildebrand T, Ruegsegger P. Quantification of Bone Microarchitecture with the Structure Model Index. Comput Methods Biomech Biomed Engin 1997; **1:** 15-23.

Horner K, Devlin H. The relationships between two indices of mandibular bone quality and bone mineral density measured by dual energy X-ray absorptiometry. Dentomaxillofac Radiol 1998; **27:** 17-21.

Horner K, Devlin H, Alsop CW, Hodgkinson IM, Adams JE. Mandibular bone mineral density as a predictor of skeletal osteoporosis. Br J Radiol 1996; **69:** 1019-1025.

Horner K, Karayianni K, Mitsea A ,Berkas L, Mastoris M, Jacobs R *et al.* The mandibular cortex on radiographs as a tool for osteoporosis risk assessment: the OSTEODENT Project. J Clin Densitom 2007; **10:** 138-146.

Hua Y, Nackaerts O, Duyck J, Maes F, Jacobs R. Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging. Clin Oral Implants Res 2009; **20:** 767-771.

Huiskes R, Chao EY. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. J Biomech 1983; **16:** 385-409.

Inagaki K, Kurosu Y, Kamiya T, Kondo F, Yoshinari N, Noguchi T *et al.* Low metacarpal bone density, tooth loss, and periodontal disease in Japanese women. J Dent Res 2001; **80:** 1818-1822.

Inagaki K, Kurosu Y, Yoshinari N, Noguchi T, Krall EA, Garcia RI. Efficacy of periodontal disease and tooth loss to screen for low bone mineral density in Japanese women. Calcif Tissue Int 2005; **77:** 9-14.

Ishii K, Taguchi A, Nakamoto T, Ohtsuka M, Sutthiprapaporn P, Tsuda M *et al.* Diagnostic efficacy of alveolar bone loss of the mandible for identifying postmenopausal women with femoral osteoporosis. Dentomaxillofac Radiol 2007; **36:** 28-33.

Issever AS, Link TM, Kentenich M, Rogalla P, Burghardt AJ, Kazakia GJ *et al.* Assessment of trabecular bone structure using MDCT: comparison of 64- and 320-slice CT using HR-pQCT as the reference standard. Eur Radiol 2010; **20:** 458-468.

Issever AS, Vieth V, Lotter A, Meier N, Laib A, Newitt D *et al.* Local differences in the trabecular bone structure of the proximal femur depicted with high-spatial-resolution MR imaging and multisection CT. Acad Radiol 2002; **9:** 1395-1406.

Ito M, Ikeda K, Nishiguchi M, Shindo H, Uetani M, Hosoi T *et al.* Multi-detector row CT imaging of vertebral microstructure for evaluation of fracture risk. J Bone Miner Res 2005; **20:** 1828-1836.

Iwaniec UT, Wronski TJ, Turner RT. Histological analysis of bone. Methods Mol Biol 2008; **447:** 325-341.

Jagelaviciene E, Kubilius R, Krasauskiene A. The relationship between panoramic radiomorphometric indices of the mandible and calcaneus bone mineral density. Medicina (Kaunas) 2010; **46:** 95-103.

Jiang Y, Zhao J, Augat P, Ouyang X, Lu Y, Majumdar S *et al.* Trabecular bone mineral and calculated structure of human bone specimens scanned by peripheral quantitative computed tomography: relation to biomechanical properties. J Bone Miner Res 1998; **13:** 1783-1790.

Johnson SL, Petkov VI, Williams MI, Via PS, Adler RA. Improving osteoporosis management in patients with fractures. Osteoporos Int 2005; **16:** 1079-1085.

Juby AG, De Geus-Wenceslau CM. Evaluation of osteoporosis treatment in seniors after hip fracture. Osteoporos Int 2002; **13:** 205-210.

Kado DM, Browner WS, Palermo L, Nevitt MC, Genant HK, Cummings SR. Vertebral fractures and mortality in older women: a prospective study. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. Arch Intern Med 1999; **159:** 1215-1220.

Kalpakcioglu BB, Morshed S, Engelke K, Genant HK. Advanced imaging of bone macrostructure and microstructure in bone fragility and fracture repair. J Bone Joint Surg Am 2008; **90 Suppl 1:** 68-78.

Kalra MK, Maher MM, D'Souza R, Saini S. Multidetector computed tomography technology: current status and emerging developments. J Comput Assist Tomogr 2004; **28 Suppl 1:** S2-6.

Kamienski M, Tate D, Vega M. The silent thief: diagnosis and management of osteoporosis. Orthop Nurs 2011; **3** ;171-162 :0quiz 172-163.

Kanis JA, Borgstrom F, De Laet C, Johansson H, Johnell O, Jonsson B *et al.* Assessment of fracture risk. Osteoporos Int 2005; **16:** 581-589.

Kanis JA, Johnell O, Oden A, Johansson H, McCloskey E. FRAX and the assessment of fracture probability in men and women from the UK. Osteoporos Int 2008a; **19:** 385-397.

Kanis JA, McCloskey EV, Johansson H, Oden A, Melton LJ, 3rd, Khaltaev N. A reference standard for the description of osteoporosis. Bone 2008b; **42:** 467-475.

Kanis JA, Oden A, Johansson H, Borgstrom F, Strom O, McCloskey E. FRAX and its applications to clinical practice. Bone 2009; **44:** 734-743.

Kanis JA, Oden A, Johnell O, Johansson H, De Laet C, Brown J *et al.* The use of clinical risk factors enhances the performance of BMD in the prediction of hip and osteoporotic fractures in men and women. Osteoporos Int 2007; **18:** 1033-1046.

Karaguzel G, Holick MF. Diagnosis and treatment of osteopenia. Rev Endocr Metab Disord 2010; **11:** 237-251.

Karantana A, Boulton C, Bouliotis G, Shu KS, Scammell BE, Moran CG. Epidemiology and outcome of fracture of the hip in women aged 65 years and under: a cohort study. J Bone Joint Surg Br 2011; **93:** 658-664.

Karayianni K, Horner K, Mitsea A, Berkas L, Mastoris M, Jacobs R *et al.* Accuracy in osteoporosis diagnosis of a combination of mandibular cortical width measurement on dental panoramic radiographs and a clinical risk index (OSIRIS): the OSTEODENT project. Bone 2007; **40:** 223-229.

Kasturi GC, Cifu DX, Adler RA. A review of osteoporosis: part I. Impact , pathophysiology, diagnosis and unique role of the physiatrist. PM R 2009; **1:** 254-260.

Kau CH, Bozic M, English J, Lee R, Bussa H, Ellis RK. Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region--an update. Int J Med Robot 2009; **5:** 366-380.

Kavitha MS ,Asano A, Taguchi A, Kurita T, Sanada M. Diagnosis of osteoporosis from dental panoramic radiographs using the support vector machine method in a computer-aided system. BMC Med Imaging 2012; **12:** 1.

Keyak JH. Improved prediction of proximal femoral fracture load using nonlinear finite element models. Med Eng Phys 2001; **23:** 165-173.

Keyak JH, Rossi SA, Jones KA, Les CM, Skinner HB. Prediction of fracture location in the proximal femur using finite element models. Med Eng Phys 2001; **23:** 657-664.

Keyak JH, Rossi SA, Jones KA, Skinner HB. Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. J Biomech 1998; **31:** 125-133.

Khan SA, de Geus C, Holroyd B, Russell AS. Osteoporosis follow-up after wrist fractures following minor trauma. Arch Intern Med 2001; **161:** 1309-1312.

Khojastehpour L, Afsa M, Dabbaghmanesh MH. Evaluation of Correlation between Width and Morphology of Mandibular Inferior Cortex in Digital Panoramic Radiography and Postmenopausal Osteoporosis. Iran Red Crescent Med J 2011.186-181 :13 ;

Khosla S, Riggs BL, Atkinson EJ, Oberg AL, McDaniel LJ, Holets M *et al.* Effects of sex and age on bone microstructure at the ultradistal radius: a population-based noninvasive in vivo assessment. J Bone Miner Res 2006; **21:** 124-131.

Klemetti E ,Kolmakov S, Heiskanen P, Vainio P, Lassila V. Panoramic mandibular index and bone mineral densities in postmenopausal women. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1993a; **75:** 774-779.

Klemetti E, Vainio P, Lassila V, Alhava E. Cortical bone mineral density in the mandible and osteoporosis status in postmenopausal women. Scand J Dent Res 1993b; **101:** 219-223.

Koh KJ, Kim KA. Utility of the computed tomography indices on cone beam computed tomography images in the diagnosis of osteoporosis in women. Imaging Sci Dent 2011; **41:** 101-106.

Krug R, Banerjee S, Han ET, Newitt DC, Link TM, Majumdar S. Feasibility of in vivo structural analysis of high-resolution magnetic resonance images of the proximal femur. Osteoporos Int 2005; **16:** 1307-1314.

Kumar SK. Medication nonadherence: a role for the dental professional. J Calif Dent Assoc 2012; **40:** 663-666, 668.

Ledgerton D, Horner K, Devlin H, Worthington H. Radiomorphometric indices of the mandible in a British female population. Dentomaxillofac Radiol 1999; **28:** 173-181.

Lee BD, White SC. Age and trabecular features of alveolar bone associated with osteoporosis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005; **100:** 92-98.

Lee JI, Kim JH, Kim HW, Choi ES, Lim SH, Ko YJ *et al.* Changes in bone metabolism in a rat model of traumatic brain injury. Brain Inj 2005a; **19:** 1207-1211.

Lee K, Taguchi A, Ishii K, Suei Y, Fujita M, Nakamoto T *et al.* Visual assessment of the mandibular cortex on panoramic radiographs to identify postmenopausal women with low bone mineral densities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005b; **100:** 226-231.

Lems WF, Raterman HG, van den Bergh JP, Bijlsma HW, Valk NK, Zillikens MC *et al.* Osteopenia: A Diagnostic and Therapeutic Challenge. Curr Osteoporos Rep 2011.

Leslie WD, Schousboe JT. A Review of Osteoporosis Diagnosis and Treatment Options in New and Recently Updated Guidelines on Case Finding Around the World. Curr Osteoporos Rep 2011.

Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L *et al.* A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. Eur J Radiol 2010; **75:** 265-269.

Lindsay R, Pack S, Li Z. Longitudinal progression of fracture prevalence through a population of postmenopausal women with osteoporosis. Osteoporos Int 2005; **16:** 306-312.

Link TM, Majumdar S, Augat P, Lin JC, Newitt D, Lu Y *et al.* In vivo high resolution MRI of the calcaneus: differences in trabecular structure in osteoporosis patients. J Bone Miner Res 1998a; **13:** 1175-1182.

Link TM, Majumdar S, Lin JC, Augat P, Gould RG, Newitt D *et al.* Assessment of trabecular structure using high resolution CT images and texture analysis. J Comput Assist Tomogr 1998b; **22:** 15-24.

Link TM, Majumdar S, Lin JC, Newitt D, Augat P, Ouyang X *et al.* A comparative study of trabecular bone properties in the spine and femur using high resolution MRI and CT. J Bone Miner Res 1998c; **13:** 122-132.

Link TM, Saborowski, Kisters K, Kempkes M, Kosch M, Newitt D *et al.* Changes in calcaneal trabecular bone structure assessed with high-resolution MR imaging in patients with kidney transplantation. Osteoporos Int 2002; **13:** 119-129.

Link TM, Vieth V, Langenberg R, Meier N, Lotter A, Newitt D *et al.* Structure analysis of high resolution magnetic resonance imaging of the proximal femur: in vitro correlation with biomechanical strength and BMD. Calcif Tissue Int 2003a; **72:** 156-165.

Link TM, Vieth V, Stehling C, Lotter A, Beer A, Newitt D *et al.* High-resolution MRI vs multislice spiral CT: which technique depicts the trabecular bone structure best? Eur Radiol 2003b; **13:** 663-671.

Liu XS, Bevill G, Keaveny TM, Sajda P, Guo XE. Micromechanical analyses of vertebral trabecular bone based on individual trabeculae segmentation of plates and rods. J Biomech 2009; **42:** 249-256.

Liu XS ,Cohen A, Shane E, Stein E, Rogers H, Kokolus SL *et al.* Individual trabeculae segmentation (ITS)-based morphological analysis of high-resolution peripheral quantitative computed tomography images detects abnormal trabecular plate and rod microarchitecture in premenopausal women with idiopathic osteoporosis. J Bone Miner Res 2010; **25:** 1496-1505.

Liu XS, Sajda P, Saha PK, Wehrli FW, Bevill G, Keaveny TM *et al.* Complete volumetric decomposition of individual trabecular plates and rods and its morphological correlations with anisotropic elastic moduli in human trabecular bone. J Bone Miner Res 2008; **23:** 223-235.

Liu XS, Sajda P, Saha PK, Wehrli FW, Guo XE. Quantification of the roles of trabecular microarchitecture and trabecular type in determining the elastic modulus of human trabecular bone. J Bone Miner Res 2006; **21:** 1608-1617.

Lopez-Lopez J, Estrugo-Devesa A, Jane-Salas E, Ayuso-Montero R, Gomez-Vaquero C. Early diagnosis of osteoporosis by means of orthopantomograms and oral x-rays: a systematic review .Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2011.

Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008; **106:** 106-114.

Ludwig K, Henschel A, Bernhardt TM, Lenzen H, Wormanns D, Diederich S *et al.* Performance of a flat-panel detector in the detection of artificial erosive changes: comparison with conventional screen-film and storage-phosphor radiography. Eur Radiol 2003; **13:** 1316-1323.

Mackey DC, Lui LY, Cawthon PM, Bauer DC, Nevitt MC, Cauley JA *et al.* High-trauma fractures and low bone mineral density in older women and men. JAMA 2007; **298:** 2381-2388.

Majumdar S. Magnetic resonance imaging for osteoporosis. Skeletal Radiol 2008; **37:** 95-97.

Marandi S, Bagherpour A, Imanimoghaddam M, Hatef M, Haghighi A. Panoramic-based mandibular indices and bone mineral density of femoral neck and lumbar vertebrae in women. J Dent (Tehran) 2010; **7:** 98-106.

Marquezan M, Lau TC, Mattos CT, Cunha AC, Nojima LI, Sant'Anna EF *et al.* Bone mineral density. Angle Orthod 2012; **82:** 62-66.

Melton LJ, 3rd, Riggs BL, Keaveny TM, Achenbach SJ, Hoffmann PF, Camp JJ *et al.* Structural determinants of vertebral fracture risk. J Bone Miner Res 2007; **22:** 1885-1892.

Melton LJ, 3rd, Thamer M, Ray NF, Chan JK, Chesnut CH, 3rd, Einhorn TA *et al.* Fractures attributable to osteoporosis: report from the National Osteoporosis Foundation. J Bone Miner Res 1997; **12:** 16-23.

Miles DA. The future of dental and maxillofacial imaging. Dent Clin North Am 2008; **52:** 917-928, viii.

Moreira Kulak CA, Schussheim DH, McMahon DJ, Kurland E, Silverberg SJ, Siris ES *et al.* Osteoporosis and low bone mass in premenopausal and perimenopausal women. Endocr Pract 2000; **6:** 296-304.

Mosekilde L, Bentzen SM, Ortoft G ,Jorgensen J. The predictive value of quantitative computed tomography for vertebral body compressive strength and ash density. Bone 1989; **10:** 465-470.

Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. Eur Radiol 1998; **8:** 1558-1564.

Munakata M, Tachikawa N, Honda E, Shiota M, Kasugai S. Influence of menopause on mandibular bone quantity and quality in Japanese women receiving dental implants. Arch Osteoporos 2011; **6:** 51-57.

Myers BS, Arbogast KB, Lobaugh B, Harper KD, Richardson WJ, Drezner MK. Improved assessment of lumbar vertebral body strength using supine lateral dual-energy x-ray absorptiometry. J Bone Miner Res 1994; **9:** 687-693.

Nackaerts O ,Jacobs R, Devlin H, Pavitt S, Bleyen E, Yan B *et al.* Osteoporosis detection using intraoral densitometry. Dentomaxillofac Radiol 2008; **37:** 282-287.

Nackaerts O, Jacobs R, Horner K, Zhao F, Lindh C, Karayianni K *et al.* Bone density measurements in intra-oral radiographs. Clin Oral Investig 2007; **11:** 225-229.

Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A, Ariji E. Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. Clin Oral Implants Res 2009; **20:** 503-506.

Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A, Ariji E. Prospective study to estimate mandibular cancellous bone density using large-volume cone-beam computed tomography. Clin Oral Implants Res 2010; **21:** 1309-1313.

Naitoh M, Katsumata A, Mitsuya S, Kamemoto H, Ariji E. Measurement of mandibles with microfocus x-ray computerized tomography and compact computerized tomography for dental use. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; **19:** 239-246.

Naitoh M, Kurosu Y, Inagaki K, Katsumata A, Noguchi T, Ariji E. Assessment of mandibular buccal and lingual cortical bones in postmenopausal women. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007; **104:** 545-550.

Nakamoto T, Taguchi A, Ohtsuka M, Suei Y, Fujita M, Tanimoto K *et al.* Dental panoramic radiograph as a tool to detect postmenopausal women with low bone mineral density: untrained general dental practitioners' diagnostic performance. Osteoporos Int 2003; **14:** 659-664.

National Osteoporosis Foundation. Clinician's Guide to Prevention and Treatment of Osteoporosis. Washington, DC: National Osteoporosis Foundation; 2010.

Nieves J, Cosman F, Herbert J, Shen V, Lindsay R. High prevalence of vitamin D deficiency and reduced bone mass in multiple sclerosis. Neurology 1994; **44:** 1687-1692.

NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention Diagnosis and Therapy. Osteoporosis prevention, diagnosis, and therapy. JAMA 2001; **285:** 785-795.

Njeh CF, Fuerst T, Diessel E, Genant HK. Is quantitative ultrasound dependent on bone structure? A reflection. Osteoporos Int 2001; **12:** 1-15.

Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. Clin Oral Implants Res 2001; **12:** 79-84.

O'Flaherty EJ. Modeling normal aging bone loss, with consideration of bone loss in osteoporosis. Toxicol Sci 2000; **55:** 171-188.

Osteoporosis. Part I. Advanced radiologic assessment using quantitative computed tomography. Osteoporosis. Part I. Advanced radiologic assessment using quantitative computed tomography. West J Med 1983; **139:** 75-84.

Parfitt AM. Bone histomorphometry: proposed system for standardization of nomenclature, symbols, and units. Calcif Tissue Int 1988; **42:** 284-286.

Parfitt AM. What is the normal rate of bone remodeling? Bone 2004; **35:** 1-3.

Parfitt AM, Drezner MK, Glorieux FH, Kanis JA, Malluche H, Meunier PJ *et al.* Bone histomorphometry: standardization of nomenclature, symbols, and units. Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee. J Bone Miner Res 1987; **2:** 595-610.

Patel PV ,Prevrhal S, Bauer JS, Phan C, Eckstein F, Lochmuller EM *et al.* Trabecular bone structure obtained from multislice spiral computed tomography of the calcaneus predicts osteoporotic vertebral deformities. J Comput Assist Tomogr 2005; **29:** 246-253.

Peel NF ,Moore DJ, Barrington NA, Bax DE, Eastell R. Risk of vertebral fracture and relationship to bone mineral density in steroid treated rheumatoid arthritis. Ann Rheum Dis 1995; **54:** 801-806.

Pepelassi E, Nicopoulou-Karayianni K, Archontopoulou AD, Mitsea A, Kavadella A, Tsiklakis K *et al.* The relationship between osteoporosis and periodontitis in women aged 45-70 years. Oral Dis 2012; **18:** 353-359.

Peris P, Martinez-Ferrer A, Monegal A, Martinez de Osaba MJ, Alvarez L, Ros I *et al.* Aetiology and clinical characteristics of male osteoporosis. Have they changed in the last few years? Clin Exp Rheumatol 2008; **26:** 582-588.

Phan CM, Macklin EA, Bredella MA, Dadrich M, Flechsig P, Yoo AJ *et al.* Trabecular structure analysis using C-arm CT: comparison with MDCT and flat-panel volume CT. Skeletal Radiol 2011; **40:** 1065-1072.

Pluijm SM, Tromp AM, Smit JH, Deeg DJ, Lips P. Consequences of vertebral deformities in older men and women. J Bone Miner Res 2000; **15:** 1564-1572.

Quereshy FA, Savell TA, Palomo JM. Applications of cone beam computed tomography in the practice of oral and maxillofacial surgery. J Oral Maxillofac Surg 2008; **66:** 791-796.

Raisz LG. Physiology and pathophysiology of bone remodeling. Clin Chem 1999; **45:** 1353-1358.

Ramesh A, Mahajan K, Thomas B, Shenoy N ,Bhandary R. Alveolar bone mass in pre- and postmenopausal women with serum calcium as a marker: a comparative study. Indian J Dent Res 2011; **22:** 878.

Ramnemark A, Nyberg L, Lorentzon R, Englund U, Gustafson Y. Progressive hemiosteoporosis on the paretic side and increased bone mineral density in the

nonparetic arm the first year after severe stroke. Osteoporos Int 1999; **9:** 269-275.

Resch H, Pietschmann P, Woloszczuk W, Krexner E, Bernecker P, Willvonseder R. Bone mass and biochemical parameters of bone metabolism in men with spinal osteoporosis. Eur J Clin Invest 1992; **22:** 542-545.

Rho JY, Tsui TY, Pharr GM. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. Biomaterials 1997; **18:** 1325-1330.

Rizzoli R. Microarchitecture in focus. Osteoporos Int 2010; **21 Suppl 2:** S403-406.

Robb RA. The Dynamic Spatial Reconstructor: An X-Ray Video-Fluoroscopic CT Scanner for Dynamic Volume Imaging of Moving Organs. IEEE Trans Med Imaging 1982; **1:** 22-33.

Roberts M, Yuan J, Graham J, Jacobs R, Devlin H. Changes in mandibular cortical width measurements with age in men and women. Osteoporos Int 2011; **22:** 1915-1925.

Rozental TD, Shah J, Chacko AT, Zurakowski D. Prevalence and predictors of osteoporosis risk in orthopaedic patients .Clin Orthop Relat Res 2010; **468:** 1765-1772.

Sanders KM, Pasco JA, Ugoni AM, Nicholson GC, Seeman E, Martin TJ *et al.* The exclusion of high trauma fractures may underestimate the prevalence of bone fragility fractures in the community: the Geelong Osteoporosis Study. J Bone Miner Res 1998; **13:** 1337-1342.

Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? Dent Clin North Am 2008; **52:** 707-730, v.

Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. Aust Dent J 2012; **57 Suppl 1:** 46-60.

Sehmisch S, Dullin C, Zaroban A, Tezval M, Rack T, Schmelz U *et al.* The use of flat panel volumetric computed tomography (fpVCT) in osteoporosis research. Acad Radiol 2009.400-394 :16 ;

Sherrard JF, Rossouw PE, Benson BW, Carrillo R, Buschang PH. Accuracy and reliability of tooth and root lengths measured on cone-beam computed tomographs. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010; **137:** S100-108.

Silverman SL. Paget disease of bone: therapeutic options. J Clin Rheumatol 2008; **14:** 299-305.

Simonelli C, Chen YT, Morancey J, Lewis AF, Abbott TA. Evaluation and management of osteoporosis following hospitalization for low-impact fracture. J Gen Intern Med 2003; **18:** 17-22.

Siris ES, Bilezikian JP, Rubin MR, Black DM, Bockman RS, Bone HG *et al.* Pins and plaster aren't enough: a call for the evaluation and treatment of patients with osteoporotic fractures. J Clin Endocrinol Metab 2003; **88:** 3482-3486.

Siris ES, Chen YT, Abbott TA, Barrett-Connor E, Miller PD, Wehren LE *et al.* Bone mineral density thresholds for pharmacological intervention to prevent fractures. Arch Intern Med 2004; **164:** 1108-1112.

Sornay-Rendu E, Boutroy S, Munoz F, Delmas PD. Alterations of cortical and trabecular architecture are associated with fractures in postmenopausal women, partially independent of decreased BMD measured by DXA: the OFELY study. J Bone Miner Res 2007; **22:** 425-433.

Sornay-Rendu E, Munoz F, Garnero P, Duboeuf F, Delmas PD. Identification of osteopenic women at high risk of fracture: the OFELY study. J Bone Miner Res 2005; **20:** 1813-1819.

Stavropoulos A, Wenzel A. Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws. Clin Oral Investig 2007; **11:** 101-106.

Stone KL, Seeley DG, Lui LY, Cauley JA, Ensrud K, Browner WS *et al.* BMD at multiple sites and risk of fracture of multiple types: long-term results from the Study of Osteoporotic Fractures. J Bone Miner Res 2003; **18:** 1947-1954.

Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. Orthod Craniofac Res 2003; **6 Suppl 1:** 31-36; discussion 179-182.

Taguchi A. Triage screening for osteoporosis in dental clinics using panoramic radiographs. Oral Dis 2010; **16:** 316-327.

Taguchi A, Ohtsuka M, Nakamoto T, Tanimoto K. [Screening for osteoporosis by dental panoramic radiographs]. Clin Calcium 2006a; **16:** 291-297.

Taguchi A, Sanada M, Krall E, Nakamoto T, Ohtsuka M, Suei Y *et al.* Relationship between dental panoramic radiographic findings and biochemical markers of bone turnover. J Bone Miner Res 2003; **18:** 1689-1694.

Taguchi A, Suei Y, Sanada M, Ohtsuka M, Nakamoto T, Sumida H *et al.* Validation of dental panoramic radiography measures for identifying postmenopausal women with spinal osteoporosis. AJR Am J Roentgenol 2004; **183:** 1755-1760.

Taguchi A, Tanimoto K, Suei Y, Ohama K, Wada T. Relationship between the mandibular and lumbar vertebral bone mineral density at different postmenopausal stages. Dentomaxillofac Radiol 1996; **25:** 130-135.

Taguchi A, Tsuda M, Ohtsuka M, Kodama I, Sanada M, Nakamoto T *et al.* Use of dental panoramic radiographs in identifying younger postmenopausal women with osteoporosis. Osteoporos Int 2006b; **17:** 387-394.

Tannenbaum C, Clark J, Schwartzman K, Wallenstein S, Lapinski R, Meier D *et al.* Yield of laboratory testing to identify secondary contributors to osteoporosis in otherwise healthy women. J Clin Endocrinol Metab 2002; **87:** 4431-4437.

Tezal M, Wactawski-Wende J, Grossi SG ,Ho AW, Dunford R, Genco RJ. The relationship between bone mineral density and periodontitis in postmenopausal women. J Periodontol 2000; **71:** 1492-1498.

Thomsen JS, Ebbesen EN, Mosekilde L. Zone-dependent changes in human vertebral trabecular bone: clinical implications. Bone 2002; **30:** 664-669.

Trimpou P, Bosaeus I, Bengtsson BA, Landin-Wilhelmsen K. High correlation between quantitative ultrasound and DXA during 7 years of follow-up. Eur J Radiol 2010; **73:** 360-364.

U.S. Department of Health and Human Services. Bone Health and Osteoporosis: A Report of the Surgeon General. Rockville, MD: U.S. Department of Health and Human Services, Office of the Surgeon General, 2004. 2004.

Uchiyama T, Tanizawa T, Muramatsu H, Endo N, Takahashi HE, Hara T. A morphometric comparison of trabecular structure of human ilium between microcomputed tomography and conventional histomorphometry. Calcif Tissue Int 1997; **61:** 493-498.

United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. UNSCEAR Report to the general assembly with scientific annex. 2001. 2001.

van der Linden JC, Weinans H. Effects of microarchitecture on bone strength. Curr Osteoporos Rep 2007; **5:** 56-61.

Vaserman N. Parkinson's disease and osteoporosis. Joint Bone Spine 2005; **72:** 484-488.

Veigel E ,Moore RJ, Zarrinkalam MR, Schulze D, Sauerbier S, Schmelzeisen R *et al.* Osteopenia in the maxillofacial area: a study in sheep. Osteoporos Int 2011; **22:** 1115-1121.

Verheij JG, Geraets WG, van der Stelt PF, Horner K, Lindh C, Nicopoulou-Karayianni K *et al.* Prediction of osteoporosis with dental radiographs and age. Dentomaxillofac Radiol 2009; **38:** 431-437.

Vico L, Zouch M, Amirouche A, Frere D, Laroche N, Koller B *et al.* High-resolution pQCT analysis at the distal radius and tibia discriminates patients with recent wrist and femoral neck fractures. J Bone Miner Res 2008; **23:** 1741-1750.

Vlasiadis KZ, Damilakis J, Velegrakis GA, Skouteris CA, Fragouli I, Goumenou A *et al.* Relationship between BMD, dental panoramic radiographic findings and biochemical markers of bone turnover in diagnosis of osteoporosis. Maturitas 2008; **59:** 226-233.

Volk M, Hamer OW, Feuerbach S, Strotzer M. Dose reduction in skeletal and chest radiography using a large-area flat-panel detector based on amorphous silicon and thallium-doped cesium iodide: technical background, basic image quality parameters, and review of the literature. Eur Radiol 2004; **14:** 827-834.

von Wowern N. General and oral aspects of osteoporosis: a review. Clin Oral Investig 2001; **5:** 71-82.

von Wowern N, Gotfredsen K. Implant-supported overdentures, a prevention of bone loss in edentulous mandibles? A 5-year follow-up study. Clin Oral Implants Res 2001; **12:** 19-25.

Wachter NJ, Augat P, Mentzel M, Sarkar MR, Krischak GD, Kinzl L *et al.* Predictive value of bone mineral density and morphology determined by peripheral quantitative computed tomography for cancellous bone strength of the proximal femur. Bone 2001; **28:** 133-139.

Watanabe H, Honda E, Tetsumura A, Kurabayashi T. A comparative study for spatial resolution and subjective image characteristics of a multi-slice CT and a cone-beam CT for dental use. Eur J Radiol 2011; **77:** 397-402.

Wehrli FW, Ford JC, Chung HW, Wehrli SL, Williams JL, Grimm MJ *et al.* Potential role of nuclear magnetic resonance for the evaluation of trabecular bone quality. Calcif Tissue Int 1993; **53 Suppl 1:** S162-169.

Wehrli FW, Gomberg BR, Saha PK, Song HK, Hwang SN, Snyder PJ. Digital topological analysis of in vivo magnetic resonance microimages of trabecular bone reveals structural implications of osteoporosis. J Bone Miner Res 2001; **16:** 1520-1531.

White SC, Atchison KA, Gornbein JA, Nattiv A, Paganini-Hill A, Service SK *et al.* Change in mandibular trabecular pattern and hip fracture rate in elderly women. Dentomaxillofac Radiol 2005; **34:** 168.174-

White SC, Pharoah MJ, L. FN. Advanced imaging. In: White SC, Pharoah MJ, eds. *Oral Radiology: princples and interpretation*. Missouri: Mosby Elsevier; (2009): 207-224.

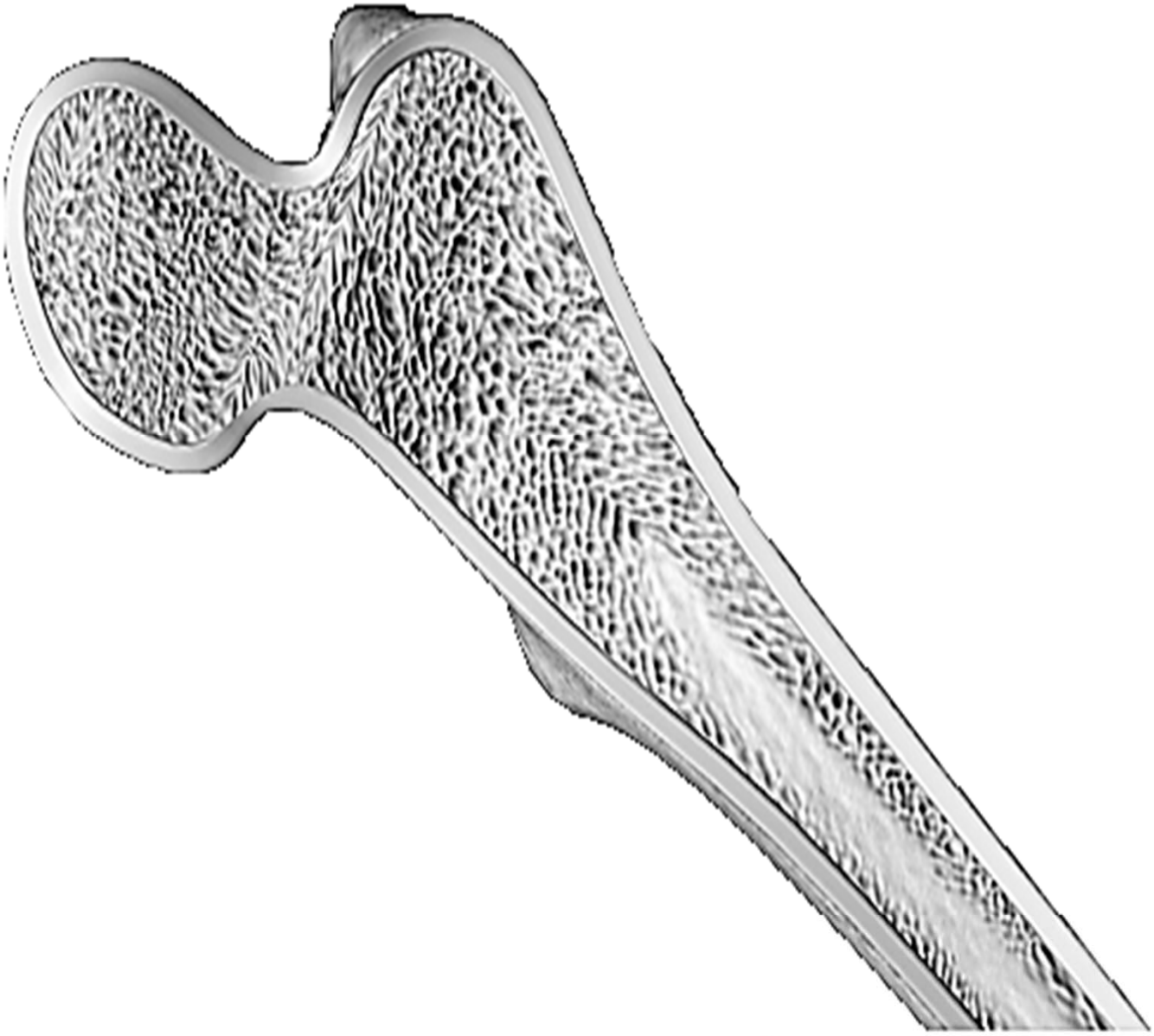
WHO. FRAX: WHO Fracture Risk Assessment Tool Available at: http://www.shef.ac.uk/FRAX/tool.aspx?country=21. URL http://www.shef.ac.uk/FRAX/tool.aspx?country=21 [accessed n Access Date Access Year.|[

Wolrld Health Organization. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. Report of a WHO Study Group. World Health Organ Tech Rep Ser 1994; **843:** 1-129.

Yoo S, Yin FF. Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2006; **66:** 1553-1561.

Zehnder Y, Luthi M, Michel D, Knecht H, Perrelet R, Neto I *et al.* Long-term changes in bone metabolism, bone mineral density, quantitative ultrasound parameters, and fracture incidence after spinal cord injury: a cross-sectional observational study in 100 paraplegic men. Osteoporos Int 2004; **15:** 180-189.

Zysset PK, Guo XE, Hoffler CE, Moore KE, Goldstein SA. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. J Biomech 1999; **32:** 1005-1012.



الملخص

التنبؤ بالتخلخل العظمي من خلال عظام الفكين باستخدام التصوير المقطعي المحوسب المخروطي: دراسة عند نساء في سن اليأس وبعده

المقدمة: يمثل التخلخل العظمي مشكلة صحية عامة مما يوجب تضافر كل جهود القطاع الصحي بما في ذلك أطباء الأسنان للتغلب على هذا الداء الصامت. ويحسن التشخيص المبكر من الإنذار ومن جودة حياة المصاب به. ونظراً لشيوع زيارة أطباء الأسنان فلم لا تتم الاستفادة من التقنيات والتجهيزات المستخدمة في هذا الحقل في تشخيص هذا الداء الصامت وبطريقة بسيطة يمكن للممارس العام تطبيقها بسهولة في عيادته؟

هدف البحث: تحري قدرة بعض القيم المحسوبة من صورة التصوير المقطعي المحوسب المخروطي Cone Beam Computed Tomography (CBCT) بطرق يدوية بدون برامج تخصصية في تشخيص التخلخل العظمي لدى نساء في سن اليأس وبعده.

المواد والطرائق: 45 مشاركة ممن أجريت لهن صورة الكثافة العظمية بتقنية Dual-Energy X-ray Absorptiometry (DXA) تصورن بجهاز CBCT بحقل 13×15 سم، اختيرت مقاطع من الحدبة الفكية والرأد والفك السفلي إضافة إلى تحليل للصور ثلاثية الأبعاد بثلاثة فلترات مختلفة، تم حساب عدة قياسات من الصور الشعاعية (الكثافة الشعاعية بوحدات الهاونسفيلد Hounsfield Unit (HU) والنسبة المئوية للعظم الحويجزي ونسبة البيكسلات البيضاء في وحدة المساحة للمقاطع المختارة وتحليلات نسب حجم العظم الحويجزي إلى حجم العظم الكلي للصور ثلاثية الأبعاد). أجري اختبار ارتباط بيرسون (r) واختبار الانحدار اللوجستي والخطي لدراسة العلاقة بين قيم T لكل من عنق الفخذ والفقرات القطنية مع القياسات المحسوبة من صور CBCT.

النتائج: كانت نتائج اختبار الارتباط بين قيم T لكل من عنق الفخذ والفقرات دالة في كل من مقاطع الرأد والفك السفلي فقط حيث تراوحت قيم r في هذه المقاطع بين 0.298- 0.548 وكانت قيم P للمتغيرات الدالة ($0.001 \leq P \leq 0.047$). وقد أجري الانحدار اللوجستي وتمت صياغة نماذج التنبؤ بالتخلخل العظمي من خلال تحليل الانحدار اللوجستي البسيط اعتماداً على المتغيرات الدالة بدقة تراوحت بين 64.4- 82.2% لمنطقة عنق الفخذ و62.2- 77.8% لمنطقة الفقرات القطنية، لم يقدم تحليل الانحدار الخطي – بنوعيه البسيط والمتعدد- نماذج قادرة على التنبؤ بدقة عالية (<35%).

الاستنتاجات: يمكن من خلال حساب الكثافة الشعاعية لمقطع الفك السفلي في صورة CBCT التحري عن وجود إصابة بالتخلخل العظمي لدى النساء في سن الياس وبعده بدقة عالية (81.1%).

كلمات مفتاحية: التخلخل العظمي، التصوير المقطعي المحوسب المخروطي CBCT، التصوير بتقنية DXA، قيمة T.

Cone beam CT for predicting osteoporosis through jaw bones: A study on menopausal and postmenopausal women

Introduction: Osteoporosis is a public health problem; therefore, efforts should be made by all health sectors including dentists to overcome this disease. Early diagnosis of this disease improves prognosis and quality of life for patients. As dentists are commonly consulted by a large segment of the population, why don't their equipment and techniques are being utilized to diagnose such a silent disease?

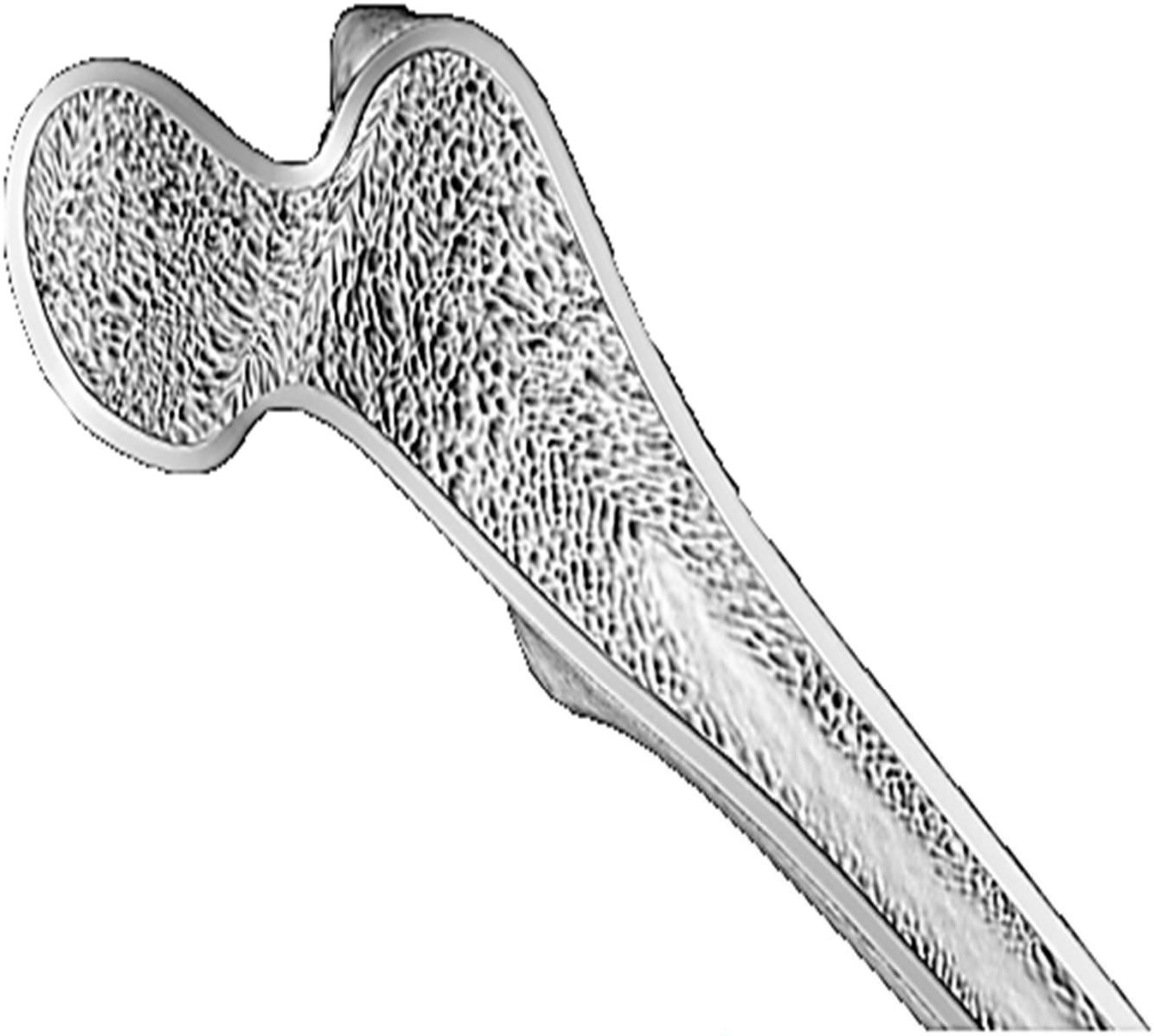
Aim of the study: To evaluate some Cone-Beam-CT-derived values in the diagnosis of osteoporosis in menopausal and postmenopausal women using simple and non-professional programs.

Materials and Methods: 45 women who had DXA examination were imaged by CBCT (field of view= 13x15 cm). Slices from the maxillary tuberosity, mandible and ramus were selected. Some quantitative analyses were performed (radiographic density in Hounsfield Unit (HU), trabecular bone percentage and white-pixels percentage in unit area). Analyses of different filters of 3D images were also done. Pearson correlation (r) and logistic and linear regression analyses were performed to evaluate the relationship between T-scores and CBCT-measurements.

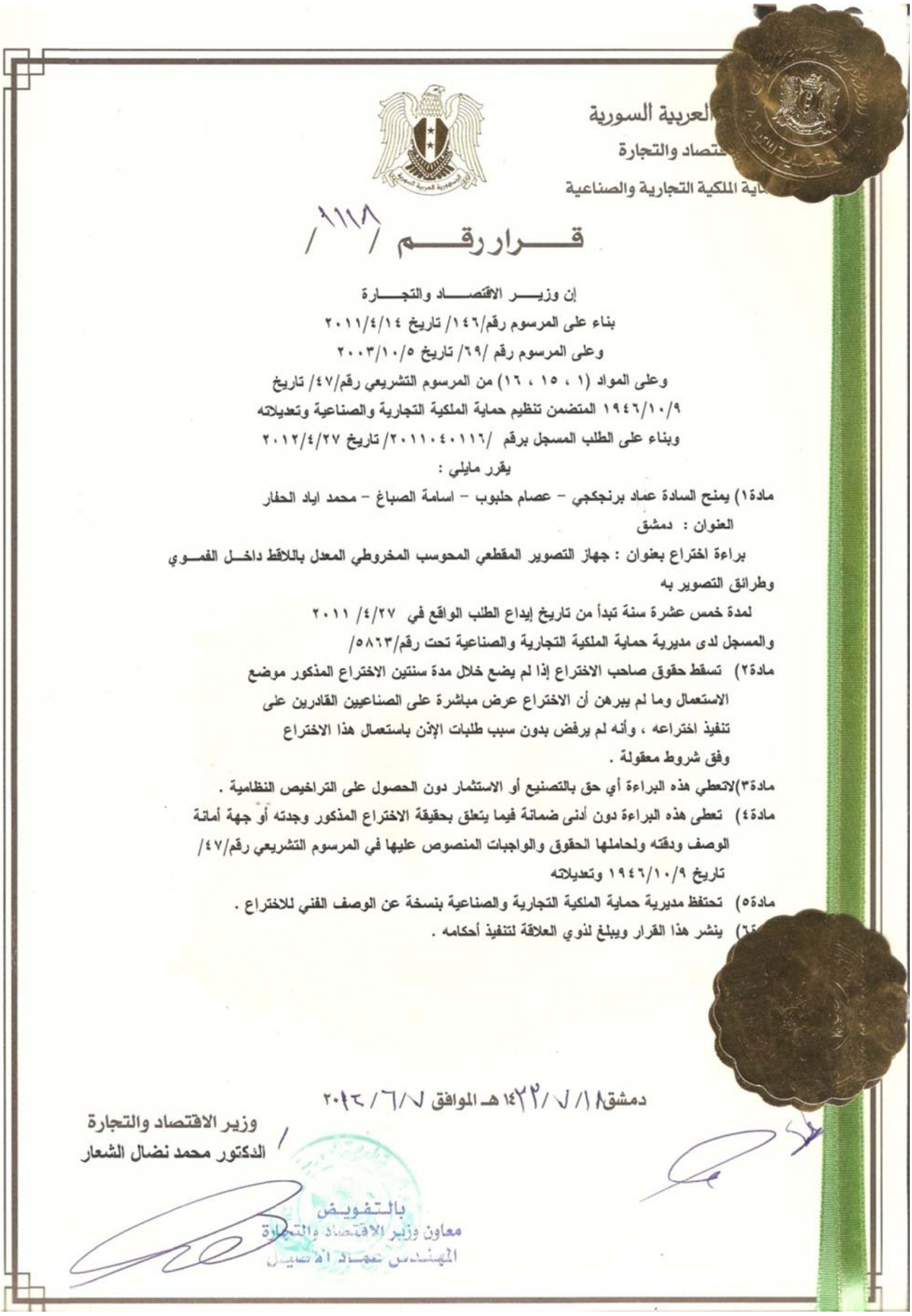
Results: Values of Pearson correlation were significant for ramus and mandibular slices only (r ranged from 0.298-0.548; p ranged from 0.001-0.047). Models of predicting the presence of osteoporosis were formulated depending on logistic regression (accuracy was 64.4-82.2% for femoral neck and 62.2-77.8% for lumbar vertebrae). Accuracy of the models derived from linear regression was low (<35%).

Conclusions: Osteoporosis can be predicted with high accuracy from radiographic density of the mandibular slices.

Key words: Cone beam CT; DXA; Osteoporosis; T-score.



الملاحق



الجمهورية العربية السورية
وزارة الاقتصاد والتجارة
مديرية حماية الملكية التجارية والصناعية

قـــــرار رقـــــم /٦١١٨/

إن وزيـــــر الاقتصـــــاد والتجـــــارة
بناء على المرسوم رقم/١٤٦/ تاريخ ٢٠١١/٤/١٤
وعلى المرسوم رقم /٦٩/ تاريخ ٢٠٠٣/١٠/٥
وعلى المواد (١ ، ١٥ ، ١٦) من المرسوم التشريعي رقم/٤٧/ تاريخ
١٩٤٦/١٠/٩ المتضمن تنظيم حماية الملكية التجارية والصناعية وتعديلاته
وبناء على الطلب المسجل برقم /٢٠١١٠٤٠١١٦/ تاريخ ٢٠١٢/٤/٢٧
يقرر مايلي :

مادة١) يمنح السادة عماد برنجكجي – عصام حلبوب – اسامة الصباغ – محمد اياد الحفار
العنوان : دمشق
براءة اختراع بعنوان : جهاز التصوير المقطعي المحوسب المخروطي المعدل باللاقط داخـل الفمـوي وطرائق التصوير به
لمدة خمس عشرة سنة تبدأ من تاريخ إيداع الطلب الواقع في ٢٠١١/٤/٢٧
والمسجل لدى مديرية حماية الملكية التجارية والصناعية تحت رقم/٥٨٦٣/

مادة٢) تسقط حقوق صاحب الاختراع إذا لم يضع خلال مدة سنتين الاختراع المذكور موضع الاستعمال وما لم يبرهن أن الاختراع عرض مباشرة على الصناعيين القادرين على تنفيذ اختراعه ، وأنه لم يرفض بدون سبب طلبات الإذن باستعمال هذا الاختراع وفق شروط معقولة .

مادة٣)لاتعطي هذه البراءة أي حق بالتصنيع أو الاستثمار دون الحصول على التراخيص النظامية .

مادة٤) تعطى هذه البراءة دون أدنى ضمانة فيما يتعلق بحقيقة الاختراع المذكور وجدته أو جهة أمانة الوصف ودقته ولحاملها الحقوق والواجبات المنصوص عليها في المرسوم التشريعي رقم/٤٧/ تاريخ ١٩٤٦/١٠/٩ وتعديلاته

مادة٥) تحتفظ مديرية حماية الملكية التجارية والصناعية بنسخة عن الوصف الفني للاختراع .

مادة٦) ينشر هذا القرار ويبلغ لذوي العلاقة لتنفيذ أحكامه .

دمشق ١٨/ ٧/ ١٤٣٣ هـ الموافق ٧/ ٦/ ٢٠١٢

وزير الاقتصاد والتجارة
الدكتور محمد نضال الشعار

بالتفويض
معاون وزير الاقتصاد والتجارة
المهندس نعمة الاسعيل

الجمهورية العربية السورية
وزارة الاقتصاد والتجارة
مديرية حماية الملكية التجارية والصناعية

قـــــرار رقـــــم /٢٤٧/

إن وزيـــــر الاقتصـــــاد والتجـــــارة
بناء على المرسوم رقم/١٤٦/ تاريخ ٢٠١١/٤/١٤
وعلى المرسوم رقم /٦٩/ تاريخ ٢٠٠٣/١٠/٩
وبناء على المرسوم رقم /٥٠/ تاريخ ٢٠٠٦/٢/١١
وعلى المواد (١ ، ١٥ ، ١٦) من المرسوم التشريعي رقم/٤٧/ تاريخ
١٩٤٦/١٠/٩ المتضمن تنظيم حماية الملكية التجارية والصناعية وتعديلاته
وبناء على الطلب المسجل برقم /٨٥٢٦/ تاريخ ٢٠١٠/٨/٩
يقرر مايلي :

مادة١) يمنح السادة عماد برنجكي – عصام حلبوب
العنوان : دمشق
براءة اختراع بعنوان : قلم ذو مادة طليلة شعاعياً لتعليم الأقلام الشعاعية السنية
لمدة خمس عشرة سنة تبدأ من تاريخ إيداع الطلب الواقع ٢٠١٠ /٨/٩
والمسجل لدى مديرية حماية الملكية التجارية والصناعية تحت رقم /٥٨٣٣/

مادة٢) تسقط حقوق صاحب الاختراع إذا لم يضع خلال مدة سنتين الاختراع المذكور موضع الاستعمال وما لم يبرهن أن الاختراع عرض مباشرة على الصناعيين القادرين على تنفيذ اختراعه ، وأنه لم يرفض بدون سبب طلبات الإذن باستعمال هذا الاختراع وفق شروط معقولة .

مادة٣)لاتعطي هذه البراءة أي حق بالتصنيع أو الاستثمار دون الحصول على التراخيص النظامية .

مادة٤) تعطى هذه البراءة دون أدنى ضمانة فيما يتعلق بحقيقة الاختراع المذكور وجدته أو جهة أمانة الوصف ودقته ولحاملها الحقوق والواجبات المنصوص عليها في المرسوم التشريعي رقم/٤٧/ تاريخ ١٩٤٦/١٠/٩ وتعديلاته

مادة٥) تحتفظ مديرية حماية الملكية التجارية والصناعية بنسخة عن الوصف الفني للاختراع .

مادة٦) ينشر هذا القرار ويبلغ لذوي العلاقة لتنفيذ إحكامه .

دمشق ١٢/ ٢ /١٤٣٢ هـ الموافق ٦ / ٢ /٢٠١١ م

وزير الاقتصاد والتجارة
الدكتور محمد نضال الشعار

الجمهورية العربية السورية - وزارة الخارجية والمغتربين
تصادق على صحة التوقيع والختم دون
أية مسؤولية على محتويات الوثيقة.
دمشق في ١٦ تموز ٢٠١٢

النشر في مجلة الباحث العلمي- جامعة إب- الجمهورية اليمنية

بسم الله الرحمن الرحيم

الجمهورية اليمنية
جامعة إب
عمادة الدراسات العليا والبحث العلمي
الإدارة العامة للبحث العلمي
مجلة الباحث الجامعي

الرقم : ٢٧٥
التاريخ : ٢٠١٤/١١/٢٦
المرفقات :

الأخوة /عماد برنجكجي
د/عصام حلبوب
د/ محمد اياد الحفار
د/ عمار مشلح

المحترمون

بعد التحية والتقدير،،،

يسرهيئة تحرير مجلة الباحث الجامعي أن تبلغكم بقبول بحثكم الموسوم بـ

(التحري عن التخلخل العظمي من خلال عظام الفكين باستخدام التصوير المقطعي المحوسب المخروطي)

وسيتم نشره في الاعداد القادمة من المجلة

وتقبلوا خالص التحية والتقدير ،،،

ا.د/ عبدالله محمد الضلاعي
عميد الدراسات العليا والبحث العلمي

ا/ هاشم علي علوي
مدير عام البحث العلمي

تليفاكس : (00967- 4 -407552) ص . ب (70270) – الإدارة العامة للبحث العلمي - جامعة إب
E-mail : ibbunv@yemen.net.ye

موافقة العمل في مستشفى الأسد الجامعي

SYRIAN ARAB REPUBLIC
Damascus University
School of Dentistry

الجمهورية العربية السورية
جامعة دمشق
كلية طب الأسنان

إلى إدارة مستشفى الأسد الجامعي

تحية طيبة وبعد،

نرجو من قبلكم تسهيل مهمة الطالب عماد برنجكجي الذي يقوم ببحث الماجستير بعنوان: "التنبؤ بالتخلخل العظمي من خلال عظام الفكين باستخدام التصوير المقطعي المحوسب المخروطي: دراسة عند نساء في سن اليأس وبعده"، وذلك بالسماح له بمقابلة المرضى والحصول على نتائج التصوير بجهاز DXA (الكثافة العظمية).

ولكم جزيل الشكر

رئيس قسم طب الفم
الأستاذ الدكتور إياد الحفار

عميد كلية طب الأسنان
الأستاذة الدكتورة رزان خطاب

جامعة دمشق
مستشفى الأسد الجامعي
الرقم: ٥٦٠/ع
تاريخ الورود: ١٤٢٩/٦/٦

DEXA تابع لقسم المعامل وليس لقسم الأشعة
رئيس قسم الأشعة
٢٠١٤/٢/٨

استمارة مشاركة في البحث

للمشاركات في بحث: "التنبؤ بالتخلخل العظمي من خلال عظام الفكين باستخدام التصوير المقطعي المحوسب المخروطي".

- **الاسم:** _ _ _ _ _ _ _ _
  الرمز:
- **العمر:** _ _ _ سنة.
- **منطقة السكن:** _ _ _ _ _ _ _ _
- **التدخين:** ☐ نعم ☐ لا
- **الكحول:** ☐ نعم ☐ لا
- **هل تعانين من مرض عام (السكري- الضغط- أمراض كلوية....) -يرجى ذكرها-:** _ _ _ _ _ _ _ _
- **هل تتناولين أدوية؟ إذا كان الجواب نعم يرجى ذكرها:** _.
- **سبب إجراء صورة الكثافة العظمية (اختاري مما يلي):**
  - ☐ **طبيب العظمية أخبرني أن أجري الصورة.**
  - ☐ **أنا أقوم بهذه الصورة بشكل دوري.**
  - ☐ **ظهور بعض أعراض هشاشة العظم.**
  - ☐ **أسباب أخرى (اذكريها):**
- **تاريخ إجراء صورة الكثافة العظمية:**

☐ **موافقة المشاركة في البحث:**

أوافق على المشاركة في هذا البحث بعد أن تم تقديم لمحة موجزة عنه والإجابة عن جميع تساؤلاتي المتعلقة به.

الاسم: _ _ _ _ _ _ _ _ _ _ _ _ _ _

التاريخ والتوقيع: _ _ _ _ _ _ _ _ _ _ _ _