

Syrian Arab Republic
Damascus University
School of Dentistry
Department of Oral Medicine



الجمهورية العربية السورية
جامعة دمشق
كلية طب الأسنان
قسم طب الفم

التقييم الكمي والنوعي للعظم السنخي في الفك العلوي عند التخطيط
للزراع السني
**Quantitative and Qualitative Assessment of Maxillary
Alveolar Bone for Dental Implant Planning**

أطروحة قدّمت إلى جامعة دمشق لنيل درجة الدكتوراه في علوم طب الأسنان

إعداد الباحث الدكتور
وليد فؤاد سليمان

إشراف
الأستاذ الدكتور عمار محمود مشلح
أستاذ في قسم طب الفم – كلية طب الأسنان – جامعة دمشق

المشرف المشارك
الأستاذ المساعد الدكتور محمد إياد الحفار
رئيس قسم طب الفم في كلية طب الأسنان – جامعة دمشق

2014م / 1435هـ

Syrian Arab Republic
Damascus University
School of Dentistry
Department of Oral Medicine



الجمهورية العربية السورية
جامعة دمشق
كلية طب الأسنان
قسم طب الفم

التقييم الكمي والنوعي للعظم السنخي في الفك العلوي عند
التخطيط للزرع السني

**Quantitative and Qualitative Assessment of
Maxillary Alveolar Bone for Dental Implant
Planning**

أطروحة قدّمت إلى جامعة دمشق لنيل درجة الدكتوراه في علوم طب الأسنان

إعداد الباحث الدكتور
وليد فؤاد سليمان

إشراف
الأستاذ الدكتور عمار محمود مشلح
أستاذ في قسم طب الفم – كلية طب الأسنان – جامعة دمشق

المشرف المشارك
الأستاذ المساعد الدكتور محمد إياد الحفار
رئيس قسم طب الفم في كلية طب الأسنان – جامعة دمشق

2014 م / 1435 هـ

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

﴿قَالُوا سُبْحَانَكَ لَا عِلْمَ لَنَا إِلَّا مَا عَلَّمْتَنَا إِنَّكَ أَنْتَ الْعَلِيمُ الْحَكِيمُ﴾

صَدَقَ اللَّهُ الْعَظِيمُ

تصريح

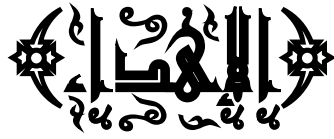
" لا يوجد أيّ جزء من هذه الأطروحة تمّ أخذه بالكامل من عملٍ آخر أو أنجز

للحصول على شهادةٍ أخرى في هذه الجامعة أو في أيّة جامعةٍ أخرى أو أيّ

معهدٍ تعليميٍّ "

كُتب نص هذه الأطروحة وفقاً لـ " التعليمات الناظمة لكتابة أطروحة الماجستير والدكتوراه والدفاع عنها في كلية طب الأسنان – جامعة دمشق " المعتمد في قرار مجلس

كلية طب الأسنان رقم 642 تاريخ 2010/7/29



إلى أمي وأبي

إلى زوجتي .. هالا

إلى ملائكتي الصغيرين وفترتي عيني

ابنتي تاج

ولدي الحسن

أخي وسيم

أختي ناتالي

212 شكر

بسم الله الرحمن الرحيم

الحمد لله رب العالمين والصلاة والسلام على سيدي رسول الله و على آله وصحبه الطاهرين الأبرار

وبعد...

الآن... وبعد سنواتٍ من العمل والجهد الكبيرين في نظري.. الصغيرين أمام من يستحق مني ومن كل من

شاركني شرف وقوف هذا الموقف كلّ إجلالٍ وإكبارٍ... أتوجه بكلماتٍ تعجز عن الوفاء لأساتذتنا

الأفاضل..

أشكر الأستاذ الدكتور عمار مشلح.... الذي شرفني بقبوله الإشراف على هذه الرسالة وعلى متابعتة

الحيثية والدقيقة لكامل مراحل الدراسة خطوةً بخطوة ولما كان لتوجيهاته العلمية القيمة من عميق الأثر في

إغناء البحث

أشكر الأستاذ المساعد الدكتور إياد الحفار رئيس قسم طب الفم والمشراف المشارك على هذا البحث

الذي لم ييخل أبداً بأفكاره النيرة وإمداده المستمر بما ساهم في إتمام هذا العمل

أشكر أعضاء لجنة الحكم

الأستاذ الدكتور منير حرفوش أستاذ جراحة الفم والفكين - كلية طب الأسنان - جامعة دمشق

الأستاذ الدكتور أحمد المنديلي أستاذ النسيج والتشريح المرضي - كلية طب الأسنان - جامعة دمشق

الأستاذ المساعد الدكتور يوسف برو أستاذ مساعد في قسم التشخيص الشعاعي والتصوير الطبي -

كلية الطب البشري - جامعة دمشق

المدرس الدكتور علي الشيخ حيدر مدرس في قسم طب الفم - كلية طب الأسنان - جامعة دمشق

والشكر موصولاً لعمادة كلية طب الأسنان ممثلةً بالأستاذة الدكتورة رزان خطاب عميد كلية طب
الأسنان والأستاذ الدكتور إياد الشعراني نائب عميد الكلية للشؤون العلمية والأستاذ الدكتور ياسر
المدلل نائب عميد الكلية للشؤون الإدارية

أتوجه بالشكر للأستاذ الدكتور مازن زيناتي رئيس قسم جراحة الفم والفكين على قبوله احتضان مراحل
العمل السريري للبحث

وأيضاً الطاقم العلمي والفني والإداري لعيادة زرع الأسنان في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق
السيد ناصر كسابي لإعداده المحاضرات النسيجية في قسم النسيج والتشريح المرضي
زملائي وأصدقائي طلاب الدراسات العليا في قسم طب الفم وقسم النسيج والتشريح المرضي
وفي الأقسام الأخرى على دعمهم العلمي و المعنوي طيلة فترة الدراسة
الآنسة نازك صيداوي .. الآنسة روضة محمد ... السيد محمد ناصر ..
شكراً لكم ولصداقتكم كانت أجمل أيام العمر

وشكراً لكل من ساهم في إنجاز هذا العمل

وليد

قائمة المحتويات

الصفحة مضمون المحتويات

15	قائمة الجداول
18	قائمة المخططات البيانية
20	قائمة الأشكال التوضيحية
25	قائمة بالكلمات المفتاحية والإختصارات
26	المقدمة
27	الهدف من البحث
28	الباب الأول: المراجعة النظرية
29	1-1- أهمية دراسة الخصائص العظمية عند التخطيط للزرع السني
33	1-2- كمية العظم المتوفر Available Bone Volume / Quantity
39	1-3- نوعية العظم المتوفر Available Bone Quality
39	1-3-1 الكثافة العظمية Bone Density
51	1-3-2 العوامل الخلوية Cellular factors
53	1-3-3 العوامل الشكلية النسيجية Histomorphometric factors
56	1-3-4 عوامل أخرى Other factors
57	1-4- الزرع في المنطقة الخلفية من الفك العلوي، اعتبارات خاصة
58	1-4-1 تصنيف الفقد العظمي في المنطقة الخلفية العلوية Classification Of The Posterior Maxilla
59	1-4-2 لمحة عن رفع قاع الجيب الفكي
61	1-4-3 الحاجة إلى التطعيم، المدخل المستخدم، واعتبارات سماكة الحافة السنخية
63	1-5- وسائل التقييم الكمي والنوعي للعظم السنخي عند التخطيط للزرع السني
64	1-5-1 تقنية DXA لقياس الكثافة المعدنية العظمية
67	1-5-2 التصوير الطبقي المحوري والكثافة العظمية الشعاعية
74	1-5-3 التصوير الطبقي ذو الحزمة المخروطية Cone-Beam CT

83	Speed of Sound SOS قياس سرعة الصوت 4-5-1
88	الباب الثاني: موادّ وطرائق البحث
89	1-2- عيّنة الدراسة
89	1-1-2- وصف العيّنة
91	2-1-2- معايير اختيار مرضى البحث
91	3-1-2- معايير الإقصاء
92	2-2- تصميم الدراسة
94	3-2- موادّ البحث
94	1-3-2- أدوات الفحص السريريّ
94	2-3-2- جهاز التصوير البانورامي المستخدم
95	3-3-2- جهاز التصوير الشعاعيّ ذي الحزمة المخروطية المستخدم
96	4-3-2- الأدوات الجراحية المستخدمة في مرحلة العمل السريري
96	5-3-2- الطعوم العظمية المستخدمة
97	6-3-2- جهاز قياس سرعة الصوت المستخدم
99	7-3-2- السنبلة المستخدمة لأخذ العيّنة العظمية
99	8-3-2- عبوات بلاستيكية لحفظ العينات العظمية
99	9-3-2- المجهر الضوئيّ المستخدم في الدراسة النسيجية
100	10-3-2- برنامج Adobe Photoshop CS5
100	11-3-2- برامج قياس الكثافة الشعاعية العظمية المستخدمة
104	12-3-2- البرنامج المستخدم للتحليل النسيجيّ القياسيّ
105	4-2- طرق البحث وخطوات العمل مع عرض الحالات
105	1-4-2- الفحص السريريّ والشعاعيّ الأولي وتخصيص الحالة
108	2-4-2- مراحل العمل في عينة الدراسة الشعاعية (العينة الأولى)
108	- تقييم نوعية العظم في الفك العلوي بقياس سرعة الصوت (SOS) Speed of Sound ضمن العظم السنخي

	الطبيعي
114	- تقييم مصادقية برامج مختلفة لقياس الكثافة العظمية الشعاعية بمعايرتها بالتصوير الطبقي ذي الحزمة المخروطية CBCT
119	2-4-3- مراحل العمل في عينة رفع الجيب الفكّي مع التطعيم (العينة الثانية)
119	أولاً - المرحلة الأولى
127	- تحري تغيرات قيم سرعة الصوت SOS ضمن الطعم العظمي بعد تطبيقه في المنطقة الخلفية من الفك العلوي
133	- دراسة علاقة أبعاد الحافة السنخية مع نتائج قياسات سرعة الصوت والنتائج النسيجية
137	- دراسة علاقة الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية قبل الجراحة مع تغيراتها بعد الجراحة ومع نتائج قياس سرعة الصوت ضمن الطعم بعد الجراحة أيضاً
137	ثانياً - المرحلة الثانية أو الدراسة النسيجية
137	● مراحل تحضير العينة النسيجية
142	● التحليل النسيجي القياسي
145	2-5- الدراسة الإحصائية Statistical study
145	2-5-1- الدراسة الإحصائية الوصفية
146	2-5-2- الدراسة الإحصائية التحليلية
الباب الثالث: النتائج	
147	
148	3-1- الموجودات السريرية والشعاعية
150	3-2- وصف العينة
151	1 - توزيع مرضى عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لجنس المريض
152	2 - المتوسط الحسابي لأعمار المرضى في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لجنس المريض
152	3 - توزيع مناطق الفقد السنّي في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة
153	4 - توزيع مناطق الفقد السنّي في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لجنس المريض والمنطقة المدروسة
153	5 - توزيع مرضى عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً لجنس المريض
153	6 - المتوسط الحسابي لأعمار المرضى في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً لجنس المريض
154	7 - توزيع مرضى مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً لجنس المريض
154	8 - المتوسط الحسابي لأعمار المرضى في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً لجنس المريض

154	3-3- الدراسة الإحصائية التحليلية
154	3-3-1- دراسة إمكانية التنبؤ بمقدار الكثافة العظمية اعتماداً على قيم مقدار سرعة الصوت في عينة الدراسة الشعاعية
155	1 - المتوسط الحسابي لعدد المقاطع المستخلصة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة
156	2 - نتائج قياس سماكة السنخ في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة
157	3 - دراسة مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت والمنطقة المدروسة
158	دراسة تأثير المنطقة المدروسة على قيم كل من مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت في عينة الدراسة الشعاعية
159	دراسة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار سرعة الصوت في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة
160	دراسة مصداقية قيم مقدار سرعة الصوت في التعبير عن قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة
161	دراسة إمكانية التنبؤ بقيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية اعتماداً على قيم سرعة الصوت في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة
165	دراسة العلاقة بين مقدار سرعة الصوت ومقدار سماكة السنخ في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة
166	3-3-2- دراسة حالات رفع الجيب الفكي
169	1- دراسة تقييم شفاء الطعم من خلال قياس مقدار سرعة الصوت في عينة رفع الجيب الفكي
169	المتوسط الحسابي لكل من عدد المقاطع الدهليزية الحنكية وعدد المقاطع الأنسية الوحشية وعدد المقاطع الأفقية في عينة رفع الجيب الفكي
169	المتوسط الحسابي لكل من ارتفاع الحافة السنخية وعرضها في عينة رفع الجيب الفكي
169	المتوسط الحسابي لسماكة منطقة قياس سرعة الصوت (عرض الجيب) في عينة رفع الجيب الفكي
170	نتائج قياس ارتفاع الحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة
170	دراسة تأثير الفترة الزمنية المدروسة على قيم ارتفاع الحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكي
171	نتائج حساب مقدار التغير ونسبة التغير في ارتفاع الحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة
171	نتائج قياس مقدار الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة
172	دراسة تأثير الفترة الزمنية المدروسة على قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم في عينة رفع الجيب الفكي
173	نتائج قياس مقدار سرعة الصوت ضمن الطعم في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة

174	◀ دراسة تأثير الفترة الزمنية المدروسة على قيم مقدار سرعة الصوت في عينة رفع الجيب الفكي
175	2 - دراسة العلاقة بين مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم ومقدار سرعة الصوت وفقاً للفترة الزمنية المدروسة
175	◀ المتوسط الحسابي لكل من مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم ومقدار سرعة الصوت في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة
176	◀ دراسة العلاقة بين مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم ومقدار سرعة الصوت في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة
178	◀ دراسة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار عرض الحافة السخية في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة
178	◀ دراسة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار ارتفاع الحافة السخية في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة
179	◀ نتائج قياس مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السخية في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة
180	◀ دراسة تأثير الفترة الزمنية المدروسة على قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السخية في عينة رفع الجيب الفكي
181	◀ نتائج حساب مقدار التغير ونسبة التغير في الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السخية في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة
183	◀ دراسة العلاقة بين مقدار سرعة الصوت بعد ستة أشهر وعرض الجيب في منطقة القياس في عينة رفع الجيب الفكي
183	3 - الدراسة النسيجية
183	◀ نتائج قياس وحساب كل من نسبة العظم المتشكل ونسبة مادة الطعم ونسبة النسيج الضام بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي
184	◀ دراسة نسبة العظم المتشكل في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي
185	◀ دراسة العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكل ومقدار سرعة الصوت بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي
186	◀ دراسة مصداقية قيم مقدار سرعة الصوت في التعبير عن قيم مقدار نسبة العظم المتشكل في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي
187	◀ دراسة إمكانية التنبؤ بقيم مقدار نسبة العظم المتشكل اعتماداً على قيم سرعة الصوت في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للمنطقة المدروسة

189	➤ دراسة العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكل وعرض الجيب في منطقة القياس بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي
190	➤ دراسة العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكل والكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي
190	3-3-3- دراسة مصداقية بعض البرامج الحاسوبية في قياس الكثافة العظمية الشعاعية مقارنةً بالكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT في عينة الدراسة الشعاعية
191	- دراسة مقدار الكثافة العظمية الشعاعية وفقاً لطريقة القياس المتبعة والمقطع المدروس
191	➤ المتوسط الحسابي لمقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لطريقة القياس المتبعة والمقطع المدروس
192	➤ دراسة الفروق في قيم الكثافة الشعاعية المقاسة بين طرائق القياس المتبعة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمقطع المدروس
194	➤ دراسة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT ومقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بواسطة كل من البرامج الحاسوبية المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمقطع المدروس
202	➤ دراسة مصداقية البرامج الحاسوبية المدروسة في قياس مقدار الكثافة العظمية الشعاعية في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمقطع المدروس
203	➤ دراسة مصداقية البرامج الحاسوبية المدروسة في التعبير عن بعضها البعض في عينة الدراسة الشعاعية
204	❖ ملخص نتائج البحث
الباب الرابع: المناقشة	
206	
209	4-1- مناقشة نتائج قياس سرعة الصوت ضمن العظم الطبيعي
212	4-2- مناقشة نتائج قياس سرعة الصوت ضمن الطعم المستخدم
223	4-3- مناقشة نتائج عملية رفع الجيب الفكّي على المستوى الكمي والنوعي من الناحية الشعاعية
224	4-4- مناقشة نتائج دراسة مصداقية برامج مختلفة لقياس الكثافة العظمية الشعاعية بمعايرتها بالتصوير الطبقي ذي الحزمة المخروطية CBCT
الباب الخامس: الاستنتاجات	
232	
الباب السادس: المقترحات والتوصيات	
235	

236	1-7- مقترحات لأبحاث مستقبلية
237	2-7- التوصيات
238	الباب السابع: المراجع
260	الملخص باللغة العربية
262	الملخص باللغة الإنكليزية
264	الباب الثامن: الملاحق
265	1-8- استمارات البحث
269	2-8- مواصفات الطعم المستخدم في الدراسة وفقاً للشركة الصانعة
270	3-8- ملاحظات حول الدراسة الإحصائية لعينة البحث
270	أولاً - بالنسبة لاختبار T ستيودنت
271	ثانياً - بالنسبة لمعامل الارتباط بيرسون Pearson Correlation Coefficient
272	ثالثاً - بالنسبة لمعامل الثبات ألفا كرونباخ Cronbach's Alpha Coefficient
272	رابعاً - حساب معاملات معادلة الانحدار الخطي Linear Regression Model
274	خامساً - بالنسبة لاختبار تحليل التباين أحادي الجانب One-Way ANOVA
274	سادساً - بالنسبة لطريقة Bonferroni لإجراء المقارنات الثنائية بين المتوسطات
275	سابعاً - بالنسبة للبيانات والنتائج التفصيلية للدراسة وتوزيعها
	الأبحاث المنشورة

قائمة الجداول

رقم الجدول	مضمون الجدول	الصفحة
جدول (1-1)	تصنيف Gianni عام 2009 للفقد العلوي الخلفي	58
جدول (1-2)	يبين توزيع مرضى عينة البحث وفقاً لجنس المريض	90
جدول (2-2)	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لأعمار مرضى عينة البحث (بالسنوات) وفقاً لجنس المريض	90
جدول رقم (1-3)	يبين توزيع مرضى عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لجنس المريض.	151
جدول رقم (2-3)	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لأعمار المرضى (بالسنوات) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لجنس المريض.	152
جدول رقم (3-3)	يبين توزيع مناطق الفقد السنّي في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.	152
جدول رقم (4-3)	يبين توزيع مناطق الفقد السنّي في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لجنس المريض والمنطقة المدروسة.	153
جدول رقم (5-3)	يبين توزيع مرضى عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً لجنس المريض.	153
جدول رقم (6-3)	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لأعمار المرضى (بالسنوات) في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً لجنس المريض.	153
جدول رقم (7-3)	يبين توزيع مرضى مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً لجنس المريض.	154
جدول رقم (8-3)	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لأعمار المرضى (بالسنوات) في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً لجنس المريض.	154
جدول رقم (9-3)	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لكل من عدد المقاطع الدهليزية الحنكية وعدد المقاطع الأنسية الوحشية وعدد المقاطع الأفقية في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.	155
جدول رقم (10-3)	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لمقدار سماكة السنخ (بالملم) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.	156
جدول رقم (11-3)	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لكل من مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.	157
جدول رقم (12-3)	يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفرق في كل من متوسط مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بين مجموعة مناطق الفقد السنّي الأمامي ومجموعة مناطق الفقد السنّي الخلفي في عينة الدراسة الشعاعية.	159
جدول رقم (13-3)	يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.	160
جدول رقم (14-3)	يبين قيم معامل الثبات ألفا كرونباخ بين مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) وفقاً للمنطقة المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية.	161
جدول رقم (15-3)	يبين نتائج اختبار تحليل التباين ANOVA ونتائج حساب قيم معامل التحديد R^2 بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) وفقاً للمنطقة المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية.	162
جدول رقم (16-3)	يبين نتائج حساب قيم معاملات مستقيم الانحدار بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) وفقاً للمنطقة المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية.	163
جدول رقم (17-3)	يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) ومقدار سماكة السنخ (بالملم) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.	165
جدول رقم (18-3)	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لكل من عدد المقاطع الدهليزية الحنكية وعدد المقاطع الأنسية الوحشية وعدد المقاطع الأفقية في عينة رفع الجيب الفكّي.	169
جدول رقم (19-3)	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لكل من سماكة السنخ (بالملم) وعرض الحافة السنخية (بالملم) في عينة رفع الجيب الفكّي.	169
جدول رقم (20-3)	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لعرض الجيب في منطقة القياس (بالملم) في عينة رفع الجيب الفكّي.	169

170	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لارتفاع الحافة السنخية (بالملم) في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	جدول رقم (21-3)
171	يبين نتائج اختبار T ستودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) بين الفترتين الزمنيّتين (قبل الجراحة، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكّي.	جدول رقم (22-3)
171	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لارتفاع الحافة السنخية (بالملم) في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	جدول رقم (23-3)
171	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لقيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	جدول رقم (24-3)
172	يبين نتائج اختبار T ستودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط مقدار الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم بين الفترات الزمنية الثلاث المدروسة (بعد ستة أسابيع، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكّي.	جدول رقم (25-3)
173	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	جدول رقم (26-3)
174	يبين نتائج اختبار T ستودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بين الفترات الزمنية الخمس المدروسة (بعد الجراحة مباشرة، بعد ستة أسابيع، بعد ثلاثة أشهر، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكّي.	جدول رقم (27-3)
175	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لكل من مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	جدول رقم (28-3)
176	يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	جدول رقم (29-3)
178	يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية ومقدار عرض الحافة السنخية (بالملم) في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	جدول رقم (30-3)
179	يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية بعد ستة أسابيع وبعد أربعة أشهر وبعد ستة أشهر ومقدار ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) قبل الجراحة وبعد ستة أشهر في عينة رفع الجيب الفكّي.	جدول رقم (31-3)
179	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لقيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	جدول رقم (32-3)
180	يبين نتائج اختبار T ستودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بين الفترات الزمنية الأربع المدروسة (قبل الجراحة، بعد ستة أسابيع، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكّي.	جدول رقم (33-3)
181	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لكل من مقدار التغير في الكثافة الشعاعية للحافة السنخية ونسبة التغير في الكثافة الشعاعية للحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	جدول رقم (34-3)
183	يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة رفع الجيب الفكّي مع عرض الجيب.	جدول رقم (35-3)
183	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لكل من نسبة العظم المتشكل ونسبة مادة الطعم ونسبة النسيج الضام بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي.	جدول رقم (36-3)
185	يبين نتائج اختبار T ستودنت للعينة الوحيدة لدراسة دلالة الفروق بين متوسط نسبة العظم المتشكل والقيمة المعيارية (0) في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة الجيب الفكّي.	جدول رقم (37-3)
185	يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكل ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	جدول رقم (38-3)
186	يبين قيم معامل الثبات ألفا كرونباخ بين مقدار نسبة العظم المتشكل ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي.	جدول رقم (39-3)
187	يبين نتائج اختبار تحليل التباين ANOVA ونتائج حساب قيم معامل التحديد R^2 بين مقدار نسبة العظم المتشكل ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي.	جدول رقم (40-3)
188	يبين نتائج حساب قيم معاملات مستقيم الانحدار بين مقدار نسبة العظم المتشكل ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي.	جدول رقم (41-3)

189	يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار عرض الجيب في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	جدول رقم (42-3)
190	يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار كثافة الطعم الشعاعية في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	جدول رقم (43-3)
191	يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لمقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لطريقة القياس المتبعة والمقطع المدروس.	جدول رقم (44-3)
193	يبين نتائج اختبار T ستودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين طرائق القياس الست المدروسة (صور CBCT، برنامج Digora 1.51، برنامج Digora 2.5، برنامج Scion Image، برنامج Idrisi Kilimanjaro، برنامج Image J X2) في عينة الدراسة الشعاعية.	جدول رقم (45-3)
195	يبين قيم معاملات الارتباط بين الكثافات على CBCT والكثافات من البرامج المدروسة	جدول رقم (46-3)
202	يبين قيم معامل الثبات ألفا كرونباخ بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT ومقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بواسطة كل من البرامج الحاسوبية المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمقطع المدروس.	جدول رقم (47-3)
203	يبين العلاقة بين قياسات البرامج الأقوى ارتباطاً مع التصوير المخروطي CBCT وقيمة معامل الثبات بينها	جدول رقم (48-3)
218	يبين تغير قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بواسطة CBCT وقيم سرعة الصوت الموافقة ضمن الطعم خلال فترة المراقبة	جدول (1-4)

قائمة المخططات البيانية

رقم المخطط	مضمون المخطط البياني	الصفحة
مخطط رقم (1-2)	يمثل توزع مرضى عينة البحث وفقاً لجنس المريض	90
مخطط رقم (2-2)	يبين تصميم وتنظيم الدراسة	93
مخطط رقم (1-3)	يمثل النسبة المئوية لتوزع مرضى عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لجنس المريض.	152
مخطط رقم (2-3)	يمثل النسبة المئوية لتوزع مناطق الفقد السنّي في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.	152
مخطط رقم (3-3)	يمثل النسبة المئوية لتوزع مرضى عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً لجنس المريض.	153
مخطط رقم (4-3)	يمثل النسبة المئوية لتوزع مرضى مجموعة التشريح النسيجي من عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً لجنس المريض.	154
مخطط رقم (5-3)	يمثل المتوسط الحسابي لكل من عدد المقاطع الدهليزية الحنكية وعدد المقاطع الأنسية الوحشية وعدد المقاطع الأفقية في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.	156
مخطط رقم (6-3)	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار سماكة السنخ (بالملم) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.	157
مخطط رقم (7-3)	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار الكثافة العظمية في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.	158
مخطط رقم (8-3)	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.	158
مخطط رقم (9-3)	يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية وفقاً لقيم سرعة الصوت (متر / ثانية) في كل من مجموعة المناطق الأمامية ومجموعة المناطق الخلفية ومعاملات مستقيم الانحدار ومعاملات التحديد الموافقة.	164
مخطط رقم (10-3)	يمثل انتشار قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية وفقاً لقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثانية) في عينة الدراسة الشعاعية كاملة ومعاملات مستقيم الانحدار ومعامل التحديد الموافقة.	164
مخطط رقم (11-3)	يمثل انتشار قيم سماكة السنخ (بالملم) وفقاً لقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثانية) في عينة الدراسة الشعاعية كاملة.	166
مخطط رقم (12-3)	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	170
مخطط رقم (13-3)	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	172
مخطط رقم (14-3)	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	173
مخطط رقم (15-3)	يمثل المتوسط الحسابي لكل من مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	176
مخطط رقم (16-3)	يمثل انتشار قيم الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم وفقاً لقيم سرعة الصوت (متر / ثانية) والفترة الزمنية المدروسة في عينة رفع الجيب الفكّي.	177
مخطط رقم (17-3)	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	180
مخطط رقم (18-3)	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار التغير في الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	182
مخطط رقم (19-3)	يمثل المتوسط الحسابي لنسبة التغير في الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	182
مخطط رقم (20-3)	يمثل المتوسط الحسابي لكل من نسبة العظم المتشكل ونسبة مادة الطعم ونسبة النسيج الضام في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي.	184
مخطط رقم (21-3)	يمثل المتوسط الحسابي لكل من نسبة العظم المتشكل ونسبة مادة الطعم ونسبة النسيج الضام في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي.	184
مخطط رقم (22-3)	يمثل انتشار قيم نسبة العظم المتشكل بعد ستة أشهر وفقاً لقيم سرعة الصوت (متر / ثانية) بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي.	189
مخطط رقم (23-3)	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار الكثافة العظمية الشعاعية في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لطريقة القياس المتبعة والمقطع المدروس.	192

197	يمثل قيم معامل الارتباط بيرسون لدراسة العلاقة بين مقدار لكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين صور CBCT ومقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على البرنامج الحاسوبي المدروس وفقاً للبرنامج الحاسوبي المدروس والمقطع المدروس.	مخطط رقم (24-3)
197	يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Digora 1.51 والمقطع المدروس.	مخطط رقم (25-3)
198	يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Digora 1.51 في عينة الدراسة الشعاعية.	مخطط رقم (26-3)
198	يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Digora 2.5 والمقطع المدروس.	مخطط رقم (27-3)
199	يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Digora 2.5 في عينة الدراسة الشعاعية.	مخطط رقم (28-3)
199	يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Image J X2 والمقطع المدروس.	مخطط رقم (29-3)
200	يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Scion Image في عينة الدراسة الشعاعية.	مخطط رقم (30-3)
200	يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Idrisi Kilimanjaro والمقطع المدروس.	مخطط رقم (31-3)
201	يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Idrisi Kilimanjaro في عينة الدراسة الشعاعية.	مخطط رقم (32-3)
201	يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Image J X2 والمقطع المدروس.	مخطط رقم (33-3)
202	يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Image J X2 في عينة الدراسة الشعاعية.	مخطط رقم (34-3)
214	يظهر أعلى نسبة من التشكل العظمي الجديد بعد 52 أسبوع عند استخدام الطعم BCP (Buser 2009) 80/20	مخطط رقم (1-4)
218	تغيرات قيم الكثافة الشعاعية لمادة الطعم لكل حالة من حالات عينة رفع الجيب الفكي خلال فترات المراقبة مع عدم وجود فروق دالة	مخطط رقم (2-4)
219	تغيرات قيم SOS ضمن مادة الطعم لكل حالة من حالات عينة رفع الجيب الفكي خلال فترات المراقبة مع وجود فروق دالة	مخطط رقم (3-4)

قائمة الأشكال التوضيحية

رقم الشكل	مضمون الشكل	الصفحة
شكل (1-1)	يبين المراحل الستة لامتناسات الارتفاعات السنخية في الفكين	34
شكل (2-1)	يبين المراحل الخمسة لامتناسات العظم في الفكين حسب (Lekholm et al 1985)	35
شكل (3-1)	يبين ارتفاع وعرض وطول العظم	36
شكل (4-1)	يبين بعض الطرق الشعاعية لقياس كمية العظم	37
شكل (5-1)	يبين أنماط العظم حسب تصنيف Zarb و Lekholm عام 1985	42
شكل (6-1)	يبين مناطق توزع أنواع العظم في الفكين (Watzek 2004)	43
شكل (7-1)	مخطط علاقة الكثافة بالقوة العظمية حسب Misch 2005	45
شكل (8-1)	توضيح لتقنية RFA	46
شكل (9-1)	يبين استخدام تقنية Periotest	47
شكل (10-1)	وصف تشريحي للكثافة العظمية حسب Misch 1985	49
شكل (11-1)	يبين طريقة التصوير الدقيق Microradiography	54
شكل (12-1)	يبين المتغيرات المدروسة لتقييم نوعية العظم النقي	55
شكل (13-1)	رسم تخطيطي للمتغيرات المدروسة وحساب المساحة المشغولة بالعظم	55
شكل (14-1)	يبين دراسة نموذج التمدد بالتصوير الدقيق	57
شكل (15-1)	التصوير الطبقي المحوري في تقييم نوعية العظم	64
شكل (16-1)	معطيات تقنية DXA	66
شكل (17-1)	برنامج SIM/plant™	68
شكل (18-1)	برنامج Dentascan™	69
شكل (19-1)	الحزمة المروحية Fan beam	71
شكل (20-1)	الحزمة المخروطية والحزمة المروحية	74
شكل (21-1)	بعض أنواع جهاز CBCT	75
شكل (22-1)	الصور ثلاثية الأبعاد وخيارات التفاعل مع الصور	76
شكل (23-1)	الصورة اليمنى مقطوع محوري بالتصوير المقطعي المخروطي CBCT واليسرى نفس المقطع بالتصوير الطبقي المحوري متعدد الشرائح MS-CT ويلاحظ الدقة العالية في الأخيرة	77
شكل (24-1)	اختيار حجم المسح أو حجم الناحية المراد تصويرها	78
شكل (25-1)	أخذ العينات العظمية لبعض أنواع الدراسات الشكلية النسيجية أو لاستخلاص الطعوم الذاتية (Alfaro 2006)	82

84	تغير قيم سرعة الصوت باختلاف النسيج	شكل (1-26)
85	تصنيف العظم وفقاً لقيم SOS	شكل (1-27)
85	شكل ترسمي لمبدأ قياس سرعة الصوت	شكل (1-28)
86	جهاز قياس سرعة الصوت المستخدم سريرياً (DBM sonic 1200, Italy) (Klein 2008)	شكل (1-29)
94	أدوات الفحص السريري المستخدمة في الدراسة	شكل (1-2)
94	جهاز التصوير البانورامي الرقمي المستخدم في البحث	شكل (2-2)
95	جهاز CBCT المستخدم في الدراسة	شكل (2-3)
95	واجهة برنامج جهاز CBCT المستخدم	شكل (2-4)
96	طاولة الأدوات الجراحية وأدوات رفع الجيب المستخدمة	شكل (2-5)
96	الطعم المستخدم في الدراسة	شكل (2-6)
97	مولد الأمواج فوق الصوتية ومحتوى رأس قطبي الجهاز مرسل/مستقبل	شكل (2-7)
98	نتيجة قراءة سرعة الصوت على الحاسب على شكل قيمة رقمية ومخطط نموذج الموجة	شكل (2-8)
98	تثبيت قطبي جهاز قياس سرعة الصوت ضمن العظم المستخدم في الدراسة وقد استخدم على عدة حوامل بما يناسب فتحة الفم	شكل (2-9)
99	السنبلية المستخدمة في أخذ العينة العظمية	شكل (2-10)
99	علب الفورمول المستخدمة لحفظ العينة العظمية	شكل (2-11)
100	المجهر الضوئي المستخدم في الدراسة مع الكاميرا الرقمية	شكل (2-12)
100	برنامج الفوتوشوب المستخدم في الدراسة	شكل (2-13)
101	واجهة برنامج الديجورا 1.51	شكل (2-14)
102	واجهة برنامج الديجورا 2.5	شكل (2-15)
102	برنامج Scion Image	شكل (2-16)
103	برنامج Image J	شكل (2-17)
104	برنامج Idrisi Kilimanjaro	شكل (2-18)
105	صورة بانورامية رقمية تشخيصية يلاحظ إمكانية ضم المريضة إلى عيني الدراسة	شكل (2-19)
106	منطقة الاهتمام باللون الأحمر وستقاس فيها قيم سرعة الصوت. يتم استخلاص المقاطع بكل المستويات من CBCT ويحسب متوسط كثافة المنطقة وتدرس العلاقة	شكل (2-20)
106	منطقة الاهتمام ضمن الطعم (افتراضي) باللون الأحمر وستقاس فيها قيم سرعة الصوت بعدة مراحل. يتم قياس كثافتها وكثافة الحافة السنخية وارتفاع الحافة قبل وبعد التطعيم وتدرس العلاقات بين المتغيرات	شكل (2-21)

107	منطقة الاهتمام باللون الأحمر حيث يتم الحصول على مقطعين من كل منطقة اهتمام بواسطة CBCT. يتم تحميل نفس المقاطع على البرامج التي ستدرس بغرض معايرتها	شكل (22-2)
109	تحديد موقع المنطقة المدروسة على بعد محدد من البنى التشريحية المجاورة	شكل (23-2)
110	تحديد عدد المقاطع الدهليزية الحنكية	شكل (24-2)
110	تحديد عدد المقاطع الأنسية الوحشية	شكل (25-2)
110	تحديد عدد المقاطع الأفقية أو المحورية	شكل (26-2)
111	الكثافة في واحد من المقاطع الأنسية الوحشية لأحد المناطق المدروسة (الضاحك الثاني) ويلاحظ إمكانية دراسة منطقة الرحي الأولى أيضاً	شكل (27-2)
111	الكثافة في واحد من المقاطع الدهليزية الحنكية	شكل (28-2)
112	الكثافة في واحد من المقاطع الأفقية أو المحورية	شكل (29-2)
113	تحديد منطقة الاهتمام سريرياً	شكل (30-2)
114	تطبيق الجهاز في فم المريض على المنطقة الخلفية والأمامية	شكل (31-2)
115	رسم مربع المنطقة المستهدفة ROI في المقطع الأصلي وحساب الكثافة الشعاعية ضمنه	شكل (32-2)
116	تحويل الصورة إلى التدرج الرمادي ونلاحظ مربع منطقة الاهتمام الذي تم تحديده مسبقاً	شكل (33-2)
117	قياس الكثافة الشعاعية العظمية ضمن مربع منطقة الاهتمام باستخدام برنامج Digora 1.51	شكل (34-2)
117	قياس الكثافة الشعاعية العظمية ضمن مربع منطقة الاهتمام باستخدام برنامج Digora 2.5	شكل (35-2)
118	قياس الكثافة الشعاعية العظمية ضمن مربع منطقة الاهتمام باستخدام برنامج Scion image	شكل (36-2)
118	قياس الكثافة الشعاعية العظمية ضمن مربع منطقة الاهتمام باستخدام برنامج Image J	شكل (37-2)
119	قياس الكثافة الشعاعية العظمية ضمن مربع منطقة الاهتمام باستخدام برنامج Idrisi Kilimanjaro	شكل (38-2)
119	بانوراما أولية للمريض تظهر إمكانية ضم المريض للعينة الثانية	شكل (39-2)
120	صورة CBCT التشخيصية مع جميع المقاطع التي تسمح بها دقة الجهاز	شكل (40-2)
120	أحد المقاطع المستخلصة وتظهر فيها أدنى سماكة للحافة السنخية (2 مم) كما يظهر عمق قبة الحنك المناسبة لإجراء قياسات سرعة الصوت	شكل (41-2)
121	رفع الشريحة المخاطية السمحاقية	شكل (42-2)
122	تحديد النافذة العظمية	شكل (43-2)
123	شفوف الغشاء المخاطي للجيب	شكل (44-2)
124	تسليخ غشاء الجيب بالأدوات المخصصة	شكل (45-2)
124	الطعم ممزوجاً مع الدم الوريدي ويظهر الغشاء الكولاجيني المستخدم	شكل (46-2)
125	دك مادة الطعم ضمن النافذة العظمية بعد رفع غشاء الجيب حتى ملء كامل النافذة	شكل (47-2)

126	تطبيق الغشاء الكولاجيني فوق النافذة العظمية	شكل (2-48)
126	إغلاق مكان العمل والخياطة الجراحية	شكل (2-49)
128	تطبيق القياسات مع رسم تخطيطي (الأسفل) لاتجاه قياس سرعة الصوت ضمن الطعم (6 أسابيع)	شكل (2-50)
129	أحد المقاطع بعد 6 أسابيع	شكل (2-51)
130	أحد المقاطع بعد 4 أشهر	شكل (2-52)
130	أحد المقاطع بعد 6 أشهر	شكل (2-53)
130	صورة CBCT بعد 6 أشهر لحالة أخرى	شكل (2-54)
131	تحضير مهد الزرعة	شكل (2-55)
131	استخلاص عينة اسطوانية من منطقة الطعم	شكل (2-56)
132	إدخال الزرعة ضمن العظم	شكل (2-57)
132	النتيجة النهائية لإحدى حالات الدراسة (الجانب الأيمن للمريض)	شكل (2-58)
132	النتيجة النهائية لحالة أخرى من حالات الدراسة (الجانب الأيمن للمريض)	شكل (2-59)
133	تحديد الجزء المدروس من الحافة السنخية	شكل (2-60)
134	حساب الكثافة العظمية الشعاعية وأبعاد الحافة السنخية بالمقاطع المعترضة	شكل (2-61)
134	المقاطع الأنسية الوحشية	شكل (2-62)
134	المقاطع الأفقية	شكل (2-63)
135	ارتفاع الحافة السنخية بعد 6 أشهر	شكل (2-64)
136	حساب الكثافة الشعاعية ضمن الطعم	شكل (2-65)
136	حساب الكثافة الشعاعية ضمن الطعم والحافة السنخية وأبعاد المناطق المدروسة بعد 6 أشهر من التطعيم (يلاحظ وجود قيم سلبية لكثافة الطعم في بعض المقاطع)	شكل (2-66)
137	حساب الكثافة الشعاعية ضمن الطعم والحافة السنخية وأبعاد المناطق المدروسة بعد 6 أشهر من التطعيم بالمقاطع الأمامية الخلفية (أنسي - وحشي)، كما يلاحظ القيم السلبية للكثافة	شكل (2-67)
139	حمامات الكزيلول المستخدمة في مرحلة التشفيف	شكل (2-68)
139	جهاز إدماج البارافين	شكل (2-69)
140	المبشرة المستخدمة في مرحلة القطع	شكل (2-70)
140	محم طرد شمع البارافين	شكل (2-71)
141	الملونات المستخدمة (هيماتوكسيلين أيزون)	شكل (2-72)
141	الشرائح جاهزة للدراسة النسيجية	شكل (2-73)
142	أحد مقاطع الدراسة النسيجية لإحدى حالات الدراسة يظهر فيها العظم الجديد (الأسهم الخضراء) ومادة	شكل (2-74)

	الطعم المتبقية (الأسهم السوداء) والنسيج الرخو غير المتمعدن (الأسهم الحمراء)	
144	تحديد المحضّر النسيجي كاملاً بالأسود وحساب مساحته (على يمين الصورة)	شكل (2-75)
144	يعطي البرنامج مساحة المقطع كاملاً ومساحة الجزر العظمية المحددة ضمنه وبالتالي يمكن حساب النسبة المئوية للمتغيرات	شكل (2-76)
149	انفصال الطعم عن القاعدة العظمية بعد 6 أسابيع من الجراحة ويلاحظ سماكة الغشاء المخاطي	شكل (3-1)
150	انثقاب أكبر من 2 مم في غشاء الجيب	شكل (3-2)
150	غياب الطعم بعد 4 أشهر وتشكل قيلة مخاطية ضمن الجيب	شكل (3-3)
209	أجهزة قياس سرعة الصوت ضمن العظام المحيطية	شكل (4-1)
210	نماذج العظم المختبرة في دراسة (Kammerer et al 2012)	شكل (4-2)
215	المظهر الشعاعي للطعم بعد 6 أسابيع من الجراحة	شكل (4-3)
216	المظهر الشعاعي للطعم بعد 8 أشهر (حالة أخرى)	شكل (4-4)
222	تزداد الناقلية للتنبضات الصوتية بازدياد نقاط الاتصال بين مكونات النسيج وازدياد كثافته	شكل (4-5)

قائمة بالكلمات المفتاحية والاختصارات

الاختصار	المصطلح باللغة الإنكليزية	المصطلح باللغة العربية
C/I ratio	Crow- Implant Body Ratio	نسبة طول التعويض إلى طول جسم الزرعة
TCR	Trabecular bone to cortical bone ratio	نسبة العظم القشري إلى العظم الإسفنجي
BMD	Bone Mineral Density	الكثافة المعدنية العظمية
BICs	Bone-to-implant contacts	مناطق التماس بين العظم والزرعة
PDGF	Platelet-derived growth factor	عامل النمو المشتق من الصفائح
TGF-b	Transforming growth factor b	العامل القالب أو المحول b
VEGF	Vascular endothelial growth factor	عامل النمو الوعائي البطاني
bFGF	Basic fibroblast growth factor	عامل النمو الأساسي للأرومة الليفية
BV/TV	Trabecular bone volume per tissue volume	نسبة المساحة المشغولة بالعظم إلى المساحة الكلية للمقطع النسيجي
BSE	Back-Scattered Electron	تقنية التشتيت الالكتروني
DXA	Dual Energy x-ray Absorptiometry	مقياس الكثافة العظمية ثنائي الطاقة
WHO	World Health Organization	منظمة الصحة العالمية
SD	Standard Deviation	الانحراف المعياري
RFA	Resonance Frequency Analysis	تحليل تواتر رنين الزرعة
RF	Resonance Frequency	تواتر الرنين
ISQ	Implant Stability Quotient	ناتج ثبات الزرعة
PTV	Periotest Values	وحدة قياس ثبات الزرعة بالـ Periotest
CT	Computed Tomography	التصوير الطبقي المحوسب
CBCT	Cone-Beam CT	التصوير الطبقي المحوسب ذو الحزمة المخروطية
HU	Hounsfield Unit	وحدة هاونسفيلد
BD	Bone Density	الكثافة العظمية
SOS	Speed of Sound	سرعة الصوت
UTV	Ultrasound Transmission Velocity	سرعة النقل فوق الصوتي
HA	Hydroxyapatite	الهيدروكسي أباتيت
TCP	Tricalciumphosphate	فوسفات الكالسيوم الثلاثية

أصبحت الزراعة السنّية واحدةً من الممارسات اليومية في حقل طبّ الأسنان ويعود ذلك إلى زيادة معدلات نجاح الزراعات المعتمدة على الاندخال العظمي Osteointegrated Implants. ومع زيادة الطلب على الزراعات السنّية حدث تطورٌ هائلٌ في تقنيات صناعة الزّرعَات نفسها، وكذلك في مضمار الوسائل المستخدمة في وضع التشخيص الأمثل بهدف وضع خطة معالجة فعالةٍ للتقييم ما قبل الجراحيّ للحالات الأكثر تعقيداً في عمليّات الزرع السنّي.

يُعتبر الثبات الأولي للزرعة السنّية مباشرةً بعد العمل الجراحيّ أمراً هاماً جداً للحصول على الاندماج العظميّ النّاجح (Branemark 1977)، وهذا يعتمد بالدرجة الأولى على الخصائص العظميّة للناحية الهدف من حيث "الكَمّ أو الحجم" و"النوعيّة أو الكثافة" وما ينطوي تحتها من مفاهيم متنوعة، ومن هنا تظهر أهميّة الوسائل التشخيصيّة المساعدة من تقنيّات وبرمجيّاتٍ للتحري الدقيق عن الخيارات التي تقدمها المنطقة المضيفة وخاصةً المنطقة الخلفية من الفك العلوي بما تحمله من تحدياتٍ كميّة ونوعيّة معاً (Misch 2005).

مع تنوع مواد وطرق إعادة تأهيل هذه المنطقة كالتطعيم العظميّة، أصبح توفر التقنيّات القادرة على تقييم نجاح أو فشل هذه المواد حاجةً ملحةً خاصةً بعد ظهور بعض القصور في التقنيّات الشعاعية عند تقييم شفاء الطعوم العظميّة (Marx 2008).

الهدف من البحث

Aim of the Study

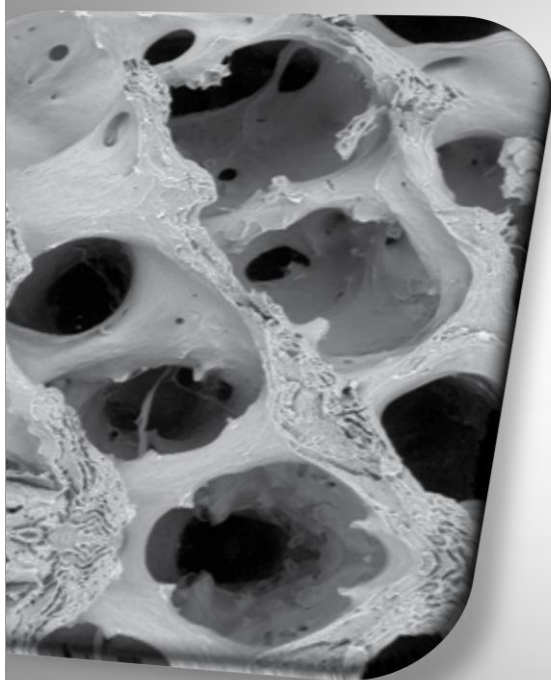
- 1- تقييم نوعية العظم في الفك العلوي بقياس سرعة الصوت (SOS) Speed of Sound ضمن العظم السنخي الطبيعي كطريقة بسيطة وآمنة غير راضية.
- 2- تحري تغيرات قيم سرعة الصوت SOS ضمن الطعم العظمي المكون من الهيدروكسي أباتيت HA وفوسفات الكالسيوم الثلاثية TCP بنسبة 75 : 25 بعد تطبيقه في المنطقة الخلفية من الفك العلوي وبالتالي تحري إمكانية مراقبة شفاء الطعم بطريقة آمنة.
- 3- تحري علاقة أبعاد الحافة السنخية مع تغيرات كثافتها الشعاعية ومع نتائج رفع الجيب وقياس سرعة الصوت SOS ونتائج الدراسة النسيجية.
- 4- تحري علاقة الكثافة الشعاعية العظمية للحافة السنخية قبل الجراحة مع تغيراتها بعد الجراحة ومع نتائج قياس سرعة الصوت ضمن الطعم بعد الجراحة أيضاً.
- 5- تحري علاقة البعد الدهليزي - الحنكي للجيب مع نتائج قياس سرعة الصوت SOS والدراسة النسيجية.
- 6- تقييم مصداقية برامج مختلفة لقياس الكثافة العظمية الشعاعية بمعايرتها بالتصوير الطبقي ذي الحزمة المخروطية CBCT.

[Literature Review]



1

المراجعة النظرية



1- المراجعة النظرية:

أصبحت الزرعات السنية Dental Implants والتطعيم العظمي Bone Grafting من أبرز وسائل طب الأسنان الحديث والتي تستخدم في دعم البنى التعويضية والتي قد تكون تاجاً مفرداً أو جسراً أو حتى التعويض الكامل. ويتطلب النجاح طويل الأمد لهذا العمل تقييماً ناجحاً لما يزيد عن 50 معياراً وكل من هذه المعايير فريد من نوعه في هذا المجال (Misch 1987) كحالة النسيج الرخوة في الناحية الهدف وطول العظم بين الزرعات والبنى التشريحية الهامة المجاورة كالقناة السنّية السفلية والجيب الفكّي وكذلك علاقة الزرعة مع التعويض، إلا أن تحديد خطة للمعالجة للوصول إلى عملٍ جراحيّ ناجحٍ ونتائج جماليةٍ أفضل هو القاعدة الذهبية، وفي هذه المرحلة يعدّ العظم المتوفر Available Bone هو العنصر الأكثر أهميةً في مكان الزرعة وقد عرفت أهمية هذا العنصر منذ عام 1913 (Watzek 2004).

1-1- أهمية دراسة الخصائص العظمية عند التخطيط للزرع السني:

العظم هو نسيج ضامّ متمعدن متخصص يتألف من قالب عضويّ متمعدنٍ غالبه من الكولاجين ويحتوي على مواد بين خلوية متكلسة وثلاثة أنواع من الخلايا المتخصصة على الأقل (Phillias 2003)، (Luiz 2003).

يتألف القالب العظمي من 33% قالب عضوي معظمه من الكولاجين (28%) بالإضافة إلى مادة أساسية بروتينية (5%)، ويتخلل هذا القالب العضوي جزيئات الهيدروكسي أباتيت التي تتشكل من الكالسيوم والفوسفور ذات الصيغة $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ والتي تشكل نسبة الـ 67%

الباقية من القالب العظمي علماً أن المادة غير العضوية تشكل 50% من الوزن الجاف للقالب العظمي (Phillias 2003)، (Luiz 2003).

تشكل الخلايا المصورة للعظم Osteoblasts النموذج الخلوي الوحيد القادر على إنتاج القالب العظمي، ولكن المحافظة على هذا القالب كماً ونوعاً يحتاج إلى تضافر جهود مجموعة من الخلايا كالخلايا العظمية Osteocytes والتي تسكن ضمن فجوات في القالب العظمي والخلايا الكاسرة للعظم Osteoclasts والخلايا المولدة للعظم Osteoblasts.

تتضمن دراسة الخصائص العظمية فهماً مهماً وواسعاً لمجموعة من المفاهيم والمصطلحات ذات الصلة والتي تتضمن حسب (Chandra 2010):

- العظم القشري أو القشرة العظمية Cortical Bone: عظم كثيف ناضج يتألف من صفيحات كثيفة تشكل قشرة خارجية مقوّاة بشويكات عظمية مع كميات قليلة من النسيج الرخو غير المرئي عيانياً. هناك دعامات عظمية معترضة تصل بين الصفيحات ويظهر ترتيب الصفيحات والدعامات والشويكات كلها وكأنها تتبع خطوط الجهد الأعظمي لتأمين الدعم الأكبر.

- العظم الإسفنجي Cancellous Bone: عظم ناضج يتألف من حجب رقيقة أو سميكة من العظم الصفيحي وشويكات عظمية مع كميات متفاوتة ولكن واضحة من نسيج رخو متداخل، يشاهد هذا العظم في النتوءات السنخية والمسافة النقيوية للعظام الطويلة وفي قشرة العظم الجنيني.

- العظم الهافرسي المتموج: عظم إسفنجي رقيق على شكل حجب وشويكات، تشكل العناصر غير الكولاجينية فيه النسبة الأكبر أكثر من العظم الناضج وتتنوع الخلايا

العظمية عشوائياً وبغزارة ضمن جزرٍ من مناطق شديدة التكلس. يعتبر هذا النوع من العظم جنينياً أو غير ناضج وأكثر ما يشاهد في مناطق النمو العظمي السريع ومناطق شفاء الكسور (الدشبذ) ومناطق شفاء الطعوم العظمية كما يحتوي العظم الإسفنجي الناضج نسباً متفاوتة منه (Sternberg 1997).

- العظم الصفائحي Lamellar Bone: هو عظمٌ ناضج يوجد في مناطق النمو العظمي الأبطأ نسبياً أو لدى وجود شبكة من العظم الهافسي مسبقاً. تترتب ألياف الكولاجين فيه بشكل منتظم في صفائح وحزم متوازية بشكلٍ محيطي في العظم القشري أو طولانية في حجب العظم الإسفنجي الناضج (Chandra 2010)، (Sternberg 1997).
- إعادة التقلب العظمي Bone Remodeling أو الانقلاب العظمي Bone Turnover: هي عملية استبدال العظم القديم بعظم جديد أو استبدال العظم الجنيني بعظمٍ صفيحي. يترافق النمو العظمي مع امتصاصٍ (ارتشاف Resorption) جزئي للنسيج المتشكل سابقاً ومع التوضع المتزامن لعظمٍ جديد، تسمح هذه العملية بالمحافظة على شكل العظم بينما يستمر بالنمو كما تساعد في تكييف النسيج العظمي مع الحمل الوظيفي (Luiz 2003). هذه الآلية هي المسؤولة أيضاً عن تحويل العظم المحبوك أو الجنيني إلى عظم صفيحي ناضج في مناطق التماس بين سطح الزرعة السنية والعظم المضيف أثناء مرحلة الشفاء أو ضمن الطعوم العظمية (Schenk 2000)، كما يمتلك العظم الإسفنجي معدلاتٍ أعلى من الانقلاب العظمي مقارنةً مع العظم القشري نظراً لاحتوائه على نقي العظم كمصدر محرض لمصورات وكاسرات العظم (Watzek 2004).

قبل الشروع في أي عملٍ جراحيٍّ بنائيٍّ أو تعويضيٍّ لابد من إجراء تقييمٍ شاملٍ للمريض ولعلّ عظام الفكّين - وهي المنطقة المضيفة - من أهم ما يجب تقييمه في هذه المرحلة. ففي دراستين قام بهما Esposito وزملاؤه عام 1998 على 2812 زرعة سنية وجد أن نوعية العظم كانت مسؤولة عن نسبة فشل وصلت إلى 7.7% (Esposito et al 1998 A, B). وبكلمةٍ أخرى، يجب دراسة خصائص العظم المضيف والذي يشار إليه بالعظم المتوقّر Available Bone وما ينطوي تحت هذا المصطلح من "كمّ" (Quantity/Volume) و"نوع" (Quality). تشهد الكميّة والنوعيّة غير المناسبة للعظم بشكلٍ متكرّرٍ لدى المرضى المسنّين حيث ينطوي مصطلح تقدّم العمر (Aging) على حالاتٍ فيزيولوجيّةٍ طبيعيّةٍ ومرضيّةٍ أيضاً يجب أن تؤخذ بعين الاعتبار لدى تقديم الرعاية الصحيّة الفموية للفئات العمريّة المتقدّمة بالسّن، حيث يشيع وجود ترقق العظام Osteoporosis بسبب الفقد السنويّ لكتلة العظم (Albrektsson et al 2002) والناجم عن اختلال التوازن بين تشكّل العظم وامتصاصه، وهو يحدث عند الرّجال والنّساء ولكنّ المظاهر الناجمة عن هذا الترقق كالكسور المرضيّة أكثر ما تشاهد عند النّساء بسبب امتلاك الرّجال لكتلةٍ عظميّةٍ Bone Mass أكبر بالأصل من النّساء (Watzek 2004). لقد سجّل وجود الترابط بين عدة متغيرات تشمل العمر والإصابة بترقق العظام من جهة أولى والمرض حول السّنّي وفقدان الأسنان وكذلك الخصائص الكميّة والنوعيّة لعظام الفكّين من جهة ثانية (Misch 1999) وهناك اعتقادٌ بأنّ القدرة الكامنة للعظم على التجدّد - والتي ما زالت غير مفهومةٍ بشكلٍ واسعٍ - ذات أهميّةٍ أكبر من الهندسة البنيوية للعظم في نجاح الزرع حيث وجدت معدلات نجاحٍ عاليةٍ لدى البشر وبعض أنواع القرود رغم افتقار العظام المستخدمة لهندسةٍ بنيويّةٍ متينةٍ (Albrektsson et al 2002)، (Durstberger et al 1999).

2-1 - كمية العظم المتوفّر Available Bone Volume / Quantity :

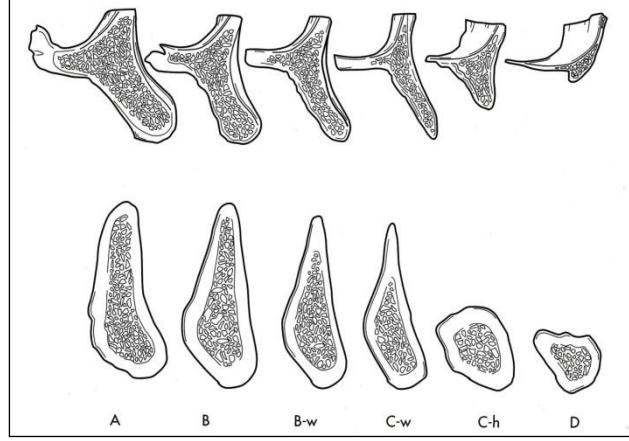
تعدّ كمية العظم المتوفّر واحدةً من أهمّ العوامل التي يجب أخذها بعين الاعتبار في أية حالة زرعٍ سنيّ (Misch 1990, 1995, 2005)، كما أنّها عاملٌ مهمٌّ جدّاً في تحديد نمط الإجراء الجراحيّ ونوع الزرعات المستخدمة وتحديد الحاجة إلى الجراحة البنائية بالطعوم العظمية (Jensen 2006).

تحدث تغيّراتٌ في كمية العظم وحجمه بعد فقدان الأسنان وصفت من قبل Atwood عام 1963 في الفك السفليّ حيث وصف ستّة مراحل من الامتصاص أو الارتشاف العظمي، وتعدّ هذه المراحل ذات فائدةٍ في تقييم شدّة ومدى فقدان العظمي. تبلغ كمية العظم المفقودة خلال السنة الأولى التالية لقطع السنّ 10 أضعاف الكمية المفقودة في السنوات التالية (Tallagren 1972)، (Watzek 2004).

وبعد السنة الأولى يتقدّم الضمور في القوس السنيّة العلوية بشكلٍ أبطأ من الفك السفليّ ويحدث امتصاصٌ في المنطقة الخلفيّة من الفك السفليّ بما يعادل 4 أضعاف المنطقة الأماميّة. ورغم أنّ الامتصاص العظمي في الفك العلوي أبطأ من الفك السفليّ إلا أنّ الارتفاع العظمي الأصلي في الفك السفليّ أكبر بمرتين من الفك العلوي مما يجعل الفك العلوي الممتص أكثر تأثيراً على خطّة المعالجة من الفك السفليّ (Atwood 1963)، (Watzek 2004).

قام Fallschussel عام 1986 بوصف المراحل الستّة لامتناس الارتفاعات السنيّة في الفك العلوي والتي وصفها Atwood عام 1963 في الفك السفليّ وتتراوح هذه المراحل بين غير

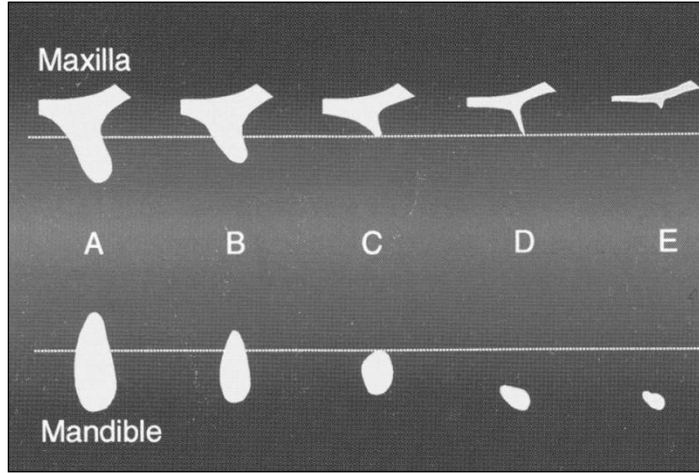
الممتصّ، ومتوسط الطول والعرض، و الطويل الضيق، والطويل الحاد، والعريض قليل الارتفاع وأخيراً الممتص أو الضامر بشدة كما في الشكل رقم (1-1).



شكل(1-1): يبين المراحل الستة لامتنصص الارتفاعات السنخية في الفكين

لا يصف التصنيف السابق الآلية الخلوية لعملية الامتنصص بدقة، وقد تنوّعت الدراسات التي وصفت مراحل الامتنصص العظمي وعلاقتها بالزراع السنّي (Cawood 1988)، كما قام كلّ من Judy و Weiss عام 1974 بوضع تصنيفٍ لمراحل ضمور الفك السفلي وتأثيرها على الزراعات تحت السمحاقية.

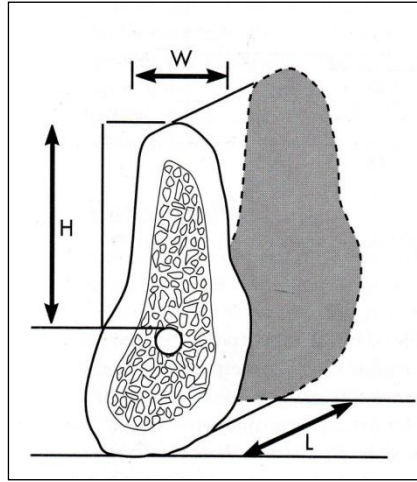
وصف Lekholm وزملاؤه عام 1985 خمس مراحل من امتنصص العظم في الفكّين تتراوح بين الأصغري والشديد كما في الشكل رقم (2-1).



شكل (2-1): يبين المراحل الخمسة لامتصاص العظم في الفكين حسب (Lekholm et al 1985)

يشير مفهوم كمية العظم في مضمونه إلى مجموعة من المعايير التي يجب دراستها وقياسها وهي كما في الشكل رقم (3-1):

- 1- ارتفاع العظم المتوفر Available Bone Height.
 - 2- عرض العظم المتوفر Available Bone width.
 - 3- طول العظم المتوفر Available Bone Length.
 - 4- تزوي العظم المتوفر Available Bone Angulation.
 - 5- نسبة طول التعويض إلى طول جسم الزرعة: Crown- Implant Body Ratio [C/I ratio].
- حيث يقاس طول التعويض من الحدّ القاطع أو السطح الإطباقيّ إلى الحافة السنخيّة ويقاس طول جسم الزرعة من الحافة السنخيّة إلى ذروة الزرعة.



شكل (3-1): يبين ارتفاع وعرض وطول العظم

اعتمد Judy و Misch عام 1985 على المعايير سابقة الذكر في وضع أربعة تصنيفات أساسية لكمية العظم المتوفر في الفك العلوي والسفلي مع مراعاة ظاهرة الامتصاص الطبيعي التي تصيب العظم، وكذلك وضعاً خيارات المعالجة بناءً على هذا التصنيف وهو على النحو الآتي (Misch 1999):

الصنف A : عظم وفير Abundant Bone.

الصنف B: عظم كافٍ للزرع Barely Sufficient Bone.

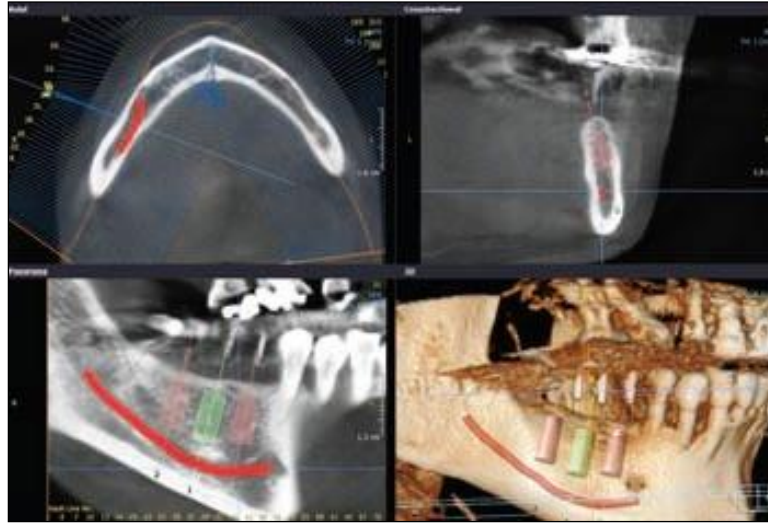
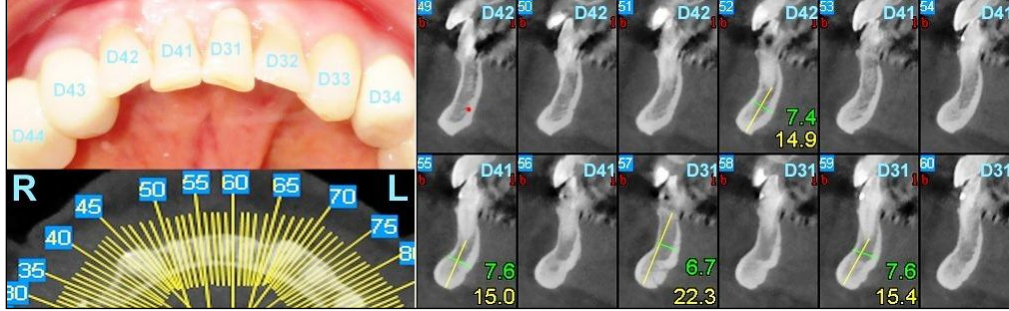
الصنف C : عظم مشكوك فيه أو خطر Compromised Bone.

الصنف D : عظم ناقص أو معوز Deficient Bone.

بغض النظر عن التصنيف المعتمد فإن الكمية المتوفرة من العظم يمكن أن تقدر بعدة وسائل تشخيصية مساعدة كأمثلة الدراسة الجبسية واستخدام أدوات قياس ثخانة الغشاء المخاطي المغطي وكذلك الصور الشعاعية بأنواعها المختلفة كما في الشكل رقم (4-1)، وقد أصبحت الطرق الشعاعية التي تقيس كمية العظم بدقة وتمثلها بالأرقام الوسيلة الأكثر

استخداماً ونجاحاً في التخطيط للعمل الجراحي والتنبؤ بالنجاح المستقبلي للتعويض (Quirynen

1990)، (Jacobs 1998)، (Scarfe 2009)، (Karjodkar 2011).



شكل (4-1): يبين بعض الطرق الشعاعية لقياس كمية العظم

تم التغلب على حالات النقص العظمي باللجوء إلى الجراحة الترميمية Reconstructive Surgery

و ذلك باستخدام الطعوم العظمية Bone Grafts لبناء الارتفاع السنخي للفك العلوي والسفلي

بواسطة طعوم ذاتية على شكل بلوك Blocks، وكذلك زيادة الارتفاع السنخي و زيادة طول

العظم السنخي العلوي باستخدام عمليات رفع قاع الجيب الفكي Sinus Floor Elevation كما

يمكن زيادة عرض العظم السنخي عن طريق الطعم العظمي داخلي التوضع (Alfaro 2006)،

ونذكر فيما يلي عرضاً سريعاً لأنواع الطعوم المستخدمة في مجال طب الأسنان:

تصنيف الطعوم العظمية (Alfaro 2006) classification of Bone grafts

1- الطعوم العظمية الذاتية Autogenous grafts :

a. الطعوم العظمية الذاتية من المنشأ الفموي:

- الخثرة العظمية Osseous coagulum.

- المزيج العظمي Bond Blend.

- العظم الإسفنجي مع النقي الأحمر المولد للعظم من داخل الفم.

- الطعوم العظمية المعنقة Bone swaging.

b. الطعوم العظمية الذاتية من المنشأ خارج الفموي كالطعوم الذاتية الحرقية.

2- الطعوم المتغايرة Allografts :

c. الطعوم العظمية المتغايرة المجففة بالتجميد وغير منزوعة الكلس FDDB.

d. الطعوم العظمية المتغايرة المجففة بالتجميد ومنزوعة الكلس DFDBA.

e. العظم الحرقى المجمد والمشع Irradiated freeze Iliac bone.

3- الطعوم الأجنبية Xenogeneic Grafts :

- BIO-GEN و BIO-OSS و مشاركة العظم البقري اللاعضوي (ABM) والبيتيد

الرابط للخلايا P-15.

4- الطعوم غير العظمية Nonbone grafts materials :

- الصلبة (بياض العين) Sclera - الغضروف Cartilage - جبس باريس

- Plaster of Paris - المواد اللدنة Plastic materials.

- مواد فوسفات الكالسيوم الحيوية.

ولكن ومع ذلك فإنه من الصعوبة بمكان إعطاء صورة دقيقة عن حالة العظم الداخلية من الناحية النوعية في موضع معين لشخص معين بواسطة الطرق الشعاعية، إذ إنه من الضروري معرفة كفاءة العظم الذاتية Efficiency Potential في قدرته على التجدد لذا كان لابد من التركيز على مفهوم آخر وهو نوعية العظم Bone Quality أو كثافة العظم Bone Density وذلك بالرغم من أن سماكات العظم التي نحصل عليها شعاعياً قد تعطي مؤشراً عن نوعية العظم، حيث أكد Stoppie وزملاؤه عام 2006 وجود علاقة بين السماكات العظمية القشرية و قيم وحدات هاونسفيلد HU في التصوير الطبقي المحوري، كما بين Naitoh وزملاؤه عام 2004 أن مشعر "نسبة العظم الإسفنجي إلى العظم القشري" Trabecular to Cortical Ratio TCR المقاس شعاعياً يمكن أن يُستخدم لتقييم الكثافة العظمية.

1-3-3- نوعيّة العظم المتوفّر Available Bone Quality :

يشير مصطلح (كميّة) العظم سابق الذكر إلى البنية الهندسية الخارجية للعظم وكذلك حجم العظم المقترح للزرع. ولكن بالإضافة لذلك يمتلك العظم بنيةً داخليةً تعكس قوّة العظم Bone Strength يشار إليها بنوعية العظم Bone Quality والتي تتحدّد بمجموعةٍ من العوامل نذكر منها:

1-3-1- الكثافة العظمية Bone Density :

تعدّ كثافة العظم المتوفّر Available Bone Density من المحدّات الهامّة لنوعية العظم في الناحية المستهدفة (Gryn timer 2002)، (Albrektsson 2002) ، كما تعدّ عاملاً محدّداً لخطة المعالجة وتصميم الزرعة السّنية والتقنية الجراحية وزمن الشفاء المتوقع وكذلك تحدد

الإمكانيات الحالية لإدخال الزرعة إلى العمل بتحميلها للتعويض (Misch 1988)، (Misch

1990)، (Lundgren 2008)، (Georgescu 2010).

منذ أكثر من 35 عاماً بدأ العلماء بتقدير أهمية الكثافة العظمية بالنسبة للزرع السني حيث

قام Linkow عام 1970 بوضع تصنيف للكثافة العظمية على النحو الآتي:

الصنف I : عظم مثالي يتألف من حجب عظمية قليلة التباعد ومسافات نقوية صغيرة.

الصنف II : مسافات نقوية أكبر بقليل من السابق ونموذج بناء عظمي أقل تجانساً.

الصنف III : مسافات كبيرة ممتلئة بنقي العظم بين الحجب.

وأشار Linkow إلى أن العظم من الصنف III قد ترافق مع عدم ثبات في الزرعات السنية أما

الصنف II فكانت نتائجه مرضية إلى حد ما أما الصنف I فكان الأفضل.

وحتى أواخر التسعينات من القرن الماضي لم يكن هناك أي إثبات مدروس بشكل علمي

دقيق عن مدى تأثير نوعية العظم على إنذار الزرعات السنية وقام بعض المؤلفين مثل

Jaffin وزملائه عام 1991 بدراسة وجد فيها ارتفاع معدلات فشل الزرعات السنية التي وضعت

في عظم من الصنف IV حسب تصنيف Zarb و Lekholm عام 1985 الذي سيشرح لاحقاً

كما اعتبر Misch في دراساته عام 1988 و 1990 و 1999 أن كثافة العظم ذات أهمية كبرى

في اختيار نوع وشكل الزرعات السنية.

أجرى Esposito وزملاؤه عام 1998 دراسة لمراقبة 2812 زرعة سنية وتحري معدل فشل

الزرعات المنجزة واستنتج أن نوعية العظم كانت مسؤولة عن فقدان 7.7% من الزرعات كما

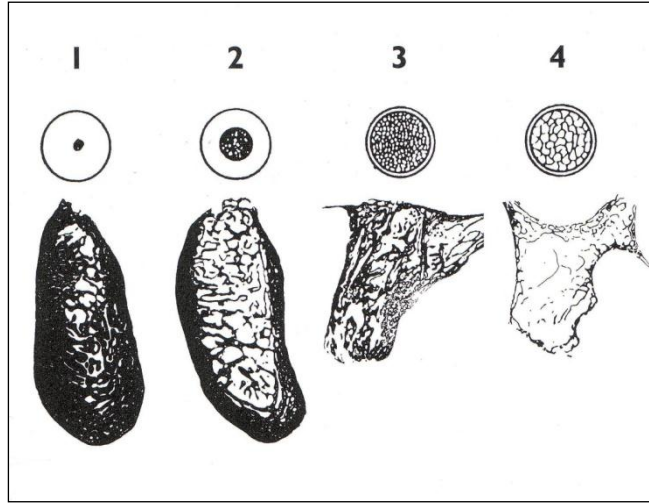
أشار Pokorney عام 2004 إلى أهمية نوعية العظم في كونها واحدة من أسباب الفشل المبكر

للزرعات بالإضافة إلى الرض الجراحي أثناء العمل.

وحيث أن كمية العظم المتوفرة لوضع الزرعات يمكن أن تحدّد بدقة قبل الإجراء الجراحيّ بالعديد من الوسائل التشخيصيّة وخاصةً الشعاعية منها، فإنّ التشخيص ما قبل الجراحيّ للنوعيّة الموضعيّة للعظم مازالت تفتقر للدقّة، ولا يعلم الجراح طبيعة العظم الذي يتعامل معه إلا بعد التداخل المباشر بالعظم. ففي أحسن الأحوال يمكن أن يقدر الطبيب الخبير الخصائص الميكانيكيّة للعظم من خلال عملية قطع العظم والمقاومة التي يبديها العظم على أدوات الحفر وقد تكون بعض معدات تحضير سرير الزرعة مزودة بتقنية قياس العزم الذي تطبقه الأدوات على العظم.

ميّز كلّ من Zarb و Lekholm عام 1985 أربعة أنماطٍ من العظم تختلف بمكوّناتها من العظم القشري والاسفنجي (TCR) Trabecular bone to cortical bone ratio وهي كالآتي:

- Type I: يحتوي الفكّ بشكلٍ كاملٍ تقريباً على عظمٍ كثيفٍ متجانسٍ.
 - Type II: طبقةٌ ثخينّةٌ من العظم الكثيف تحيط بمركزٍ يحتوي على حجبٍ عظميةٍ متقاربةٍ.
 - Type III: طبقةٌ رقيقةٌ من العظم الكثيف تحيط بمركزٍ يحتوي على حجبٍ عظميةٍ متقاربةٍ.
 - Type IV: طبقةٌ رقيقةٌ من العظم الكثيف تحيط بمركزٍ إسفنجيٍّ وحجبٍ عظميةٍ متباعدةٍ.
- ويوضّح الشكل رقم (5-1) الأنماط السابقة.



شكل (1-5): يبين أنماط العظم حسب تصنيف Zarb و Lekholm عام 1985

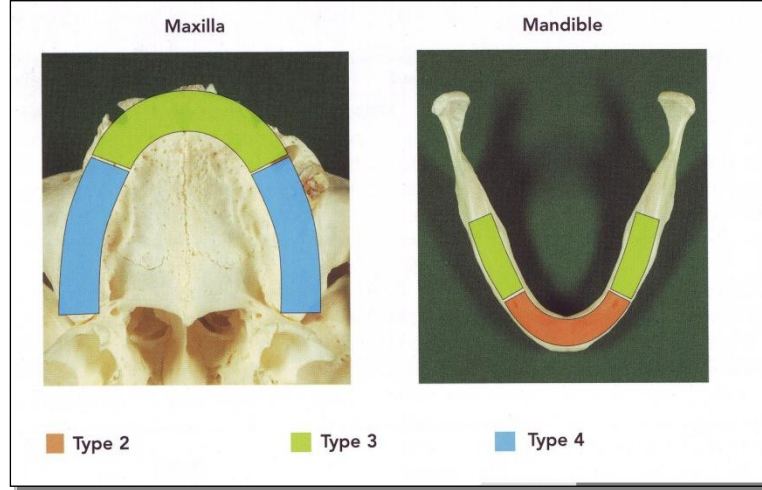
يعدّ النمط I و II أكثر شيوعاً في الفك السفلي وأكثر ما يشاهد النمطان III و IV في النتوء السنخي من الفك العلوي شكل رقم (1-6).

أكدت كلّ الدراسات منذ بداية التسعينات وحتى الوقت الحاضر على أهمية الدور الكبير الذي تلعبه نوعية العظم في نجاح الزرع كما أشارت في مضمون مناقشاتها إلى أن كثافة العظم النقوي وهندسته البنيوية هي عوامل هامة جداً في استقرار الزراعات ضمن السنخ

(Jaffen 1991)، (Saadoun 1992)، (Fugazzotto 1993)، (Bahat 2000)، (Georgescu 2010).

أورد Watzek في كتابه المنشور عام 2004 دراسة أجريت في معهد التشريح التابع لجامعة فيينا على 134 جثة (80 امرأة و 54 رجل). تمّ الحصول على 412 مقطع بسماكة 5 مم وقد درست لتحديد انتشار الأنماط الأربعة للعظم حسب التصنيف السابق، و لوحظ انتشار الصنف الثالث في منطقة القواطع والضواحك العلوية لدى كلا الجنسين أما الصنف الرابع أكثر ما تواجد في منطقة الأرحاء العلوية.

لم يلاحظ في هذه الدراسة وجود الصّنفين الأول والثاني في الفكّ العلويّ بينما لوحظ انتشار الصّنفين الثاني والثالث في جميع مناطق الفكّ السفليّ مع انتشار أقلّ شيوعاً للصّنف الأول ووجد فقط لدى الرجال، كما لوحظ الصّنف الرابع في حالة واحدة في منطقة الأرحاء السفلية.



شكل (6-1): يبين مناطق توزيع أنواع العظم في الفكّين (Watzek 2004)

بيّنت الدراسة السابقة أيضاً وجود العظم القشريّ بسماكاتٍ متنوعةٍ في الفكّ السفليّ والنوعية الفقيرة Poor Quality لبنية العظم النقيّ في المنطقة الخلفية للفكّ العلوي، كما تبين أن المنطقة الخلفية من الفك السفلي هي المنطقة الوحيدة التي يمكن أن يوجد فيها الأنماط الأربعة من العظم.

من المعروف أن معدّل نجاح الزرعات السنّية وإمكانية التحميل الفوري تتناقص كلما اتجهنا في التصنيف من الصّنف الأول باتجاه الصّنف الرابع ولكن يتضمّن هذا التصنيف مشكلةً أساسيّةً وهي أنّه تصنيفٌ وصفيّ تقريبيّ أو بصريّ Visual للكثافة العظميّة الظاهرة على الصور الشعاعيّة، ويمكن أن يحمل العديد من احتمالات الخطأ التي قد تتعلق بالشخص

القارئ للصورة الشعاعية، حيث قد يختلف اثنان في تقدير نوعية العظم وخاصةً في الصنفين الثاني والثالث مهما كانت نوعية التصوير المستخدم، وقد يكون الخطأ في جودة جهاز التصوير الشعاعي لذلك كان لابد من مفاهيم وتقنيات جديدة تعطي تقديرًا أكثر دقةً لنوعية العظم أي بعبارة أخرى: التعبير عن نوعية العظم بالأرقام Quantifying of Bone Quality، وبالتالي ظهرت التقنيات والبرامج الملحقة بها والقادرة على إعطاء قيمة رقمية للكثافة العظمية الشعاعية وكذلك الكثافة المعدنية العظمية (BMD) Bone Mineral Density للتعبير عن المحتوى العظمي من المعادن كالهيدروكسي أباتيت HA.

لا يوجد اتفاق على تعريف صارم لنوعية العظم، ولكن هناك عوامل متعددة اقترحت على أنها معايير هامة في تحديد نوعية العظم ومنها الكثافة العظمية الشعاعية والكثافة المعدنية العظمية BMD وثخانة العظم القشري Cortical Thickness وكثافة الحجب العظمية (التراص الحبيبي) Trabecular Density، أي بمعنى آخر يتضمن مفهوم نوعية العظم كلاً من الهندسة البنوية للعظم Bone Architecture وتمعدن العظم Bone Mineralization والخصائص الميكانيكية للعظم Bone Mechanical Properties.

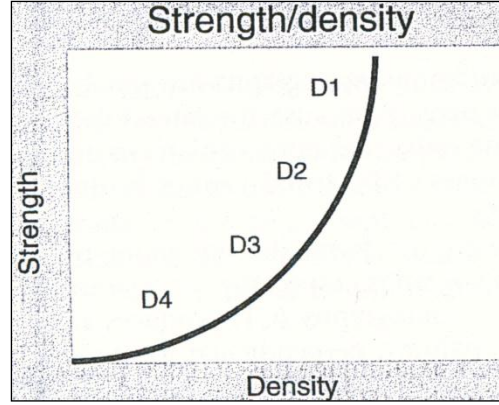
تعتمد المعايير سابقة الذكر على قدرة العظم على إعادة التقلب Bone Remodeling والذي يمكن أن يتأثر بالعديد من العوامل الخارجية كالأدوية المتناولة (الستيروئيدات القشرية مثلاً) والعناصر الزهيدة (الزنك والفلور) وبعض الأمراض كأمراض المناعة الذاتية.

أما على المستوى الشكلي المجهرى Micromorphological Level فقد عُرِفَت نوعية العظم بناءً على مجموعة من المفاهيم وهي كثافة العظم Bone Density وحجم العظم النقيوي (كمية العظم الحبيبي في وحدة الحجم) Trabecular Bone Volume وكثافة العظم القشري (Horner 1998).

توجد جوانب أخرى لنوعية العظم اعتبرت ذات أهمية كبيرة نذكر منها:

- قوة العظم Bone strength وقساوة العظم Bone stiffness:

أشار Misch عام 2005 إلى الارتباط المباشر بين الكثافة العظمية وقوة العظم وبين أن كثافة العظم الجيدة تشير إلى نوعية كافية أو مرضية Satisfactory Quality وهي محدّد ممتاز للخصائص الميكانيكية Mechanical Properties من قوة وصلابة ومقاومة ووضع المخطط المبين في الشكل رقم (7-1).



شكل (7-1): مخطط علاقة الكثافة بالقوة العظمية حسب Misch 2005

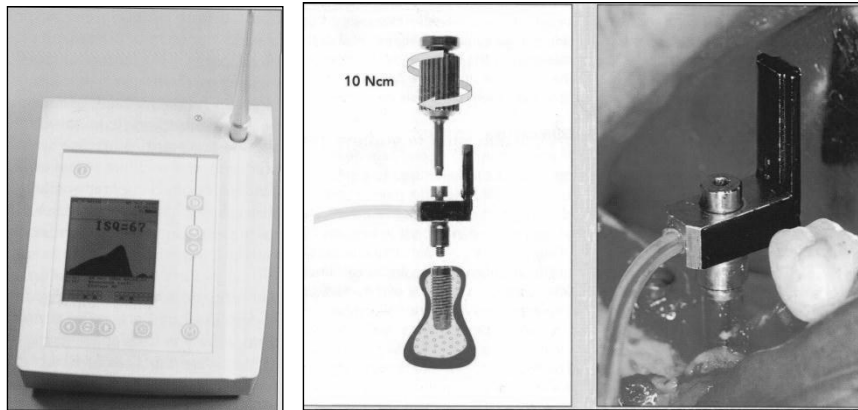
يمكن قياس قوة العظم وقساوته بالطرق المخبرية على الفكوك المستأصلة من الجثث أو المجففة ولكن من الناحية السريرية لا يمكن التعبير عن القوة والقساوة إلا من خلال تقنيات تُطبق بعد تطبيق الزرعات أو خلال العمل الجراحي في أحسن الأحوال. من أبرز التقنيات المستخدمة بعد إجراء عملية الزرع هي تحليل تواتر رنين الزرعة (RFA) Resonance Frequency Analysis وتقنية Periotest (Gahleitner 2004).

تُستخدم هذه التقنيات للوهلة الأولى من أجل تقييم ثبات الزرعات السنية سواءً أكان الثبات الأولي بعد الجراحة مباشرةً أو أثناء مرحلة وضع مشكلات اللثة Gingival Formers أو وضع الدعامات أو حتى خلال المراقبة الدورية. ولكن ثبات الزرعة يشير في مضمونه إلى قوة

العظم أي كثافة العظم على سطح الزرعة وبالتالي يمكن اعتبار ثبات الزرعة السّنيّة مشعراً مقبولاً لإعطاء فكرة عن نوعيّة العظم (Gahleitner 2004).

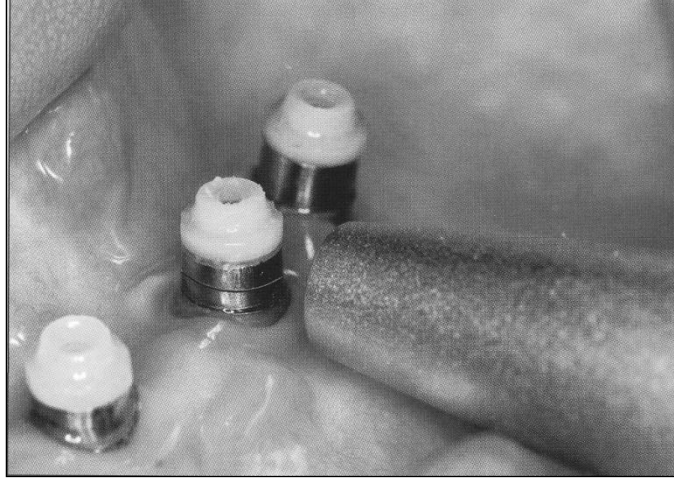
تفيد تقنيّات قياس استقرار الزرعات السّنيّة سابقة الذكر في تحريّ إمكانية التحميل الفوريّ وإعطاء فكرة عن نتائج الزرع على المدى البعيد (Friebeg 1999 A,B)، (Branemark 1999)، وبالتالي فإن نوعيّة العظم المستوحاة من هذه التقنيّات يمكن أن تكون ذات قيمة كبيرة إذا ما أمكن تقييمها قبل إجراء العمل الجراحيّ لتقليل احتمالات الفشل بعد تطبيق الزرعة.

تمّ تطوير تقنيّة Resonance Frequency Analysis (RFA) من قبل Meredith وزملائه (Meredith 1994, 2000) لتقييم كثافة العظم على كامل سطح الزرعة مباشرةً بعد الزرع أو في فترة المراقبة وكذلك لتقييم استقرار الزرعة و الاندخال العظمي (Gahleitner 2004) عن طريق قياس استقرار الزرعة بعد تطبيق أمواج تسبّب اهتزازاً في الزرعة من أمثلة تقنيّة RFA جهاز (Osstell: Integration Diagnostice, Goteborg, Sweeden) شكل رقم (8-1)، (Watzek 2004).



شكل (8-1): توضيح لتقنيّة RFA

تمّ تطوير جهاز Periotest عام 1983 عن طريق Schulte وزملائه لتقييم حركة الأسنان وهو الآن تقنية تستخدم لتقييم استقرار الزرعات بعد تطبيقها شكل رقم (9-1).



شكل (9-1): يبين استخدام تقنية Periotest

يعطي الجهاز قياسات تتحول إلى وحدات تشير إلى اهتزازات الزرعة وحركتها وتدعى هذه الوحدات Periotest Values (PTV) وتتراوح بين (-8) وحتى (+50) حيث أن جميع القيم السالبة تشير إلى اندخال عظمي جيد.

قارن Aparicio وزملاؤه عام 1997 بين قيم PTV وتصنيف Zarb و Lekholm لنوعية العظم فوجد أن القيم في الأنماط I, II, III تتراوح بين (-7، 0) عندما يكون هناك اندخال عظمي. أما في حال عدم وجوده فإن القيم تزيد عن (+5) ووصلت هذه القيم إلى (+2) في العظم من الصنف IV في حال نجاح الاندخال العظمي و(+8) في حال عدمه.

وعلى النقيض من ذلك لم يجد Mericske- stern عام 1997 أي ارتباط بين الكثافة العظمية وقيم PTV وكذلك Meredith عام 1998.

تعدّ تقنيّة Periotest و RFA الأكثر استخداماً في مجال قياس استقرار الزرعات ولكن توجد هناك طرق أخرى نادرة الاستخدام بسبب صعوبات في التطبيق السريري أو آثارها الجانبية (Elias 1996)، (Cucchiari 1996).

تعدّ كل الطرق سابقة الذكر ذات قيمة تشخيصية جيّدة لاختبار استقرار الزرعة بالإضافة إلى كونها غير راضية ويمكن تطبيقها في المختبر InVitro و على الأحياء InVivo، ولكن من مساوئ هذه التقنيات أنّها بحاجة إلى أجهزة إضافية معقّدة وقد تكون مرتفعة الثمن وإذا ما كان الهدف من هذه التقنيات هو الحصول على فكرة عن نوعيّة العظم فإن تطبيقها بعد إتمام عملية الزرع يجعل منها وسائل غير تشخيصية بحيث يمكننا وضع خطة معالجة نضمن معها وضع الزرعات في مناطق ذات نوعيّة عظمية جيّدة ونستطيع من خلالها اتخاذ القرار بالتحميل الفوري فوق الزرعات أو التنبؤ بنجاح الزرعات بعيد الأمد.

- الخصائص الميكانيكية للعظم:

لعلّ واحداً من الجوانب الهامة التي ينطوي عليها مفهوم نوعيّة العظم هو الخصائص الميكانيكية للعظم Bone Mechanical Properties (Grynbas 2002)، ويمكن للجراح ذي الخبرة الحصول على تقدير مقبول للخصائص الميكانيكية للعظم خلال قطع العظم أثناء تحضير مكان الزرعة.

وصف Misch عام 1990 خمسة أصنافٍ للكثافة العظمية وهي على النحو الآتي:

D1: عظم قشريّ كثيف.

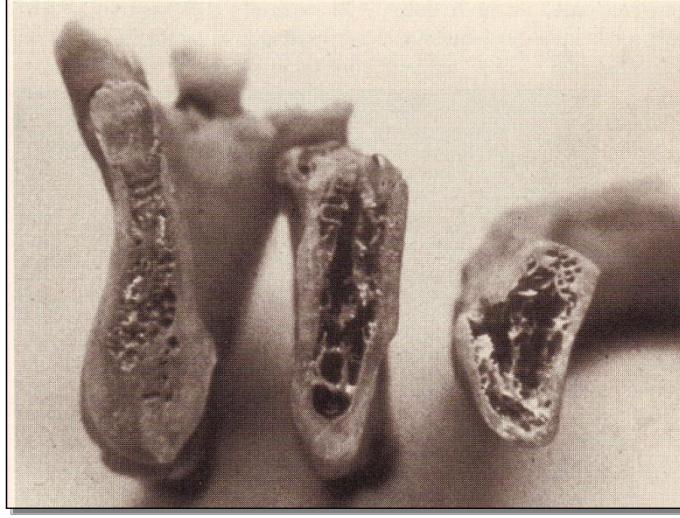
D2: عظم قشريّ كثيف وسميك يحيط بعظم ذي حجب متراصة.

D3: عظم قشريّ مساميّ رقيقٌ يحيط بعظمٍ ذي حجبٍ رقيقةٍ.

D4: عظمٌ نقويّ ذو حجبٍ رقيقةٍ.

D5: عظمٌ غير ناضجٍ أو غير متمعدن.

ويوضّح الشكل رقم (10-1) وصفاً تشريحيّاً للكثافة العظمية حسب Misch.



شكل (10-1): وصف تشريحي للكثافة العظمية حسب Misch 1985

في عام 1990 قام Misch بوصف حسّ اللمس Tactile Sense المرافق لحفر العظم في الأصناف الأربعة الأولى، حيث أنّ الحفر في العظم D1 يشبه الحفر في خشب البلوط أو السنديان. أما الحفر في العظم D2 يشبه الحفر في خشب الصنوبر الأبيض، بينما يشبه الحفر في عظم من النمط D3 الحفر في نبات البلسم، ويشبه الحفر في عظم من الصنف D4 الحفر في بعض أنواع الاسفنج المضغوط أو المادة الرغوية الصناعية الـ Foam.

يفتقر التّصنيف السّابق إلى الدقّة بالإضافة إلى اعتماده على الجانب الشخصي في تقدير صلابة العظم (Bone Hardness)، فكان من الأفضل قياس مقاومة قطع العظم أثناء تحضير مكان الزرعة أي عزم التدوير (التورك) The Insertion Torque والذي يقاس بالنيوتن .سم

[حيث أن 1 نيوتن.سم هو العزم الناتج عن تطبيق قوة بمقدار 1 نيوتن على رافعة أو عتلة بطول 1سم].

قدّمت هذه الطريقة من قبل Strid و Johansson عام 1994 اللذين سعيا إلى التمييز بين مناطق العظم منخفضة الكثافة والحصول على قياسات موضوعية بعيدة عن التقدير الشخصي لقوة العظم أثناء تحضير مكان الزرعة.

تتعرض أدوات الحفر إلى قوى مختلفة كالقوى الناتجة عن القطع وقوى الاحتكاك (Johansson et al 1994)، كما أنّ شفرات سنابل القطع قد تتحشر وتعلق ضمن الفوهات العميقة مما يولد احتكاكاً زائداً. وتشير القوة التي يطبقها العظم على الأداة أثناء القطع إلى خصائصه الميكانيكية وتحسب من خلال طرح قوة الاحتكاك من العزم الكلي المقاس (Gahleitner 2004).

تم تزويد أدوات الحفر ومن أمثلتها (Osseo care; Nobel Biocare, Goteborg, Sweden) ذات السرعات العالية والمنخفضة بأجهزة تُستخدم لقياس العزم الكلي أثناء تطبيق الزرعة، ويتم تسجيل الزمن والعزم المطبق أثناء العمل بالسرعة البطيئة لتطبيق الزرعة.

قام Friberg وزملاؤه عام 1999 بتصنيف كثافة العظم بناءً على مقاومته إلى:

- عظم منخفض الكثافة: تكون قيم عزم التدوير أقل من 30 نيوتن.سم.
- عظم متوسط الكثافة: تكون قيم عزم التدوير بين 30-40 نيوتن.سم.
- عظم عالي الكثافة: تكون قيم عزم التدوير أكبر من 40 نيوتن.سم.

تعدّ هذه التقنيّة سريعةً وسهلة التطبيق ويدرك الجراح كثافة العظم وقوته وخصائصه الميكانيكية مباشرةً أثناء الجراحة وبالتالي يمكنه اتخاذ القرار مباشرةً فيما إذا كان بالإمكان تحميل الزرعة فوراً كما ويمكن التنبؤ بمدى النجاح على المدى البعيد.

– الكثافة العظمية الشعاعية:

إذا ما أردنا تقييم نوعيّة العظم قبل الجراحة لتحري إمكانية تغيير مواقع إدخال الزرعات فإن الطرق السابقة تعتبر راضّة، إذ أنه من غير المقبول تغيير مكان الزرعة عندما تكون نوعيّة العظم سيّئةً في مكان تم فيه تحضير سرير الزرعة. كما أنّ التقنيات السابقة تفتقر إلى الدقّة إذ أن هناك اختلافات في الضّغط المطبّق على أدوات الفحص أو الحفر باختلاف الأشخاص كما أن النتائج المقروءة تتغيّر بتغيّر اتجاه الأدوات وبالتالي يتدخّل العامل الشخصيّ إلى حدّ كبير (Gryn timer 2002)، (Watzek 2004).

تعتبر الوسائل الشعاعية حالياً الطرق الأكثر استخداماً والأقل رضاءً عند دراسة نوعيّة العظم وذلك باستخلاص الكثافة العظمية الشعاعية التي تعكس الكثافة الحقيقية للعظم (Worthington 2010)، (Kim 2011) والتي ستشرح لاحقاً بشكل مفصل بفقرّة خاصة.

2-3-1 العوامل الخلوية Cellular factors:

يعدّ العظم – من وجهة النّظر الجراحية – ذا نوعيّة جيّدة إذا حدث تطوّر سريع لمناطق التماس بين العظم والزرعة (BICs / Bone-to-Implant Contacts) وفق آلية شفاء الجروح واستمرّت هذه المناطق خلال أداء الزرعة لوظيفتها (Pokorny 2004).

ينعكس المفهوم السابق على المستوى الخلوي وبالتالي فإنّ العظم ذا النوعيّة الجيدة يتميّز عن العظم فقير النوعيّة بمحتواه من البنى الخلوية وبقدرته على إبداء ردّ الفعل تجاه الرضّ النّاجم عن وضع الزرعة بواسطة آليات الشفاء المشابهة لآليات شفاء الجروح و الكسور (Pokorny 2004)، حيث أنّ وضع الزرعة في العظم السنخي يحرض على بدء ردّ فعل التهابيّ موضعيّ في المسافة الدقيقة بين سطح الزرعة والعظم (Barnes 1999)، (Schenk 2000)، (Clark 2001). فبينما يتخثر الدم، تكون تلك المسافة قد امتلأت ببنية غنيّة بالفبرين (قالب عضوي خارج خلويّ غنيّ بالليفين) Febrin-rich extracellular matrix ويلي ذلك تراكم الصّفيحات الدموية الفعّالة والتي تطلق محتواها الحبيبي (Klinger 1997). تحتوي هذه الحبيبات على عوامل النموّ كالعامل المشتقّ من الصّفيحات (PDGF) Platelet-derived growth factor والعامل المحوّل Transforming growth factor B (TGF-b) B وبعض الانزيمات والمواد الكيميائية كالسيتوكينات والتي تجذب الخلايا المحبّبة العدلة ووحيدات النوى أو البالعات الكبيرة Macrophages إلى الموقع.

تفرز البالعات الكبيرة Macrophages و وحيدات النوى Monocytes الأنزيمات الحالة للبروتين Proteolytic Enzymes والتي تهضم القالب الغنيّ بالفبرين كما تفرز عامل النموّ الوعائيّ البطانيّ Vascular endothelial growth factor (VEGF) وعامل النموّ الأساسيّ للأرومة الليفيّة Basic fibroblast growth factor (bFGF) وكذلك (PDGF) المذكور مسبقاً وتلعب هذه العوامل دوراً في تشكّل الأوعية الدموية و تشكيل الخلايا الميزانشيميّة المولدة Mesenchymal progenitor cells والتي تستطيع التمايز والتحوّل إلى أنواع متعدّدة من الخلايا ومنها الخلايا البانية للعظم Osteoblasts (Bianco 2001). تبدأ جدائل العظم بالتشكّل أخيراً بعد استبدال القالب الغنيّ

بالفيبرين Fibrin-rich Matrix بنسيج حبيبي جيّد التوعية الدموية ويتم استبدال تلك الجدران

بالعظم الصّفيحي Lamellar bone وفق آلية تجددية Remodeling Process.

إنّ أيّ خللٍ في التسلسل سابق الذكر قد يؤثّر على الإندخال العظمي ما يدلّ على أنّ شفاء

وتشكّل العظم الحيّ حول الزرعة والذي يحدّد نوعيّة العظم يتعلّق بما يلي (Gruber 2004):

1- عوامل خلوية: الخصائص الحيوية للعظم Bone Biological Properties والمحتوى من

الخلايا الجذعيّة الميزانشيميّة.

2- عوامل بنيوية: الخصائص الشكلية المجهرية، أي الحجم الحبيبي ووسطي ثخانة الحجب

وعدها وتباعدها ونموذجها.

3- عوامل وعائية: التّوزع المجهرّي للتوعية الدموية للعظم السنخي والنّسج الرخوة المحيطة و

كذلك نموّ أوعية دمويّة جديدة.

1-3-3 العوامل الشكلية النّسجية Histomorphometric factors:

بيّن Ulm وزملاؤه في دراستين عامي 1997 و 1999 أنّه يمكن تحديد نوعيّة العظم بناءً على

ترتيب البنى الداخلية للعظم النّقويّ من خلال الدّراسات النّسجية الشكلية Histomorphometric

Studies، كما أظهرت هذه الدّراسات اختلافاتٍ واسعةً مع اختلاف العمر والجنس والموقع.

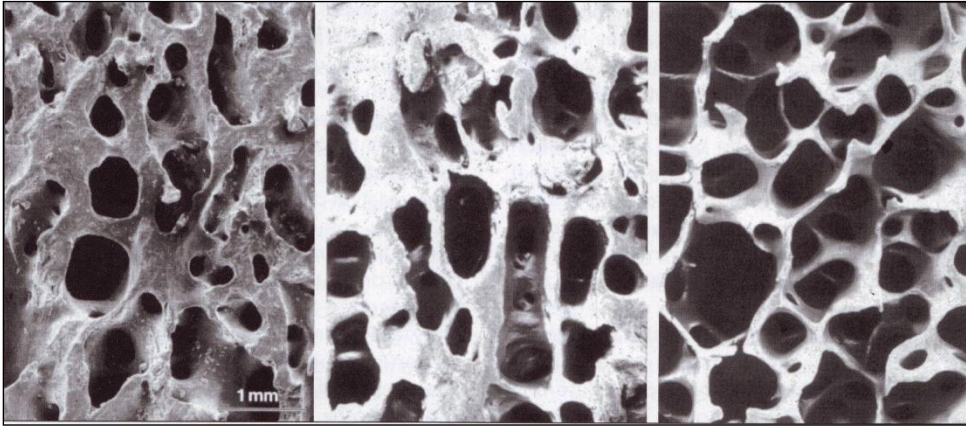
يمكن دراسة الخصائص البنيوية أو نوعيّة بنية العظم النّقويّ The structural quality of

cancellous bone عن طريق دراسة الخصائص الشكلية النّسجية Histomorphometric studies

وذلك لأنّ التقنيات الأخرى كالصور الشعاعيّة التقليديّة والطبقيّة المحوريّة والتصوير الدّقيق

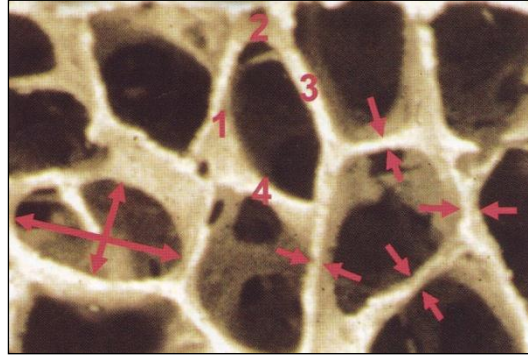
Microradiography لا تقدّم تحليلاً دقيقاً وكافياً لبنية العظم النّقويّ كما في الشكل رقم (1-11).

ففي الدراسة التي أجريت في معهد التشريح التابع لجامعة فيينا (Watzek 2004) تم استخدام العينات التشريحية الـ 412 لدراسة شكلية نسيجية Histomorphometric Study حيث أخذت منها مقاطع بسماكة 20 ميكرونًا من كل مقطع عن طريق النشر والصقل واستخدم تلوين الفضة (Von Kossa) لتلوين المقاطع وتم تصوير السطوح بكاميرا مجهرية وتم مسح الصور إلى جهاز تحليل خاص لإعطاء مظهر ثنائي البعد.

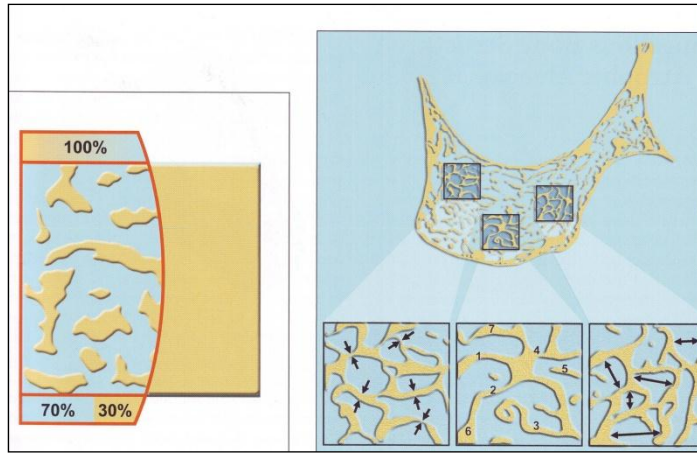


شكل (11-1): يبين طريقة التصوير الدقيق Microradiography

تم دراسة عدد من المتغيرات في هذه التقنيات ومنها حجم أو كمية العظم النقوي Trabecular bone volume وذلك بحساب نسبة المساحة المشغولة بالعظم إلى المساحة الكلية للمقطع النسيجي أي Trabecular bone volume per tissue volume (BV/TV) وكذلك وسطي ثخانة الحجب العظمي Trabecular thickness وعدد الحجب Trabecular number حول كل مسافة نقوية واتساع المسافات النقوية أو تباعد الحجب Trabecular separation وكذلك نموذج العظم النقوي Trabecular bone pattern factor كما في الشكل رقم (12-1) والشكل رقم (13-1) واللذين يصفان نموذج اتصالات البنى العظمية.



شكل (12-1): يبين المتغيرات المدروسة لتقييم نوعية العظم النقي



شكل (13-1): رسم تخطيطي للمتغيرات المدروسة وحساب المساحة المشغولة بالعظم

وكنتيجه لهذه الدراسة لوحظ وجود اختلاف في المتغيرات السابقة من منطقة لأخرى بين الأشخاص، وكذلك ضمن الشخص الواحد كما لوحظ اختلاف متعلق بالجنس حيث تمتلك النساء كمية أقل من العظم النقي أي BV/TV أقل مع اتصالات أقل بين الحجب العظمية مقارنة بالرجال، ويعود هذا الاختلاف على الأرجح إلى الفقد العظمي الذي يحدث بعد سن اليأس، وقد أظهر Schliephake وزملاؤه عام 1997 أن نسب نجاح الزرعات الموضوعة ضمن العظم باستخدام طعوم عظمية أقل لدى النساء مقارنة مع الرجال.

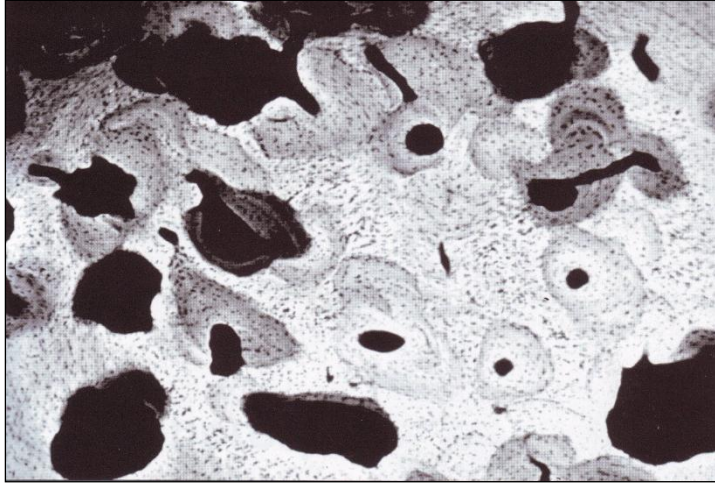
إن الدراسة الشكلية النسيجية لبنية العظم تعطي فكرة جيدة عن بنية نقي العظم وشكله وطريقة تركيبه فهي ذات قيمة كبيرة في دراسة أحد عوامل تحديد نوعية العظم بالرؤية

المباشرة لهندسة العظم النقيي (Avila 2010A, B) Cancellous Bone Architecture (Galindo-
Moreno 2012).

1-3-4 - عوامل أخرى:

يمكن أيضاً تحديد نوعيّة العظم عن طريق فحص الخصائص الميكانيكيّة ودرجة التّمدن في مادة العظم ودراسة الخصائص الكيميائيّة والبنويّة لبّورات العظم وكذلك دراسة قدرة العظم على إعادة التشكّل.

يُعتقد أنّ كلاً من استئصال المبايض وانقطاع الطّمث يسبّب فقداً في العظم لكن دون التأثير على مادة العظم نفسها، أي دون التأثير على درجة التّمدن بينما تؤدي أدوية معيّنة كالفلورايد ومركّبات الفوسفور مثلاً إلى زيادة في درجة التّمدن (Gryn timer 1994 A,B)، (Watzek 2004) ويمكن الوصول إلى نموذج تمعدن العظم Mineralization Profile أو مخطّط توزيع الكثافة العظميّة Histogram بواسطة التصوير الدقيق Microradiography أو التصوير بتقنيّة التشيت الالكتروني [BSE] Back-Scattered Electron (Gryn timer 1994 A) وهما تقنيتان متكافئتان لتحديد نمط التّمدن حيث تعتمد الأولى على دراسة توزيع المعادن في شريحة رقيقة من العظم (100 ميكرون) باستخدام قياسات امتصاص الأشعّة السينية كما في الشكل رقم (14-1) المبين أدناه حيث يظهر تباين اللون الرمادي توزّع الكثافات المعدنيّة وتزداد الكثافات المعدنيّة مع زيادة اللون الأبيض.



شكل (14-1): يبين دراسة نموذج التمدن بالتصوير الدقيق

أما التقنية الثانية فتعطي صوراً ذات مناطق متباينة بالسّطوع ويتعلّق السّطوع بالوزن الجزيئي وبالتالي بدرجة التّمدن وعن طريق وضع مخطّط لتوزيع مناطق السّطوع يمكن الحصول على نموذج تمدن العظم (Watzek 2004).

تعطي الطرق السابقة فكرةً عن نوعيّة العظم ولكنها طرقٌ شاقّةٌ ومكلفةٌ وتتطلّب وقتاً طويلاً وتطبّق في المختبر فقط، وبالتالي لا يمكن استثمارها كطرقٍ تشخيصيّةٍ سريعةٍ لتقييم نوعيّة العظم قبل إجراءٍ علاجيٍّ معيّن.

4-1- الزرع في المنطقة الخلفية من الفك العلوي، اعتبارات خاصة:

أكد (Misch 1999) أن قطر الأرحاء العلوية هو الأكبر بين كل أسنان الفكين، كما أنها تمتلك أكبر عدد من الجذور وأكبر مساحةٍ لامتداد هذه الجذور لكي تتحمل القوى الإطباقية، وكل ذلك يتطلب استخدام زراعات سنّية مناسبة من ناحية القطر والطول والعدد، كما ذكر الباحث نفسه أن قطر الزراعات في المنطقة الخلفية من الفك العلوي يجب أن يكون من 4 إلى 5 ملم مع طول من 10 إلى 12 ملم، وأوصى بتعويض كل سنٍ مفقودٍ بزرعة وحتى وصل التعويض

فوق الزرعات لكي تتحمل الضغوط الإطباقية، وبناءً عليه فإنه لا بد من الدخول في أهم الاعتبارات التشريحية التي تواجه العمل في تلك المنطقة ألا وهي المجاورة القريبة للجيب الفكي، وبالتالي الدخول في بابٍ واسعٍ من تقنيات رفع قاع الجيب لتحقيق الشروط الملائمة من ناحية طول وعرض ونوع العظم لاستقبال الزرعات السنية.

1-4-1- تصنيف الفقد العظمي في المنطقة الخلفية العلوية Classification of the Posterior

:Maxilla

وُضعت العديد من التصنيفات للفقد العظمي في المنطقة الخلفية العلوية من قبل العديد من الباحثين مثل (Misch & Judy) عام 1987 و Jensen عام 1999 و Chiapasco عام 2003 و Gianni وزملائه عام 2009، وقد وُصف الأخير بأنه الأكثر بساطة وشموليةً وهو على النحو الآتي كما في الجدول رقم (1-1):

جدول (1-1): تصنيف Gianni عام 2009

الصف	ارتفاع الحافة السنخية	سماكة الحافة السنخية	العلاقة بين القوسين السنيتين	المعالجة
A	8-5 مم	6 ≤ مم	طبيعية	رفع جيب
B	8-5 مم	6 ≥ مم	طبيعية	رفع جيب مع طعم
C	5 >	6 ≤ مم	زيادة المسافة بينهما	تطعيم سنخي عمودي مع أو بدون رفع جيب
D	5 >	6 ≥ مم	زيادة المسافة بينهما	تطعيم عظمي سنخي (عمودي) و تطعيم عظمي دهليزي مع أو بدون رفع جيب فكي بالإضافة إلى طعوم لثوية تالية لتعويض نقص النسيج الرخوة

وضع Jensen عام 1999 تصنيفاً بسيطاً لموقع الزرع في إطار التقييم ما قبل الجراحي للسريـر

العظمي في المنطقة الخلفية من الفك العلوي على النحو الآتي:

الصنف A: سماكة العظم المتبقي 10 مم، زرع مباشر مع أو بدون موسعات عظمية.

الصنف B: سماكة العظم المتبقي 7-9 مم، زرع مباشر مع أو بدون موسعات عظمية.

الصنف C: سماكة العظم المتبقي 4-6 مم، رفع جيب بالمدخل الجانبي مع غشاء أو رفع

قاع الجيب بالمدخل السنخي مع زرع متأخر أو فوري.

الصنف D: سماكة العظم المتبقي 1-3 مم، رفع جيب بالمدخل الجانبي والزرع المتأخر.

الصنف E: عظم سنخي غائب تقريباً.

1-4-2- لمحة عن رفع قاع الجيب الفكّي:

يعتبر التخطيط للزرع السني في المنطقة الخلفية من الفك العلوي من أهم استطبابات عملية

رفع قاع الجيب الفكّي. سجل Caldwell طريقته في التداخل الجراحي على الجيب الفكّي عبر

جداره الأمامي لتجريف مخاطيته المؤوفة مع فتح نافذة على الصماخ السفلي منذ عام 1893

في نيويورك، ثم تلاه Henri Luc عام 1897 في فرنسا حيث وصف عمليةً مشابهةً، وهكذا

عُرفت هذه المداخلة بمداخلة Caldwell-Luc.

أما في مجال طب الأسنان فقد أُجريت أول مُداخلةٍ من أجل دعم الحافة السنخية للجيب

الفكّي من قبل (Boyne) في العام 1960 وذلك بهدف زيادة المسافة بين السنية لتسهيل وضع

جهاز صناعي كامل (Jensen 2006, 2010).

قام Tatum عام 1977 وفي محاضرة ألقى في جامعة برمنغهام بشرح طريقتين لرفع الجيب الفكي بهدف وضع الزرعات السنية. كانت الأولى باستخدام المدخل الجانبي Lateral Approach وهي تعديل لمدخلة Caldwell-Luc وذلك بإحداث نافذة عظمية بالقرب من قمة النتوء السنخي ودفعها باتجاه الأعلى مع الغشاء بحيث تبدو كسقف للطعم مع وضع طعم عظمي ذاتي بحيث يملأ الثلث السفلي من ارتفاع الجيب، والثانية كانت باستخدام المدخل السنخي Crestal Approach باستخدام الموسعات العظمية واستخدام الطعم الذاتي أيضاً بدءاً من قمة النتوء السنخي (Jensen 2006).

في عام 1996 عُقد أول مؤتمرٍ عن الجيب الفكي في الولايات المتحدة الأمريكية وكان مخصصاً لتقييم فعالية عمليات رفع الجيب التي أخذت بالتطور والانتشار، وخلص المؤتمر إلى نتيجة تم نشرها من قبل (Jensen et al 1998) ومفادها أن عمليات رفع الجيب الفكي تتمتع بهامش أمان واسع إذا طبقت وفق الأصول العلمية وأن نسبة نجاح هذه العمليات تتراوح بين 90 إلى 97 % بغض النظر عن الطعم المستخدم. أخذت عمليات رفع الجيب الفكي بعد ذلك تأخذ منحىً جديداً من حيث الطرق المستخدمة لرفع الجيب الفكي والتي تختلف من ممارس لآخر ومادة الطعم المستخدمة والتي تختلف من مدرسةٍ لأخرى وكذلك نسبة رفع الغشاء المبطن للجيب الفكي فهي أيضاً مختلفة من مدرسةٍ لأخرى.

1-4-3- الحاجة إلى التطعيم، المدخل المستخدم، واعتبارات سماكة الحافة السنخية:

أشار (Jensen 2006) إلى أننا بحاجة لسماكة في الحافة السنخية تتراوح بين 4-5 مم لتأمين الثبات الأولي للزرعات السنخية، ولكن يختلف هذا الرقم كثيراً في المراجع والدوريات المتعلقة بعمليات رفع الجيب الفكي وهناك تباين في الآراء حول الحاجة إلى وضع الطعوم العظمية. هناك اتجاه قليل الشيع يقول أن دخول الزرعة وفق شروط محددة ولمسافة محددة داخل الجيب لا يتطلب بالضرورة إجراء التطعيم العظمي وهناك عدد من الدراسات التي تدعم هذا الرأي، كدراسة Nedir وزملائه عام 2006 و Fermegard عام 2008 حيث كان متوسط سماكة الحافة السنخية في الدراستين 4 و 4.4 مم على الترتيب ولم تستخدم الطعوم وكانت نسب النجاح 100%.

يقول الاتجاه الآخر والأكثر شيوعاً أن أي ولوج لأية زرعة إلى داخل الجيب الفكي يجب أن يكون مترافقاً أو مسبقاً بتطعيم عظمي، ويدعم هذا الرأي دراسات كل من Hallman عام 2002 و Jhon و Wallace عام 2003 و Scarano عام 2006 و Voss عام 2009.

تتم عمليات رفع الجيب الفكي باستخدام أحد المدخلين، الجانبي أو السنخي مع اختلافات واسعة في الآراء وذلك اعتماداً على سماكة الحافة السنخية المتبقية. يرى Summers وهو أول من استخدم الموسعات العظمية Osteotomes عام 1994 أنه لضرورة لاستخدام المدخل الجانبي بأي حال نظراً لما يحمله من رضى شديد، وأن استخدام الموسعات يوفر مسافة 1-5 مم ضمن الجيب وهي أفضل من أي مسافة يمكن أن يوفرها الطعم العظمي. يدعي (Jensen 2006) أنه في جميع الحالات يتوجب إجراء عملية رفع الجيب الفكي باستخدام المدخل الجانبي حيث الرؤية الواضحة من جهة كما يمكن رفع الجيب مع التطعيم بمقدار كافٍ

وكذلك التعامل مع الاختلاط الرئيسي الذي يمكن أن يحدث وهو انتقاب الغشاء المبطن للجيب.

أما (Misch 2008) فيرى استخدام المدخل الجانبي مع التطعيم في حال كانت سماكة الحافة السنخية أقل من 5 مم مع الزرع المتأخر، أو في حال توفر 5-10 مم مع الزرع المباشر أو المتأخر، بينما يُستخدم المدخل السنخي في حال توفر أكثر من 10 مم من العظم. قام Del Fabbro وزملاؤه عام 2009 بدراسةٍ راجعةٍ للأدبيات شملت جميع الأبحاث المتعلقة بعمليات رفع الجيب الفكّي مع التطعيم والزرع منذ عام 1986 وحتى شباط 2007. كان عدد المرضى المشمولين 4184 وأكثر من 5285 جيبٍ فكّي و 13639 زرعاً ضمن طعم، وكانت النتائج كما يأتي:

- أصبحت عمليات رفع الجيب تقنية يمكن التنبؤ بنتائجها.
- رفع الجيب بالمدخل الجانبي موثق بشكل جيد، أما المدخل السنخي فهو تقنيةٌ واعدة بحاجةٍ للمزيد من الدراسة.
- مازال الطعم الذاتي هو الأكثر شيوعاً ونجاحاً رغم وجود بدائل أعطت النتيجة نفسها على المدى القريب والمتوسط من المراقبة.
- الزرعات ذات السطوح الخشنة أعطت نسب نجاح أعلى من ذات السطوح الملساء.
- الزرع المباشر والمتأخر أعطى نتائج متشابهة.

1-5- وسائل التقييم الكمي والنوعي للعظم السنخي عند التخطيط للزرع السني:

يمكن أن تصنف التقنيات المستخدمة لتقييم "نوعية" العظم إلى ثلاث فئات اعتماداً على المرحلة التي يتم فيها خلال عملية الزرع وهي ما قبل الجراحة، وأثناء العمل الجراحي، وبعد انتهاء عملية الزرع. من البديهي أن التقنيات المستخدمة قبل الجراحة ذات قيمة أكبر من بقية التقنيات إذ إنها تساهم في وضع خطة المعالجة الأفضل وتفيد في توقع نسبة نجاح الزراعات على المدى البعيد، كما أنها تساعد الجراح على اتخاذ القرار في حال الرغبة بالتحميل الفوري فضلاً عن أن التقييم ما قبل الجراحي لنوعية العظم يمكن الجراح من اختيار المكان المفضل لوضع الزرعة وخاصةً عندما يكون لدى الطبيب رؤية شاملة لنوعية العظم على كامل أجزاء عظم الفك.

وبما أنه من الصعوبة بمكان تحري كامل جوانب نوعية العظم من كثافة شعاعية ومعدنية وهندسة بنوية وتمعدن العظم والخصائص الميكانيكية فقد تركّزت معظم التقنيات على الكثافة العظمية.

يتم تقييم كمية ونوعية العظم قبل الجراحة بشكل رئيسي بطرق شعاعية، ويمكن الحصول على تقدير جيد للعظم النقي عياناً بأية وسيلة شعاعية بسيطة أو معقدة وهذا يتعلق بالخبرة السريرية للطبيب الفاحص وجودة أجهزة التصوير الشعاعي. ومع ذلك تعدّ تقنيات التصوير الشعاعي التقليدية في الفكين كالتصوير الذروي والبانورامي والإطباق والسيفالومتري محدودة القدرة في دراسة البنية الهندسية الموضعية للعظم قبل إجراء الزرع السني كما أنه من الصعوبة بمكان إعطاء صورة دقيقة عن الكثافة العظمية بسبب تعقيد البنى العظمية وتغطيتها للمناطق المطلوب دراستها.

يعتبر التصوير المقطعي Tomography بأشكاله كافةً حالياً الطريقة التشخيصية الأساسية الأكثر استخداماً لإعطاء استنتاج وافٍ ومقبولٍ لأبعاد وبنية وكثافة العظم في الفكين (Yoshimine 2012)، ويتفوق التصوير الطبقي المحوري الطبي Medical CT كتقنيةً ممتازة في تقييم التوزع النسبي لكلا العظمين القشري والنقوي في عدة مستويات (Turkyilmaz 2008) كما في الشكل رقم (15-1).



شكل (15-1): التصوير الطبقي المحوري في تقييم نوعية العظم

من الجدير ذكره أنّ تقنيات التصوير الشعاعيّ كلّها تُستخدم في دراسة الخصائص العظمية قبل الزرع بما في ذلك كلاً من كمية العظم المتوفر ونوعيته ولكن تختلف قدرة كلّ منها بشكلٍ واسعٍ، وفيما يلي عرضٌ لأهم تقنيات التقييم الكمي والنوعي للعظم.

1-5-1- تقنية DXA لقياس الكثافة المعدنية العظمية:

تُستخدم هذه التقنية في التقييم النوعي للعظم بحساب الكثافة المعدنية حيث أن DXA أو DEXA اختصاراً لكلمة Dual Energy x-ray Absorptiometry أي مقياس الكثافة المعدنية العظمية ثنائي الطاقة ويشار إليه أيضاً بمقياس الكثافة Densitometry وهي تقنية تُستخدم

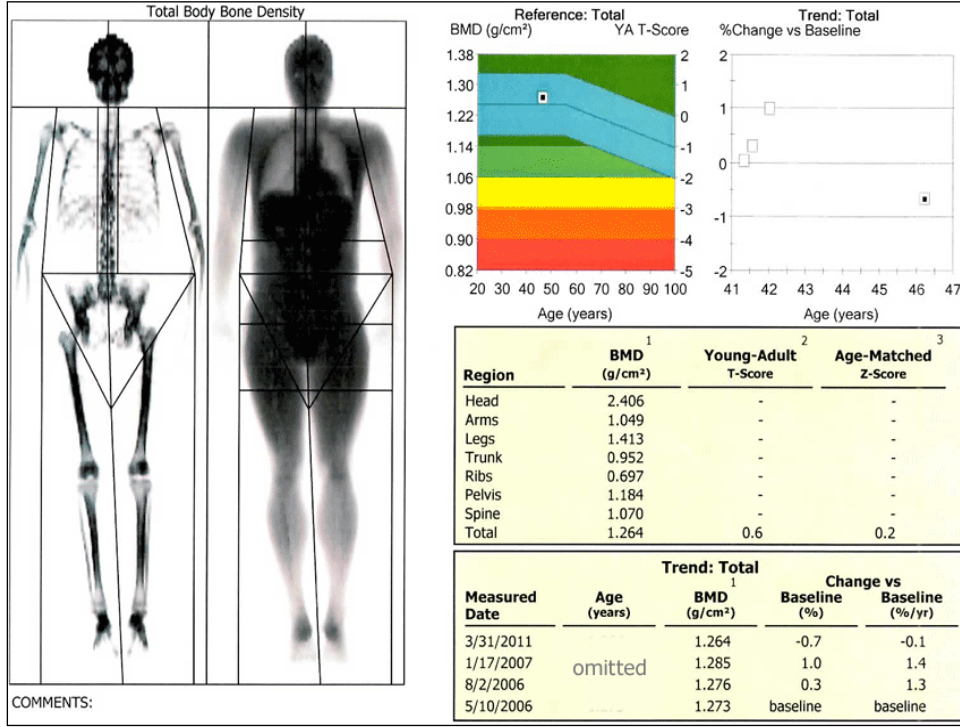
منبعين للأشعة السينية الأول منخفض الطاقة يتم امتصاصه من قبل النسيج الرخوة والثاني ذي طاقة عالية يتم امتصاصه من قبل النسيج العظمية وتعدّ هذه التقنية هي الأولى في قياس الكثافة المعدنية العظمية BMD (Chiang 2011).

هناك نوعان لهذه التقنية الأول يدعى المركزي أو Central DEXA ويوجد في المشافي الكبيرة بسبب ضخامة حجم الجهاز ويستخدم لتصوير العمود الفقري والحوض والثاني يدعى بالمحيطي Peripheral DEXA وهو جهاز صغير الحجم يستخدم في العيادات الخاصة ومجهزٌ بذراع سهل الحركة يستخدم لتصوير المعصم والأصابع وأخمص القدمين. يتم استقبال الحزمة الشعاعية التي تعبر الناحية المصورة بمستقبل خاص ويقوم الجهاز الحاسب المزود به الجهاز وباستخدام برامج خاصة بطرح كمية الأشعة الممتصة من النسيج الرخوة والإبقاء على الكمية المعبرة عن موجودات العظم ويتم بعدها حساب الكثافة المعدنية العظمية.

تظهر نتيجة القياس على شكل قيمتين عدديتين:

الأولى T-score وتُظهر كمية العظم الذي يمتلكه المريض بالمقارنة مع بالغ شاب من نفس الجنس. تشير القيم الأكبر من (-1) إلى كثافة معدنية عظمية طبيعية أما القيم بين -1 و -2.5 تشير إلى داء قلة العظم Osteopenia وهي المرحلة الأولى من فقد العظمي أما القيم الأقل من -2.5 فهي تشير إلى ترقق العظام Osteoporosis وبالتالي تُستخدم القيمة T-score لتقييم وجود خطر الإصابة بالكسور المرضية (Woolf 2008).

أما القيمة الثانية فهي Z-score وهي تعكس كمية العظم بالمقارنة مع البشر من الفئة العمرية نفسها ومن الوزن والطول والجنس نفسه فإذا كانت هذه القيمة عاليةً أو منخفضةً بشكلٍ غير طبيعيٍّ فإنَّ هناك حاجةً إلى مزيدٍ من الفحوص الطبية شكل (1-16).



شكل (1-16): معطيات تقنية DXA

تعدّ تقنية DEXA سهلةً وسريعة الاستخدام وغير راضية ولا تتطلب تخديراً كما أنّ كمية الأشعة المستخدمة قليلةً فهي لا تتجاوز 1/10 من كمية الأشعة المستخدمة في صورة الصدر البسيطة (Hua 2009). يمكن استخدامها أيضاً في قياس الكثافة المعدنية العظمية في عظام الفكين ولكن المشكلة الأساسية هو إعطاء صورة إسقاطية لطرفي الفك السفلي على مستوى واحد فلا يمكن الحصول على صورة محورية Axial نستطيع من خلالها تحديد المناطق ذات الكثافة المعدنية العظمية الأعلى، وبالتالي يمكن استخدامها في هذا المجال في حال تمت الدراسة على الفك المأخوذ من الجثث في المختبر، حيث يتم شطر الفك السفلي من مستوى

ارتفاع الذقن ويُصور كل شطرٍ على حده وهذا ما يحدّ من استخدام تقنيّة DEXA للحصول على الكثافة المعدنية العظميّة الموضعيّة Local BMD بدقّة في الفكّين.

1-5-2- التصوير الطبقيّ المحوريّ والكثافة العظميّة الشعاعية:

تتألف كلمة Tomography من جمع كلمتين إغريقيّتين هما Tomos وتعني شريحة أو قطاع و Graphia وتعني صورة. ظهرت فكرة التصوير الطبقيّ المحوريّ عام 1967 على يد العالم هاونسفيلد Godfrey Newbold Hounsfield وأطلقت للعمل عام 1972، وكان استخراج المعلومات الأولية لتشكيل شريحة واحدة آنذاك يتطلب ساعات بينما يتم اليوم الحصول على 4 شرائح للناحية المصورة بأعلى دقة خلال 350 ميلي ثانية (Karjodkar 2011). تُستخدم هذه التقنية في الوقت الحاضر لتشخيص ودراسة الأمراض في كافّة أنحاء الجسم كما امتدّت هذه التقنية لتصوير الفكّين ودراسة الخصائص العظميّة قبل الزرع بما تمتلكه من دقة عالية وفعاليّة في إظهار الموجودات التشريحيّة (Gahleitner 2003).

يتألف جهاز التصوير الطبقيّ المحوريّ من القنطرة والسرير والحاسب الملحق والمزود بالبرامج المخصصة لمعالجة الصور.

تحتوي القنطرة على مصدر للأشعة السينية يطلق حزمة شعاعية مستمرة عالية الشدة والتركيز بطاقة تتراوح بين 60-140 كيلوفولت، ومع دوران الأنبوب داخل القنطرة تخترق الحزمة الشعاعية الجسم من جميع الجهات بسماكة قليلة تختلف تبعاً لدقة الجهاز. تحتوي القنطرة أيضاً على مستقبلات أو مشعرات Detectors موزعة على طول القنطرة يزداد عددها بازدياد دقة الجهاز أيضاً. تستقبل هذه المشعرات الحزمة الشعاعية ويعمل الحاسب المرفق

على معالجة البيانات لإعطاء الصورة النهائية على الشاشة بعمليات وتحويلات رياضية معقدة جداً.

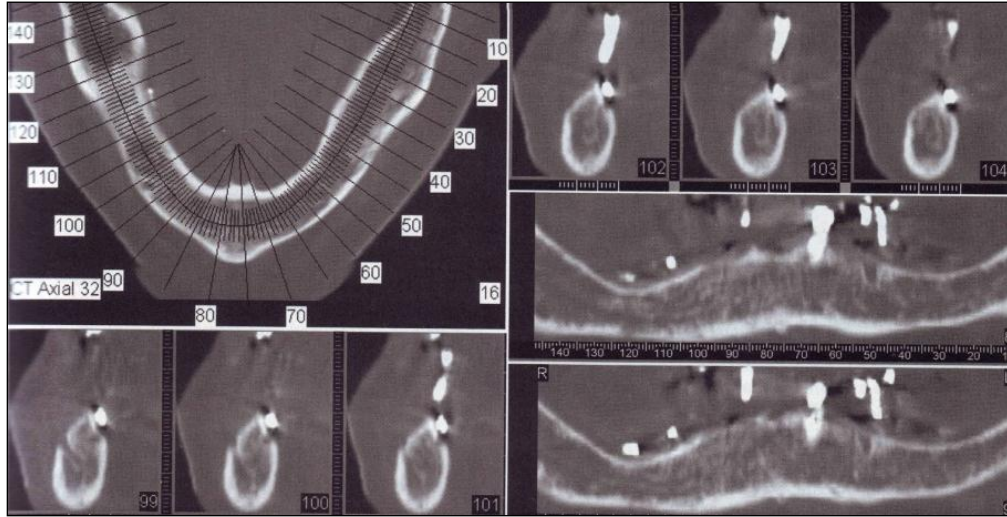
تُظهر تقنيات التصوير الشعاعية التقليدية أقل من 30 درجة من تدرجات اللون الرمادي في حين أن هناك ما يقارب من 255 درجة من اللون الرمادي يمكن تقصّيها في التصوير الطبقي المحوسب وهذا يساعد على كشف تغيّرات أكبر في الكثافة الشعاعية للنسيج المصوّر لا يمكن كشفها بالطرق التقليدية (Turkyilmaz 2007).

تطوّرت التقنيات المستخدمة في هذا النوع من التصوير فظهرت البرامج المتممة والتي تسمح بمعالجة الصّور مثل برنامج SIM/PlantTM و DentascanTM شكل رقم (17-1) وشكل رقم (18-1) وكذلك برامج إعادة بناء الصّور لإعطاء رؤية ثلاثيّة الأبعاد 3D-

•reconstruction CT



شكل (17-1): برنامج SIM/plantTM



شكل (18-1): برنامج Dentascan™

يمكن التصوير الطبقي المحوري من الحصول على مقاطع محورية Axial عمودية على المحور الطولي للجسم وهي المقاطع الأصلية Native لأنّ وضعية المريض على طاولة الجهاز وهي الاستلقاء يجعل من مسار الأشعة معامداً للمحور الطولي للجسم. في حال الرغبة بالحصول على مقاطع أخرى وجب تغيير وضعية المريض وهذا صعب تقنياً أو يتم استخدام إعادة بناء المقاطع المحورية لتشكيل رؤية ثلاثية الأبعاد ولكن ذلك يقلل من دقة نقل التفاصيل الدقيقة بسبب ضياع في المناطق الفاصلة بين المقاطع المحورية.

يعتمد مفهوم الدقة على قدرة التقنية في تمييز أقرب نقطتين من الناحية المصورة، ويمكن للأجيال الجديدة من أجهزة CT التمييز بين نقطتين تبعد المسافة بينهما بحدود 0.0934 مم في

المناطق المصورة كما في جهاز Micro CT (Ivekovic 2012).

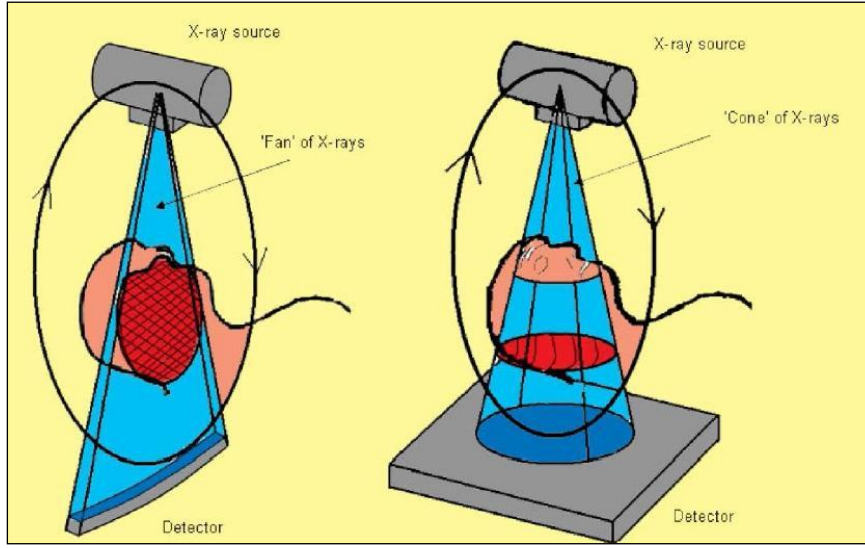
تظهر الصور على شكل إسقاط لمقطع من الناحية المصورة، حيث يمتلك هذا المقطع ثخانة معينة (سماعة الشريحة) تقل كلما زادت دقة الجهاز للحصول على أكبر كم من المعلومات (Scarf 2009). يوجد بين كل مقطعين متتاليين مسافة تدعى Inter gap space أو Intervals تضع

لدى إعادة بناء الصّور مما يسبّب التشوّه خاصّةً في الأجيال المبكّرة من الأجهزة، ومع تطوّر طرق تصوير CT ظهر التّصوير الحلزونيّ Spiral-CT والذي حلّ هذه المشكلة وهو يعتبر من التّقنيّات المتوقّرة والتي تقدّم صوراً عالية الدقّة (Scarf 2009).

يعتمد التصوير الحلزوني على استمرار إطلاق الحزمة الشعاعية على الناحية المصورة بينما ينتقل السرير بحركة مستمرة، وبالتالي تتكون سلسلة مستمرة من المقاطع دون ضياع في المعلومات، بينما يتم أخذ صورة مفردة على سرير ثابت ومن ثم ينتقل السرير وتؤخذ صورة جديدة وهكذا في الأجيال المبكرة.

هناك خمسة أجيالٍ من أجهزة التصوير الطبقي المحوري تختلف في النواحي الفيزيائية والخصائص الفنية التي تهدف إلى تسريع عملية معالجة الصورة وزيادة الدقة (Scarfe 2009)، ولكن أشهر هذه التقنيات التصوير الطبقي المحوري الحلزوني Helical or Spiral CT و متعدد الشرائح Multislice CT و 256 Slice CT و ثلاثي الأبعاد 3D CT و التصوير الوعائي CT Angiography.

إن الحزمة الشعاعية المستخدمة في جميع أجيال وأنواع التصوير الطبقي المحوري منبسطة مروحية الشكل Fan Beam كما في الشكل (1-19) وبالتالي تكون أول صورة مأخوذة هي المقاطع المحورية Axial.



شكل (1-19): الحزمة المروحية Fan beam

يجب أن يتمتع الحاسب المتصل مع جهاز CT بقدرة عالية على مواكبة الدقة بزيادة الوضوح الظاهر على الشاشة، وكلما كان عدد النقاط الظاهرة أكبر كلما كان الوضوح أكبر. يُعبر عن كل نقطة بمصطلح عنصر الصورة أو بكسل Pixel في الصور ثنائية البعد و يحتوي كل منها على 8 Bits من المعلومات في الأجيال المبكرة، وحتى نهاية الثمانينات كانت الصور الطبقيّة تظهر على الشاشة بوضوح يقارب 512×512 بكسل أي 260000 نقطة وقد ازدادت في الأجيال الجديدة إلى حد كبير (Misch 2005).

وبما أن CT يؤمن مقاطع بمستويات متعددة متوازية ذات سماكة، فهو يُعدّ بذلك تقنية رقمية ثلاثية الأبعاد لذا كانت الوحدة الأساسية في صورة CT هي Voxel (طول وعرض وعمق) عوضاً عن Pixel لكل نقطة (Karjodkar 2011).

يحتوي كل Voxel حالياً على قيم وصلت حتى 16 Bits من المعلومات ويقابله قيمة عددية أو رقم يشار إليه بوحدة هاونسفيلد (Hounsfield Unit (HU) والتي تعكس كثافة الصورة في تلك

النقطة، ويتعلق ذلك بكثافة النسيج المصور. وبشكل عام كلما ازدادت كثافة النسيج المصور كلما ازدادت قيمة النقطة أو الرقم المقابل (Misch 2005).

تتراوح قيم وحدات هاونسفيلد بين (- 1000 للهواء وحتى + 3000 للميناء/العاج) وقد وُضع مدرج القياس هذا بعد اعتبار أن قيمة وحدات هاونسفيلد المقابلة للماء تساوي الصفر وبالتالي (Misch 2005):

الهواء : - 1000 HU

الماء : 0

العضلات : 35 - 70 HU

النسيج الليفي : 70 - 90 HU

الغضروف : 80 - 130 HU

العظم الاسفنجي : 150 - 900 HU

العظم القشري : 900 - 1800 HU

العاج : 1600 - 2400 HU

الميناء : 2500 - 3000 HU

وبناءً على ذلك أمكن الحصول على قيمة عددية لكثافة الصورة الشعاعية وبالتالي تقييم نوعية العظم بشكل رقمي Quantifying of Bone Quality وقد ربط Misch بين تصنيفه لبنية العظم ووحدات هاونسفيلد كما يلي:

D1: تكون القيمة العددية المقابلة لكل Voxel أكبر من 1250 (HU).

D2: 850 - 1250 (HU).

D3 : 350 - 850 (HU).

D4 : 150 - 350 (HU).

D5 > 150 (HU).

اعتبر كل من Kraut و Babbush عام 2001 أن قيمة HU 339.5 تشير إلى كثافة عظمية ممتازة.

قام Shapurian وزملاؤه عام 2006 بدراسة راجعة Retro Study لتقييم نوعية العظم في مقاطع مختلفة وتأسيس تقييم كمي لنوعية العظم اعتماداً على مدرج هاونسفيلد، حيث استخدم 101 صورة طبقية اختارها عشوائياً وقام بانتقاء مقاطع معينة. تم تقييم نوعية العظم عيانياً باستخدام فاحصين اثنين مستقلين حسب تصنيف Lekholm و Zarb وتم تقييم المقاطع نفسها رقمياً باستخدام مدرج هاونسفيلد واستنتج أن مدرج هاونسفيلد ذا قيمة كبيرة في تقييم نوعية العظم بشكل كمي وتزود هذه التقنية الجراح بمعلومات قيمة قبل الجراحة قد تُعدّل من التقنية الجراحية وخاصةً في المناطق المشكوك بجودة العظم فيها (Naekaerts 2007).

يوفر التصوير الطبقي المحوري الكمي إمكانية قياس الكثافة العظمية لكل من العظم القشري والنقي بشكل منفصل بدقة عالية، وهو التقنية المرجعية الأساسية في الدراسات المتعلقة بالكثافة العظمية والتي تُقارن بها جميع التقنيات الأخرى (Turkyilmaz 2008)، (Mah 2009)، (Liang 2010)، (Bilhan 2012)، وقد وصلت الدقة إلى حد إمكانية إجراء الدراسات الشكلية

النسجية على العينات العظمية باستخدام Micro CT (Garcia 2012).

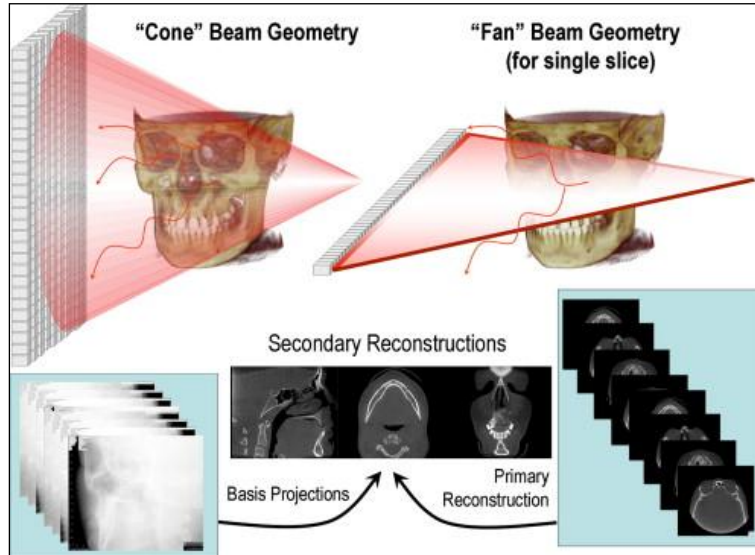
من أهم عيوب التصوير الطبقي المحوري CT بشكل عام الكلفة العالية جداً من ناحية إعداد الجهاز نفسه ومن ناحية الكلفة التي تترتب على المريض أيضاً، بالإضافة إلى اقتصار

وجوده على المستشفيات والمراكز العلمية الضخمة. كما وتعد الجرعة الشعاعية الهائلة من محددات استخدام هذه التقنية (Scarf 2009).

1-5-3- التصوير الطبقي ذو الحزمة المخروطية Cone-Beam CT:

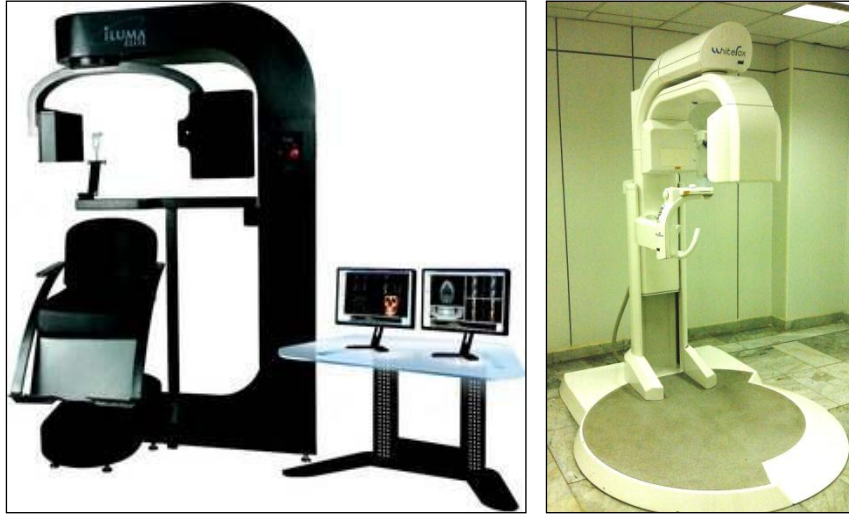
طُوِّرت هذه التقنية عام 1982 بدايةً بغرض التصوير الوعائي (Scarf 2009)، وفي أواخر التسعينات ظهر التصوير الطبقي ذو الحزمة المخروطية بشكله الحالي كوسيلة صغيرة الحجم قليلة التكلفة للحصول على صورٍ مقطعيةٍ عالية الدقة لأي جزء من الجسم.

- مبدأ عمل الجهاز: يطلق مصدر الأشعة حزمةً مخروطية الشكل Cone beam تختلف عن الحزمة التي يطلقها التصوير الطبقي المحوري حيث تكون مستوية مروحية الشكل Fan beam كما يختلف ترتيب مستقبلات الحزمة الشعاعية التي تخترق الجسم المصور كما في الشكل (20-1).



شكل (20-1): الحزمة المخروطية والحزمة المروحية

يتكون أي جهاز CBCT من منبع شعاعي ومستقبل للحزمة ووحدة معالجة المعلومات ووحدة لإظهار الصورة كما في الشكل رقم (1-21). يدور مصدر الأشعة حول المريض 360 درجة ولمرة واحدة فقط تمسح الحزمة من خلالها كامل الجزء المصور، يتم تجميع المعلومات من المستقبلات الحساسة Detectors وتعطي وحدة المعالجة بالنتيجة صورة ثلاثية الأبعاد وهي الصورة الأصلية Native. تتكون الصورة من وحدات صغيرة أشبه بمكعبات تدعى Voxels، ومن ثم يعمل الحاسب المزود بالبرامج المرفقة على استخراج المقاطع المطلوبة بعدة مستويات ثنائية تُعرض على الشاشة بمكونها المعروف باسم Pixels.



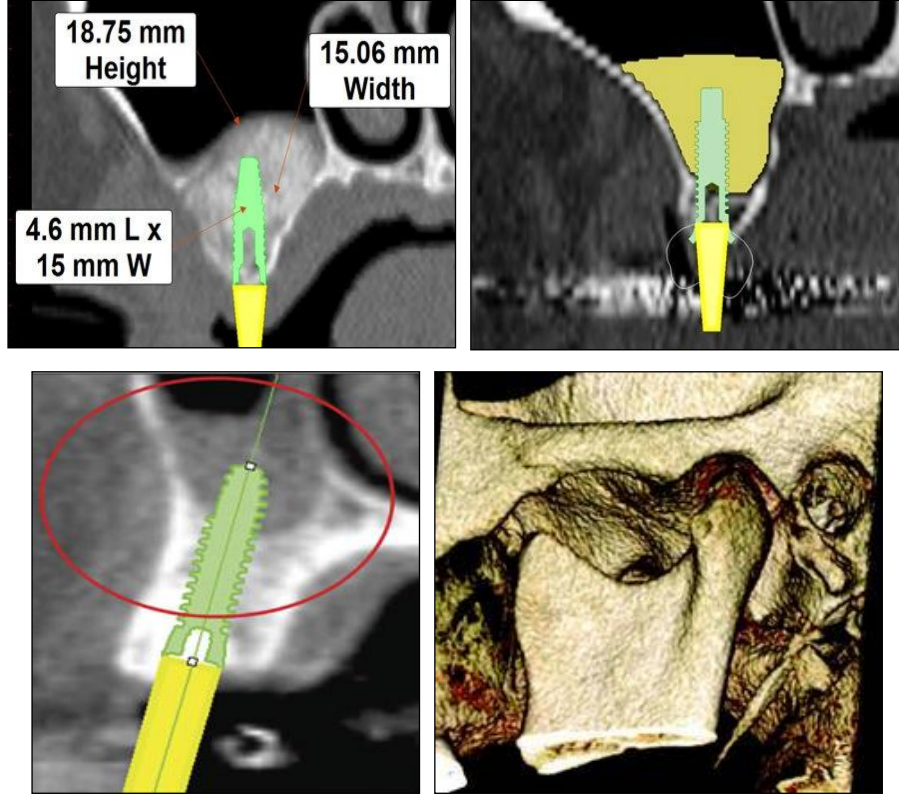
شكل (1-21): بعض أنواع جهاز CBCT

من المعروف أنه كلما نقص حجم الـ Voxel أو قطر الـ Pixel ازدادت الدقة (Scarf 2009) و (Pauwels 2012)، وكل من هذين العنصرين يحتوي على كمية من المعلومات تقاس بالـ Bit. وصل حجم الـ Voxel في الأجيال الجديد حتى 0.07mm كما في جهاز NewTom 3G وازدادت

القيمة الموافقة من 8 Bits في الأجيال المبكرة حتى وصلت إلى 16Bits كما في جهاز PreXion

3D (Scarf 2009).

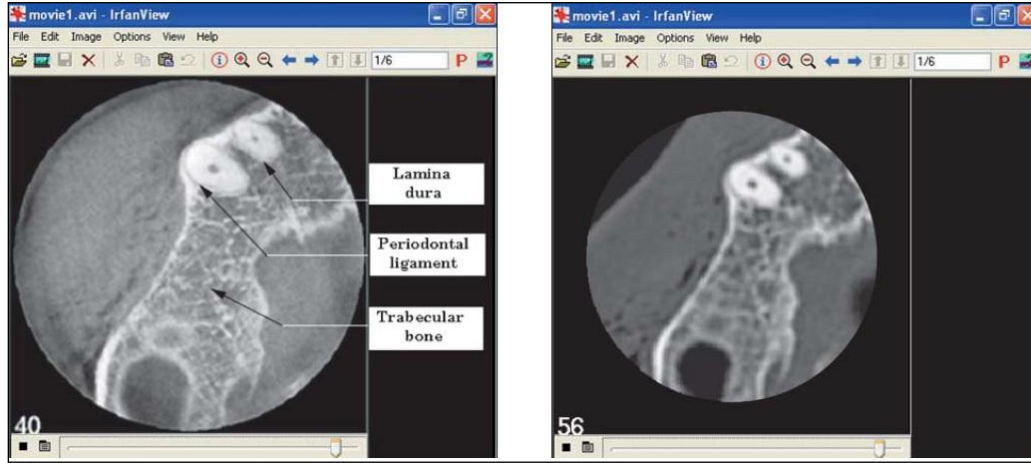
- CBCT والتقنيات الأخرى، محاسن ومساوئ: تتميز هذه التقنية عن التصوير الحزوني بكمية الأشعة الأقل المطلوبة للتصوير كما يتميز بجودة الصورة ثلاثية الأبعاد. تطورت البرامج الملحقة بهذه التقنية إلى حد كبير سمح بإظهار تفاعلي Interactive للموجودات التشريحية رافقه قدرة كبيرة على العمل الافتراضي في حالات الجراحة البناية والتعويضية كما في الشكل (22-1).



شكل (22-1): الصور ثلاثية الأبعاد وخيارات التفاعل مع الصور

إن تقطيع الصورة ثلاثية الأبعاد إلى مقاطع متعددة يسبب التشوه لهذه المقاطع مهما بلغت دقة الجهاز وبالتالي يبقى التصوير الحزوني CT Spiral ومتعدد الشرائح MS-CT أفضل للدراسات المرجعية لسهولة ضمان جودة الصور وكون أول صورة يأخذها الجهاز هي

المقاطع ومن ثم يقوم بإعادة البناء ثلاثي الأبعاد كما ويتمتع بالدقة العالية Contrast Resolution والقدرة على التمييز بين جسمين قريبين في حال الكثافات المنخفضة (Fatemitabar 2010)، هذا وتعدّ قدرة CBCT محدودة أيضاً في الفصل بين النسيج العظمية والنسيج الضام بالمقارنة مع التقنيات الأخرى (Liang 2010) شكل رقم (1-23).

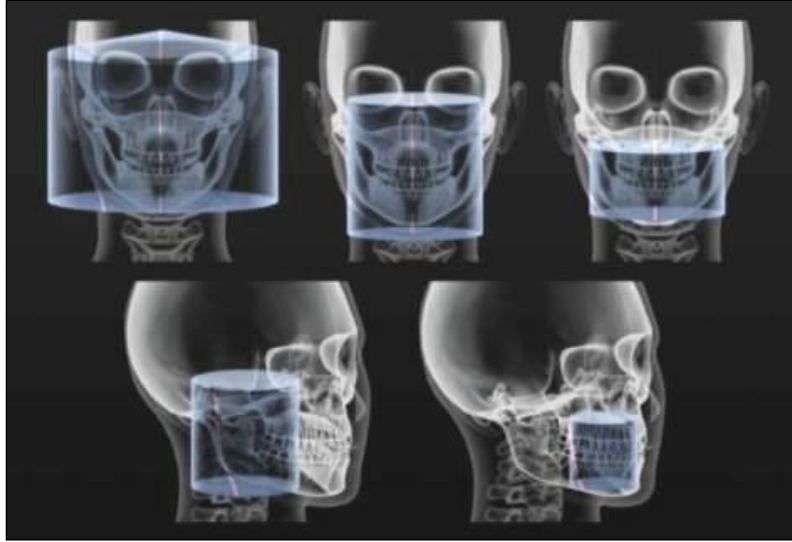


شكل (1-23): الصورة اليمنى مقطع محوري بالتصوير المقطعي المخروطي CBCT واليسرى نفس المقطع بالتصوير الطبقي المحوري متعدد الشرائح MS-CT ويلاحظ الدقة العالية في الأخيرة

تبلغ كمية الأشعة المستخدمة في أجهزة التصوير الطبقي المخروطي CBCT المتوفرة حتى عام 2009 ما بين 52 و 1025 ميكرو سيفرت (μS) وتعادل هذه القيمة مجموع 4 إلى 77 صورة بانورامية رقمية (Scarf 2009)، بينما وصلت الجرعة الفعالة في التصوير المخصص للأغراض السنية حالياً إلى ما بين 19 حتى $368 \mu\text{S}$ أي مجموع 2 إلى 30 صورة بانوراما رقمية وذلك تبعاً لنوع الجهاز وإعدادات التصوير المتبعة (Pauwels 2012). جدير بالذكر أن التصوير المخروطي يخفف كمية الأشعة بما يقارب 51% إلى 96% من الكمية المستخدمة في أجهزة التصوير الطبقي المحوري التقليدية Conventional CT (Ludlow 2005)، (Scarf 2009).

تتعلق كمية الأشعة التي يطلقها الجهاز بطريقة عمل منبع الأشعة، فمنها ما يطلق الحزمة مستمرة مثل WhiteFox و Vatech Uni3D و i-CAT ومنها ما يطلق الحزمة بطريقة نبضية مثل NewTom 3G مما يعطي كمية أقل ولكن تؤثر على دقة النتائج، كما وتلعب سرعة المسح دوراً كبيراً في ذلك ولكن ذلك يتعلق بطراز الجهاز أيضاً (Scarf 2009).

يمكن التحكم بالجرعة الشعاعية أيضاً من خلال التحكم بحقل الرؤية أو حجم المسح Field of View FOV أو Scan Volume ويوضح الشكل (1-24) ذلك، حيث يتم تحديد أبعاد الحزمة بحيث تغطي جزءاً محدداً فقط من الناحية المصورة مما يخفف من التعرض الشعاعي.



شكل (1-24): اختيار حجم المسح أو حجم الناحية المراد تصويرها

بيّن Grunheid وزملاؤه في دراستهم عام 2012 أن كمية الأشعة الفعالة المستخدمة في التصوير البانورامي الرقمي تتراوح بين 4.5 و 21.5 ميكروسيغرت وأن أجهزة CBCT المتوفرة تستخدم ما بين 64.7 وحتى 69.2 ميكروسيغرت باستخدام إعدادات دقة وحقل رؤية قياسية، بينما وصلت إلى 134.2 ميكرو سيغرت مع إعدادات حقل رؤية كبير ودقة عالية.

- بعض الدراسات السابقة التي تبين أهمية استخدام التصوير الطبقي المخروطي CBCT:

- استخدم Walker وزملاؤه عام 2005 التصوير الطبقي المخروطي CBCT في دراستهم لتحديد ثلاثي الأبعاد للأنياب المنظرة العلوية ووجدوا أن الدقة ممتازة في هذا المجال.
- بين Blake وزملاؤه عام 2008 أهمية استخدام CBCT في دراسة أبعاد الجيب الفكي قبل إجراء التداخلات المختلفة عليه مهما كانت.
- دراسة Barriviera وزملائه عام 2009، أثبتت فعالية CBCT في قياس ثخانة المخاطية الماضغة.
- حدد Naitoh وزملاؤه عام 2009 موقع الثقبية الذقنية بواسطة CBCT.
- استنتج Worthington وزملاؤه عام 2010 أن CBCT يوفر معلومات تشخيصية هامة جداً لتحديد خطة معالجة متكاملة قبل الزرع السني.
- وجد Liang عام 2010 أن CBCT ذو قيمة كبيرة ولكنه أقل دقة من التصوير الطبقي المحوري متعدد الشرائح Multi-Slice CT.
- بين Fatemitabar وزميله عام 2010 أن CBCT يصل إلى دقة التصوير الطبقي المحوري CT64.
- بين Sherrard وزملاؤه عام 2010 أهمية ومصادقية CBCT في تحديد طول القناة الجذرية.
- درس Huang وزملاؤه عام 2010 جذر الرحي الأولى السفلية ونظامها القنيوي وبين أهمية تقنية CBCT في إطار المعالجات اللبية.
- أظهرت دراسة Venturin وزملائه عام 2010 أهمية CBCT في تقييم اضطرابات المفصل الفكي الصدغي ووضع خطة المعالجة المناسبة.

- بيّن Chiang عام 2011 أنه يمكن التنبؤ بالكثافة المعدنية للعظم BMD بواسطة CBCT من خلال ارتباطه القوي مع قيم قياس الكثافة المعدنية باستخدام تقنية DXA وبالتالي التنبؤ بترقق العظام.
- بالمقابل وجد Hohlweg-Majert عام 2011 أن تصوير CBCT خياراً جيداً لتحري كتلة العظم Bone Mass ولكنه لايفيد في تحري نوعية العظم.
- وجد Kang وزملاؤه عام 2011 أن CBCT هام جداً في التقييم الكمي والنوعي ودراسة الخصائص التشريحية قبل عملية رفع الجيب الفكي وخاصةً بالمدخل الجانبي.
- استنتج Pires عام 2012 أن CBCT أفضل من التصوير البانورامي الرقمي في تحديد موقع وقطر القناة السنية السفلية.
- وجد Ivekovic عام 2012 أن القياسات الحجمية في CBCT دقيقة مقارنة مع التصوير الدقيق Micro CT.
- أدرج Benavides عام 2012 في مقالته نتائج المؤتمر العالمي لزراعي الأسنان ICOI الذي عُقد عام 2012 والذي أوصى باستخدام التصوير CBCT في أي عملية زرع سني في الفك العلوي.
- بيّن Yoshimine عام 2012 ضرورة إجراء صورة CBCT في حال العمل على المنطقة الخلفية من الفك العلوي.
- بيّن Garcia عام 2012 أيضاً أن قياس الكثافة العظمية الشعاعية بواسطة CBCT ذو مصداقية عالية لدى مقارنته مع الدراسات الشكلية النسيجية المجراة بالتصوير الدقيق Micro CT.

- وجد Kropil وزملاؤه عام 2012 أن CBCT تقنية غير راضية مهمة جداً للتشخيص وتقييم شفاء العيوب العظمية، كما أن الارتباط كان عالياً بين قيم الكثافة المقاسة شعاعياً والموجودات النسيجية لتشكل العظم الجديد ($r=0.74, P<0.001$).
- كما بينت دراسات كلٍ من (Vaidya 2012) و (Madhav 2012) و (Munish 2012) دقة التصوير المقطعي المخروطي CBCT في حساب الكثافة العظمية الشعاعية كمعبرٍ أساسي عن نوعية العظم وخصائصه الميكانيكية.
- بالرغم من التطور الكبير الحاصل في تقنيات التصوير الشعاعي الطبقي المحوري العادي والمخروطي في مجال التقييم الكمي للأبعاد والنوعي للكثافات العظمية، إلا أن هناك تضارباً في الآراء حول قدرتها على كشف التغيرات الحاصلة في العظم السنخي بعد التطعيم العظمي وذلك ضمن مادة الطعم نفسها، حيث لم تُعبر الصور الشعاعية عن محتوى الطعم المستخدم وبالتالي هناك صعوبة في تقييم شفاء الطعوم العظمية بالطرق الشعاعية (Alfaro 2006)، (Khoury 2007)، (Lynch 2008)، (Jensen 2006)، (Avila 2011).
- يتم تقييم شفاء الطعوم العظمية بشكلٍ علميٍّ مؤكّدٍ حالياً بالدراسات الشكلية النسيجية Histomorphometric Studies لتحري نسبة النسيج العظمي المتشكل New Bone / Vital Bone، ونسبة مادة الطعم المتبقية Residual Graft Material، ونسبة النسيج الضام غير المتمعدن Non-mineralized Connective Tissue. تتم هذه الدراسات في مخابر التشريح المرضي للعينات المستخلصة بعمليةٍ راضيةٍ بعد الفتح الجراحي وخاصةً في حالات رفع الجيب مع التطعيم والزرع المتأخر (Galiano-Moreno 2012)، (Esfahanzadeh 2012) كما في الشكل (1-25)، أو بواسطة التصوير الطبقي الدقيق Micro CT للعينات النسيجية (Garcia 2012).



شكل (1-25): أخذ العينات العظمية لبعض أنواع الدراسات الشكلية النسيجية أو لاستخلاص الطعوم الذاتية (Alfaro 2006)

يمكن للجراح ذي الخبرة تقييم المرحلة التي وصل إليها شفاء الطعم بعد تطبيق أدوات الحفر لتحضير مهد الزرعة ضمن مادة الطعم نفسها وذلك بعد مضي فترة تتراوح بين 3-6 أشهر (Alfaro 2006) أو 6-12 شهر في أحوال أخرى (Jensen 2006)، ولكن الحصول على معلومات قبل جراحية مؤكدة حول محتوى الطعم العظمي ومرحلة شفائه بطريقة غير راضية مازالت تشكل تحدياً في الممارسة اليومية مع قصور الوسائل الشعاعية في هذا المجال.

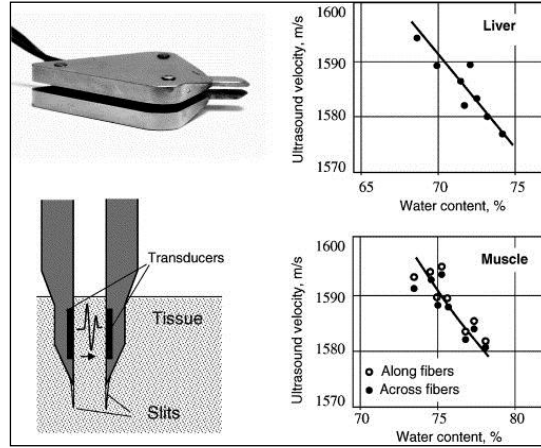
ومع ذلك أجرى Lee وزملاؤه عام 2011 دراسة قاموا فيها بتطبيق الطعوم لرفع 15 جيباً فكيّاً عند 15 مريضاً. استخدم مزيجاً مكوناً من الطعم الذاتي والطعم الصناعي من الهيدروكسي أباتيت HA بنسبة 50:50. امتدت فترة المراقبة إلى 152 أسبوعاً قام فيها بمقارنة قيم الكثافة العظمية الشعاعية لمادة الطعم مع المعطيات النسيجية واستنتج أن المعطيات الشعاعية تعبر عن المحتوى المعدني والنسيجي لمادة الطعم.

1-5-4- قياس سرعة الصوت Speed of Sound SOS:

رغم انتشار تقنية CBCT كوسيلة سهلة ومتوفرة وقليلة التكلفة، إلا أن خطر التعرض للأشعة السينية مازال يشكل محدداً لاستخدامها بشكل آمن (Grunheid 2012)، كما وأن محدودية قدرتها على كشف التغيرات ضمن مناطق التطعيم العظمي باتت واضحة (Jensen 2006)، (Garcia 2012).

في خطوة لتفادي التعرض للأشعة السينية، بدأت أولى خطوات تحري الخصائص الداخلية للأنسجة باستخدام سرعة الأمواج فوق الصوتية Ultrasound Transmission Velocity منذ عام 1981 (Klein 2008)، وفي العام 2000 قام Njeh وزملاؤه بدراسة الكسور العظمية مخبرياً على حيوان التجربة باستخدام جهاز لقياس سرعة الصوت Speed of Sound SOS.

في عام 2003 درس Carstanjen وزملاؤه العلاقة بين قياس سرعة الصوت ضمن العظم وقياس الكثافة المعدنية العظمية باستخدام مقياس الكثافة العظمية ثنائي الطاقة DXA على الأحصنة واستنتج كفاءة قياس سرعة الصوت في تحري الخصائص الميكانيكية للعظم، كما درس Sarvazian وزملاؤه عام 2005 تغيرات سرعة الصوت حسب نوع النسيج المدروس ومحتواه من السوائل مخبرياً على حيوان التجربة أيضاً ووجد أن سرعة الصوت تراوحت بين 1575-1590 m/s في النسيج الرخوة كالعضلات شكل رقم (1-26).

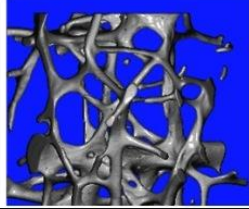
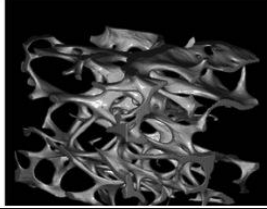
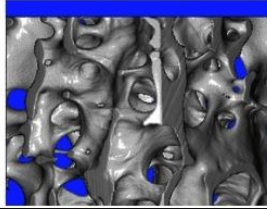


شكل (1-26): تغير قيم سرعة الصوت باختلاف النسيج

وفي العام نفسه درس Rose وزملاؤه فائدة قياس سرعة الصوت SOS لتحري نضوج العظم القشري مقارنةً مع الخصائص الميكانيكية في الفك السفلي عند الخنازير وكانت النتائج واعدة جداً.

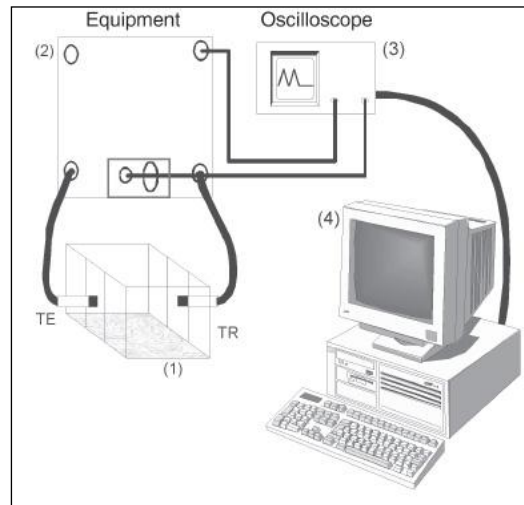
قام Al-Haffar وزملاؤه في عام 2006 بدراسةٍ لاستخدام سرعة الصوت (SOS) كأداة تشخيصٍ فوق صوتيةٍ جديدةٍ وآمنةٍ لتقييم نوعية العظم في الفك السفلي قبل الزرع السني، وتمت الدراسة مخبرياً على 14 فكٍ سفلي مستأصلٍ من الجثث لتحري الارتباط بين قيم الكثافة المعدنية العظمية الموضعية BMD Local و SOS وكان الارتباط خطياً قوياً ($r=0.68$)، وتم تصنيف العظم إلى ثلاث فئاتٍ وفقاً لقياسات سرعة الصوت ضمنه كما في

الشكل (1-27).

1500-2000m/s	2000-2500m/s	>2500m/s
خطر فشل الزرعة	انتظار التشابك العظمي	تحميل فوري
		

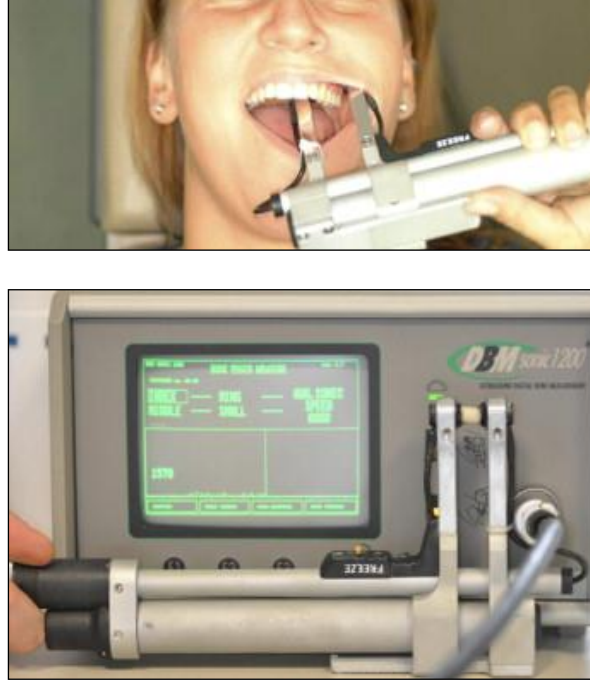
شكل (1-27): تصنيف العظم وفقاً لقيم SOS

يعتمد مبدأ قياس سرعة الصوت SOS أو سرعة النقل فوق الصوتي Ultrasound Transmission Velocity UTV على إطلاق إشارة على شكل نبضة فوق صوتية من قطب مرسل ضمن وسط مادي ضروري لنقل هذه الإشارة كالماء أو العضلات أو العظم إذ لا تنتقل هذه النبضات في الهواء شكل رقم (1-28)، ويتم استقبال الإشارة من قطب مستقبل وحساب سرعة انتقالها عبر الوسط وفقاً للزمن وسماكة الوسط أي المسافة بين القطبين (Al-Haffar 2006). اعتُبرت هذه التقنية ذات أهمية بالغة في تحري الخصائص الميكانيكية للنسيج العظمي كمعيار أساسي قبل الزرع السني (Klein 2008).



شكل (1-28): شكل ترسيمي لمبدأ قياس سرعة الصوت

تمت أول دراسة سريرية داخل فموية عند البشر عام 2008 قام بها Klein وزملاؤه، حيث أجرى قياسات لسرعة الصوت ضمن العظم السنخي في 6 مناطق مختلفة مختارة عند 108 مرضى ووزع نتائج قياساته على فئات العمر والجنس والفك والناحية المقاسة شكل رقم (1-29).



شكل (1-29): جهاز قياس سرعة الصوت المستخدم سريرياً (DBM sonic 1200, Italy) (Klein 2008)

درس Veltri وزملاؤه عام 2010 العلاقة بين قيم SOS وقيم عزم إدخال الزرعات السنية Insertion Torque عند الأرناب واستنتج أن قياس سرعة الصوت وسيلة قبل جراحية آمنة ومفيدة في تقييم خصائص العظم الميكانيكية.

استنتج Kumar وزملاؤه في دراستهم عام 2011 أن تقنية قياس سرعة الصوت يمكن أن تميز بين أنماط مختلفة من العظم وذلك لدى مقارنتها مع نتائج تحليل تواتر رنين الزرعات Resonance Frequency Analysis RFA مخبرياً على أنماط عظمية مختلفة.

قام Kämmerer وزملاؤه عام 2012 بتحري قيم سرعة الصوت وعلاقتها مع قيم الكثافة العظمية في التصوير الدقيق Micro-CT والتصوير الطبقي المخروطي CBCT والدراسة النسيجية على العظم القشري والاسفنجي والمختلط مخبرياً وكانت نتائج علاقات الارتباط هامة إحصائياً.

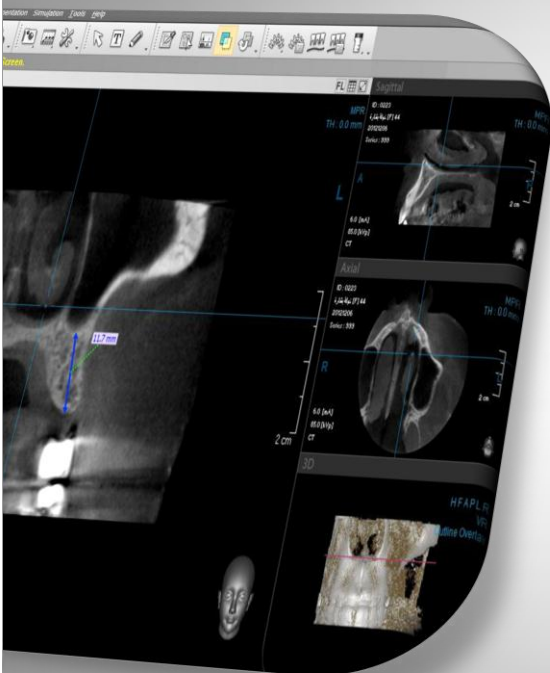
سيتم في هذه الدراسة تقييم فعالية هذه الطريقة على البشر كوسيلة آمنة وبسيطة في تحري نوعية عظم الفك العلوي المتوفر وإمكانية دراسة شفاء الطعوم العظمية المطبقة في حالات رفع الجيب الفكي عن طريقها.

[Materials and Methods]



2

مواد وطرق البحث



2- مواد وطرائق البحث:

1-2- عينة الدراسة:

1-1-2- وصف العينة:

أُجريت الدراسة وفقاً لأهداف البحث على عينتين:

- العينة الأولى أو عينة الدراسة الشعاعية: يكون الفقد عند المرضى في أي منطقة

من الفك العلوي سواءً كان خلفياً (الضواحك والأرحاء) أو أمامياً (قواطع وأنياب)

بشرط توفر كمية كافية من العظم السنخي بارتفاع أكبر أو يساوي 8 مم، تضمنت

هذه العينة 25 مريضاً من المرضى المراجعين لعيادة زرع الأسنان في كلية طب

الأسنان بجامعة دمشق وذلك خلال العام الدراسي 2011-2012 من كلا الجنسين

(16 ذكراً و 9 إناث). جدول رقم (1-2) ومخطط رقم (1-2) تراوحت أعمارهم بين 25

سنة و 52 سنة كما في الجدول رقم (2-2).

- العينة الثانية أو عينة رفع الجيب الفكي مع التطعيم: يكون الفقد عند المرضى في

منطقة الضواحك و/أو الأرحاء العلوية (مفرداً أو متعدداً أو خلفياً حراً). تضمنت

هذه العينة 20 حالة رفع جيب فكي مع الطعوم مطبقة على 20 مريضاً راجعوا

عيادة زرع الأسنان في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق لإجراء عملية رفع الجيب

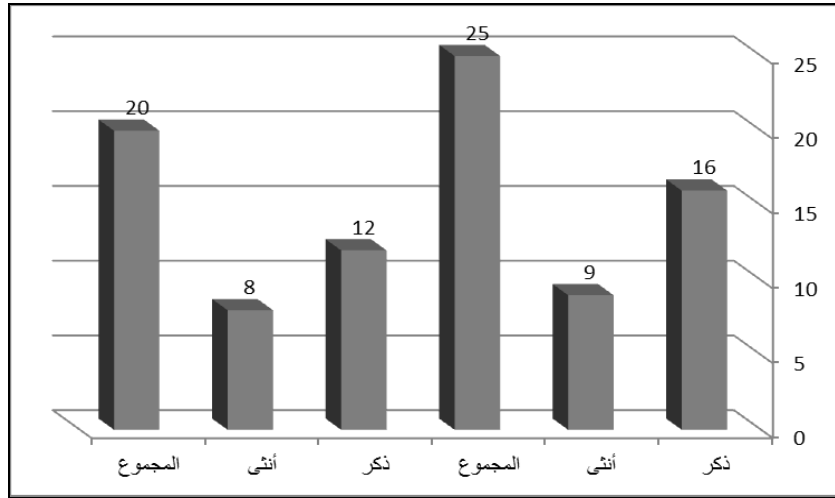
الفكي بالتطعيم والزرع المتأخر خلال العامين الدراسيين 2011-2012 و 2012-2013

من كلا الجنسين (12 ذكراً و 8 إناث) تراوحت أعمارهم بين 33 و 52 سنة كما في

الجدولين (1-2) و (2-2) ومخطط رقم (1-2).

جدول (1-2): يبين توزع مرضى عينة البحث وفقاً لجنس المريض

العينة	جنس المريض	عدد المرضى	النسبة المئوية
الأولى	ذكر	16	64
	أنثى	9	36
	المجموع	25	100
الثانية	ذكر	12	60
	أنثى	8	40
	المجموع	20	100



مخطط رقم (1-2): يمثل توزع مرضى عينة البحث وفقاً لجنس المريض

جدول (2-2): يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لأعمار مرضى عينة البحث (بالسنوات)

وفقاً لجنس المريض

العينة	جنس المريض	عدد المرضى	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
الأولى	ذكر	16	25	52	40.31	4.79
	أنثى	9	33	46	39.55	7.52
	المجموع	25	25	52	40.04	6.57
الثانية	ذكر	12	36	52	43.36	5.31
	أنثى	8	33	46	39.55	4.79
	المجموع	20	33	52	41.65	5.32

- يلاحظ وجود مرضى يمكن ضمهم إلى قسمي العينة إذ أن وحدة الاعتيان (الوحدة

المدرسة) في العينة الأولى هي الناحية المستهدفة (منطقة الفقد) وليس المريض.

إن المريض الذي يوجد لديه فقد في المنطقة الأمامية أو منطقة الضواحك مع

سماكة عظم كافية وكذلك فقد في منطقة الأرحاء مع وجود استطبابٍ لرفع الجيب الفكي سواءً في نفس الجهة أو في الجهة المقابلة يمكن أن يدرس في عيني الدراسة.

2-1-2- معايير اختيار مرضى البحث:

- المرضى البالغون الذين تتراوح أعمارهم بين 25 و 60 عاماً.
- يجب أن يكون الفقد في الفك العلوي أمامياً أو خلفياً مع سماكة عظم كافية (8 مم على الأقل) لتتم الدراسة ضمن العينة الأولى، أو منطقة الضواحك و/أو الأرحاء العلوية مع وجود استطبابٍ لعملية رفع الجيب الفكي بالتطعيم لتتم الدراسة ضمن العينة الثانية.
- التمتع بحالةٍ صحيّةٍ جيّدةٍ (عدم وجود أمراضٍ جهازيةٍ كالداء السكريّ أو اضطراباتٍ قلبيةٍ وعائيةٍ أو ابيضاض الدم)، أو أن يكون المريض ضمن التصنيف I (شخص طبيعي دون أي اضطراب جهازية) أو II (مريض يعاني من اضطراب جهازية طفيف) وفقاً لجمعية أطباء التخدير الأمريكية ASA.

2-1-3- معايير الإقصاء:

- النساء الحوامل لتلافي التعرّض غير الضروري للأشعة السينية.
- المريض المدخن لأكثر من 10 سجائر يومياً (مضاد استطباب نسبي)

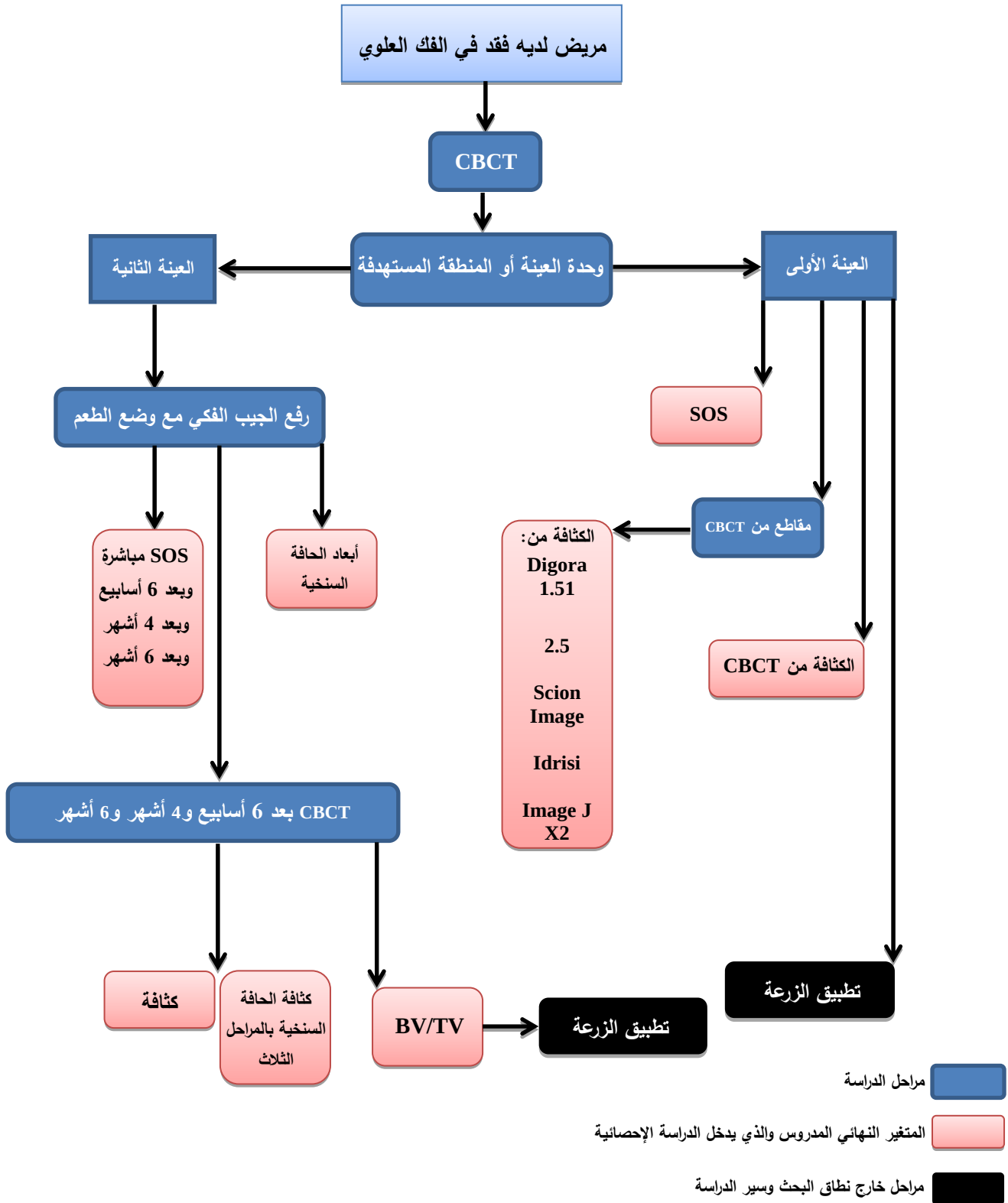
(Avila et al 2010 B), (Levin et al 2004).

- المريض الكحولي.
- الحالات المرضية الحادة أو المزمنة في الجيب الفكي.
- تناول الصادات الحيوية لفترة تتجاوز الأسبوعين خلال الأشهر الثلاثة التي تسبق الفحص الأولي.
- تناول أدوية تؤثر على الاستقلاب العظمي ولفترة طويلة كالستيروئيدات القشرية ومضادات الحموضة ومضادات الاختلاج والذهان.
- وجود عرنٍ عظمي في المنطقة الهدف.
- فتحة الفم المحدودة التي لا تسمح بتطبيق جهاز قياس سرعة الصوت ضمن الفم وخاصة في المنطقة الخلفية.
- قبة الحنك الضحلة التي تمنع تموضع الجهاز بحيث تمر النبضات الصوتية ضمن جوف الجيب الفكي.

لدى موافاة المرضى للشروط آنفة الذكر يتم شرح أهمية العمل المجرى لكل مريض ومدى فائدته للبحث العلمي مع التنويه بعدم وجود أذيات أو اختلاطات خطيرة على صحة المريض وبعد موافقتهم على الانضمام إلى الدراسة يُطلب منهم التوقيع على موافقة خطية معلّمة Informed Consent في نهاية الاستمارة الخاصة بالبحث والتي سيرد ذكرها في باب الملاحق.

2-2- تصميم الدراسة Study Design:

هذه الدراسة سريرية تجريبية مفتوحة ستتم على عينتين، الأولى تتم الدراسة فيها شعاعياً وسريرياً والثانية شعاعياً وسريرياً ونسجياً. يوضح المخطط (2-2) تنظيم الدراسة وتفاصيل مراحلها.



مخطط رقم (2-2): يبين تصميم وتنظيم الدراسة

3-2- مواد البحث:

1-3-2- أدوات الفحص السريري: مرآة، مسبر، ملقط وحيدة الاستخدام المستخدمة قسم طب

الفم في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق، شكل رقم (1-2).



شكل رقم (1-2): أدوات الفحص السريري المستخدمة في الدراسة

2-3-2- جهاز التصوير البانورامي المستخدم: Gendex ألماني الصنع المستخدم في عيادة

الأشعة في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق، شكل (2-2).



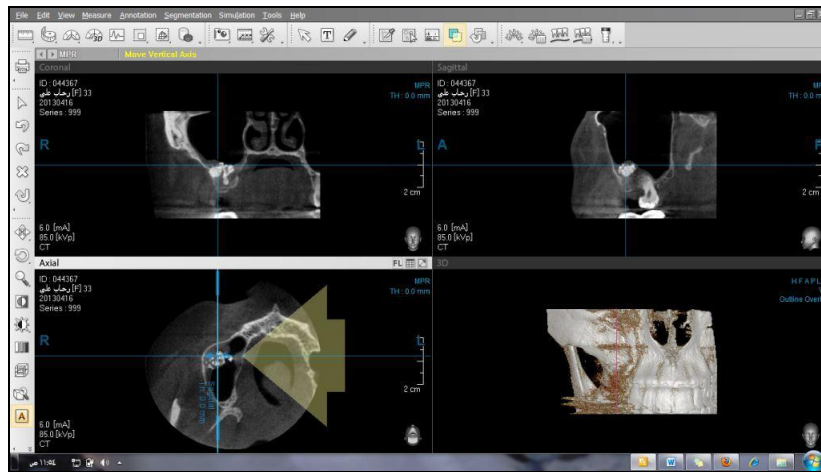
شكل رقم (2-2): جهاز التصوير البانورامي الرقمي المستخدم في البحث

2-3-3- جهاز التصوير الشعاعي ذي الحزمة المخروطية المستخدم:

من طراز Vatech Uni3D كوري الصنع مبين في الشكل رقم (2-3) وهو موجود في عيادة خاصة للتشخيص الشعاعي، وتبلغ الجرعة الفعالة حسب مواصفات الجهاز 98 μ S أي ما يعادل 6 صور بانورامية رقمية. يستخدم الجهاز برنامج (Ez3D 2009, 3D Imaging Dental Software, Korea). شكل (2-4).



شكل (2-3): جهاز CBCT المستخدم في الدراسة



شكل (2-4): واجهة برنامج جهاز CBCT المستخدم

2-3-4- الأدوات الجراحية المستخدمة في مرحلة العمل السريري:

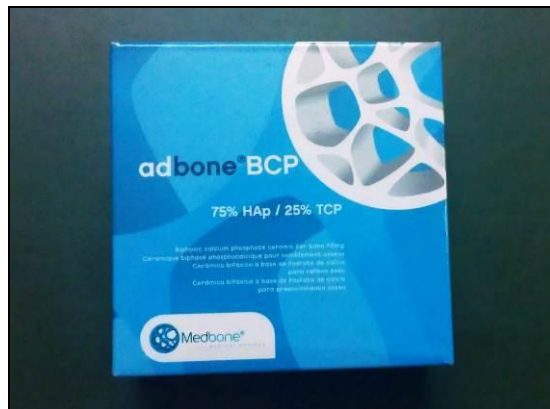
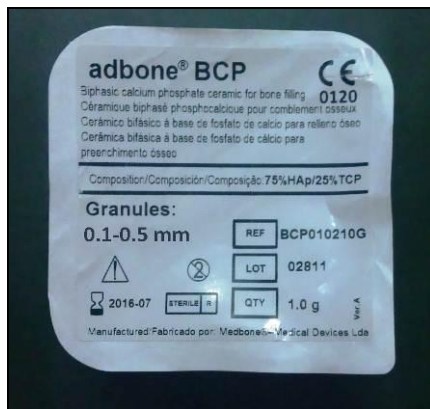
تتضمن أدوات الجراحة الأساسية وأدوات رفع الجيب الفكي شكل رقم (2-5).



شكل رقم (2-5): طاولة الأدوات الجراحية وأدوات رفع الجيب المستخدمة

2-3-5- الطعوم العظمية المستخدمة:

استخدم طعم adbone®BCP من شركة Medbone® البرتغالية، وهو على شكل حبيبات يتراوح قطرها بين 0.1-0.5 مم. يتكون من 75% هيدروكسي الأباتيت و 25% فوسفات الكالسيوم الثلاثية، شكل (2-6).



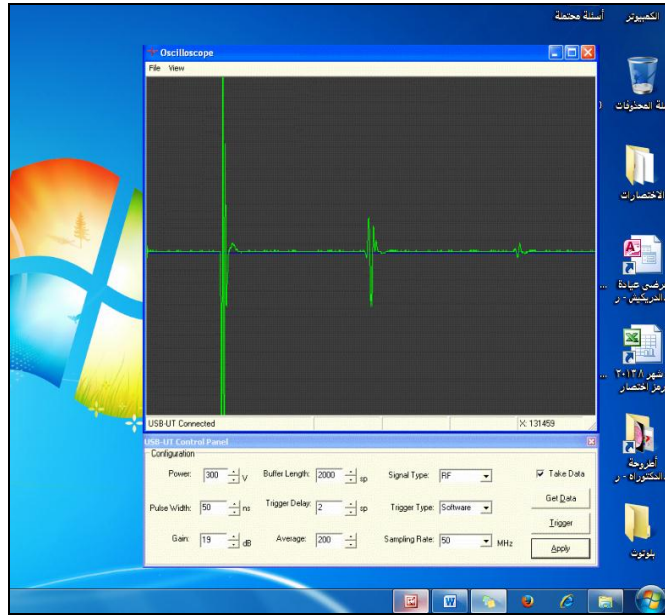
شكل (2-6): الطعم المستخدم في الدراسة

2-3-6- جهاز قياس سرعة الصوت المستخدم:

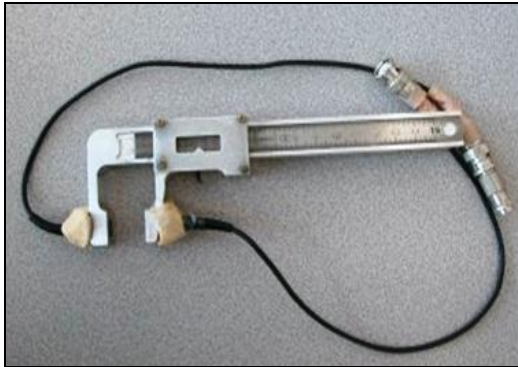
وهو النسخة التجريبية Prototype الوحيدة المتوفرة والتي تعود للمشرف المشارك على الدراسة. يتألف الجهاز من مولدٍ للأمواج فوق الصوتية Ultrasound Generator يخرج منه قطبان الأول مرسل والآخر مستقبل يحتوي كلٌ منهما على حساسٍ خاص Ultrasound Transducer/Detector مبين في الشكل (2-7) كما يتصل مع معالجٍ ينقل المعلومات للحاسب المزود ببرنامج خاص لقراءة النتائج، شكل (2-8). يتم تثبيت قطبي جهاز قياس سرعة الصوت على طرفي مسطرة هندسية (القدم القنوية) أو Caliper كما في الشكل (2-9) وقد استخدمت عدة مساطر بما يناسب فتحة الفم عند مرضى الدراسة. يُطلق الجهاز المولّد عبر القطب المرسل موجة فوق صوتية مستمرة بتردد 1.6 ميغا هرتز باتجاه القطب الآخر ويقوم معالج الجهاز بقياس سرعة وصول الموجات من القطب المرسل إلى القطب المستقبل ويرسلها للحاسب. تعمل حالياً شركة Satelec الفرنسية على تطوير نسختها تحت الاسم التجاري Satelec S.



شكل (2-7): مولد الأمواج فوق الصوتية ومحتوى رأس قطبي الجهاز مرسل/مستقبل



شكل (2-8): نتيجة قراءة سرعة الصوت على الحاسب على شكل قيمة رقمية ومخطط نموذج الموجة



شكل (2-9): تثبيت قطبي جهاز قياس سرعة الصوت ضمن العظم المستخدم في الدراسة وقد استخدم على عدة حوامل بما

يناسب فتحة الفم

2-3-7- السنبلة المستخدمة لأخذ العينة العظمية:

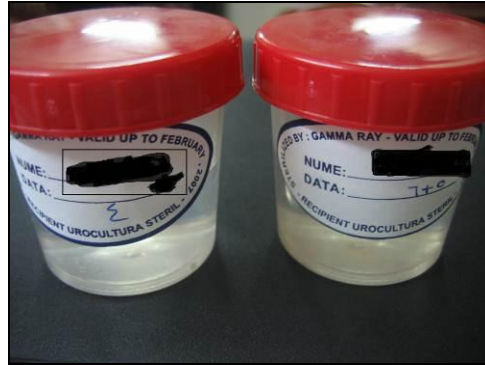
سنبلة مفرغة مصممة خصيصاً لأخذ عينة من مادة الطعم في مكان الزرع بقطر إجمالي قدره 2.2 مم وقطر داخلي 1.8 مم ألمانية الصنع من نوع Medicon® شكل رقم (2-10).



شكل رقم (2-10): السنبلة المستخدمة في أخذ العينة العظمية

2-3-8- عبوات بلاستيكية لحفظ العينات العظمية:

تحتوي على الفورمول الممدد بنسبة 10% بهدف حفظ العينات النسيجية، شكل رقم (2-11).



شكل رقم (2-11): علب الفورمول المستخدمة لحفظ العينة العظمية

2-3-9- المجهر الضوئي المستخدم في الدراسة النسيجية:

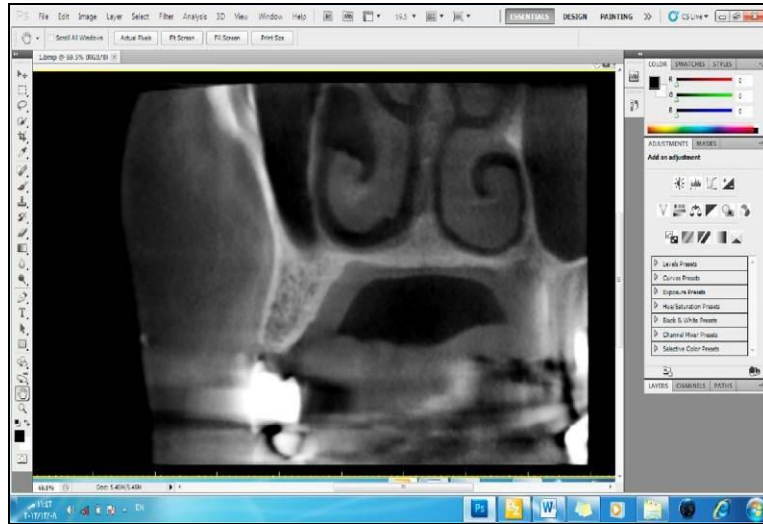
مجهر متصل مع كاميرا رقمية مستخدم في قسم النسيج والتشريح المرضي في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق من صنع ياباني من نوع Kyowa® Medilux-20 شكل رقم (2-12).



شكل رقم (2-12): المجهر الضوئي المستخدم في الدراسة مع الكاميرا الرقمية

10-3-2 - برنامج Adobe Photoshop CS5:

الهدف من استخدامه إجراء بعض التعديلات على الصورة الشعاعية تمهيداً لإدخالها في برامج قياس الكثافة الشعاعية التي سَنُدْرُس ونرى في الشكل رقم (2-13) مثلاً على ذلك.



شكل رقم (2-13): برنامج الفوتوشوب المستخدم في الدراسة

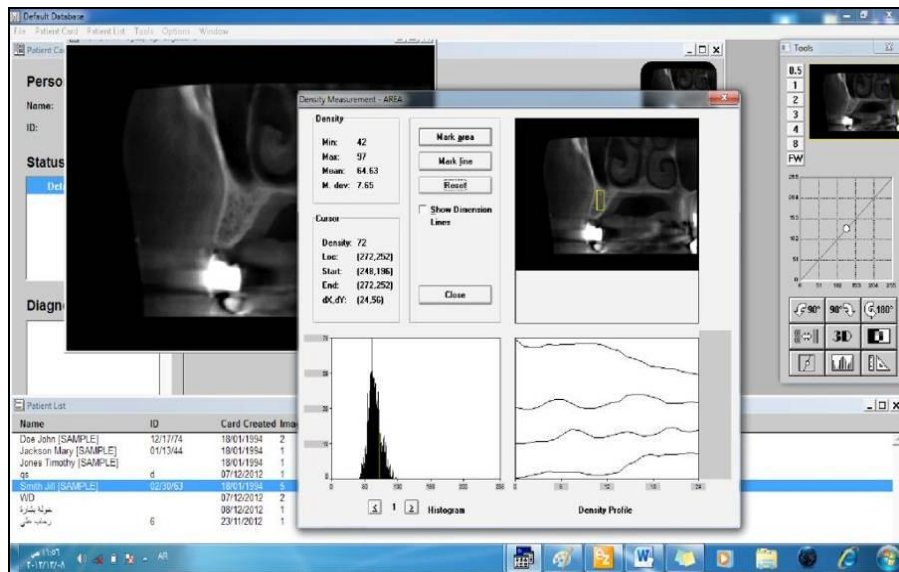
11-3-2 - برامج قياس الكثافة الشعاعية العظمية المستخدمة:

- تم دراسة 4 برامج مختلفة وإصدارين من برنامج واحد وهو برنامج (Digora for windows,

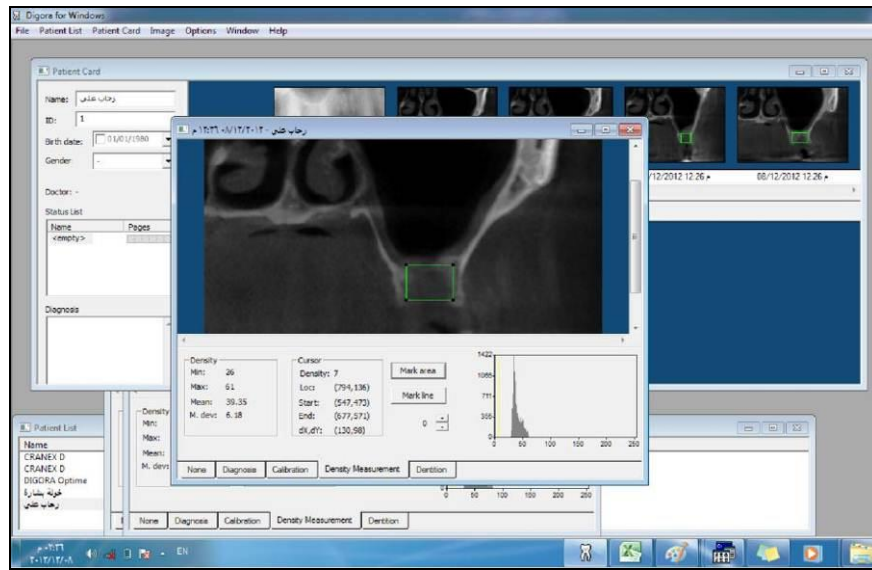
Sordex medical system) كما في الشكل رقم (2-14).

يبدو على يسار واجهة البرنامج مربع يعطي قيم الكثافة Density بحدّها الأعلى Max والأدنى Min والمتوسط الحسابي Mean والانحراف المعياري M. dev. وفي الوسط الصّورة الشعاعية المدروسة بالإضافة إلى مخطّط الصّورة Histogram ومخطّط آخر يبيّن كيفية توزّع الكثافات Profile of density. أمّا على يمين الواجهة يوجد شريط الأدوات الذي يمكننا من القياس والتحكّم بالسّطوع ودرجة الألوان.

استُخدم الإصداران Version 1.51 و Version 2.5 شكل رقم (2-15) للمقارنة مع الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بالتصوير المقطعي CBCT. توجد أيضاً النسخة 2.7 ولكنها مجرد تحديث بسيط في النسخة 2.5 فهي تتمتع بالمواصفات والواجهات والخيارات نفسها.

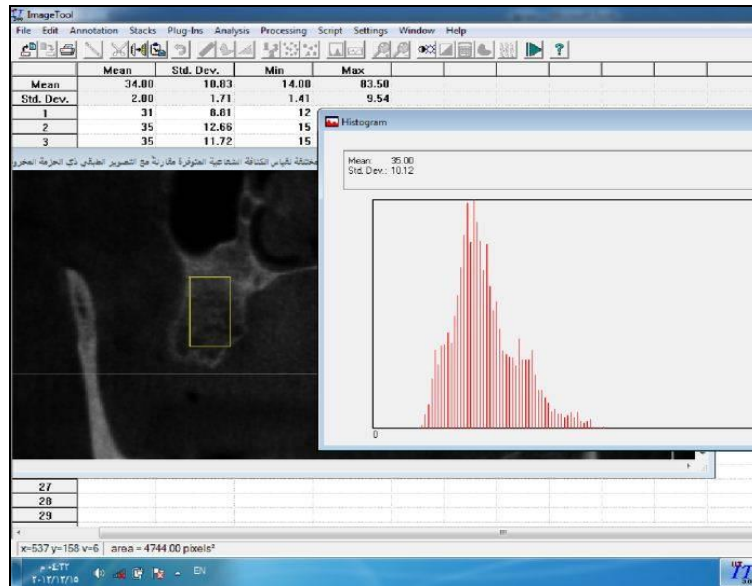


شكل (2-14): واجهة برنامج الديجورا 1.51



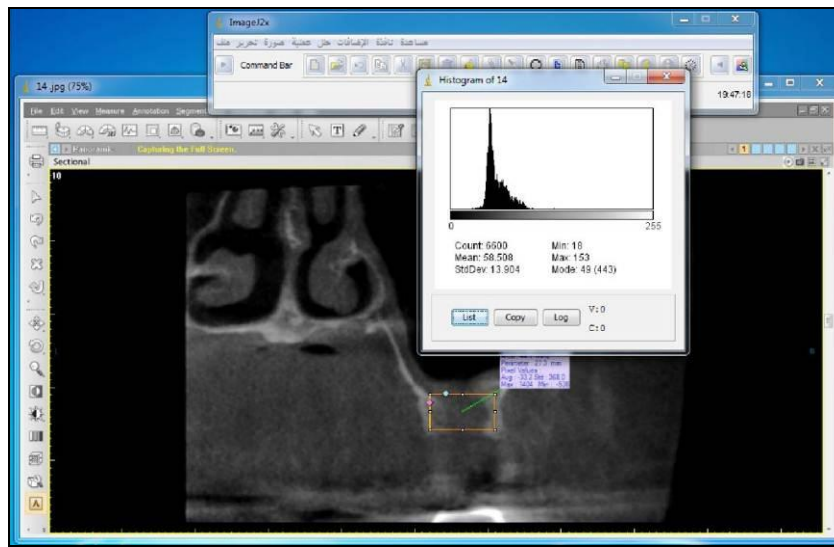
شكل رقم (2-15): واجهة برنامج الديجورا 2.5

- استخدم أيضاً برنامج Scion Image®، ويستخدم في قياس الكثافة العظمية الشعاعية عن طريق قياس متوسط قيم درجات اللون الرمادي Grayscale measurement لجميع وحدات الصورة "Pixels" المشمولة ضمن منطقة الاهتمام ROI (Ay et al 2005)، شكل رقم (2-16).



شكل رقم (2-16): برنامج Scion Image

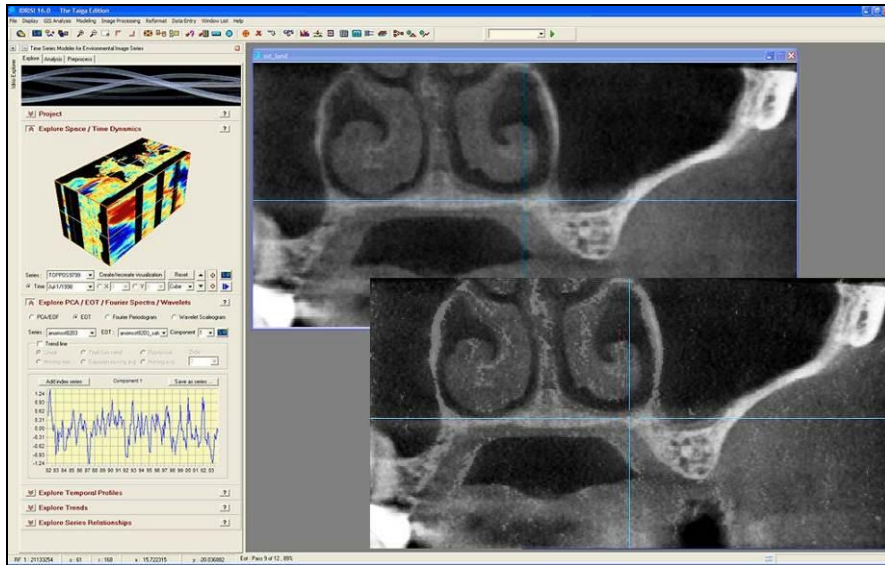
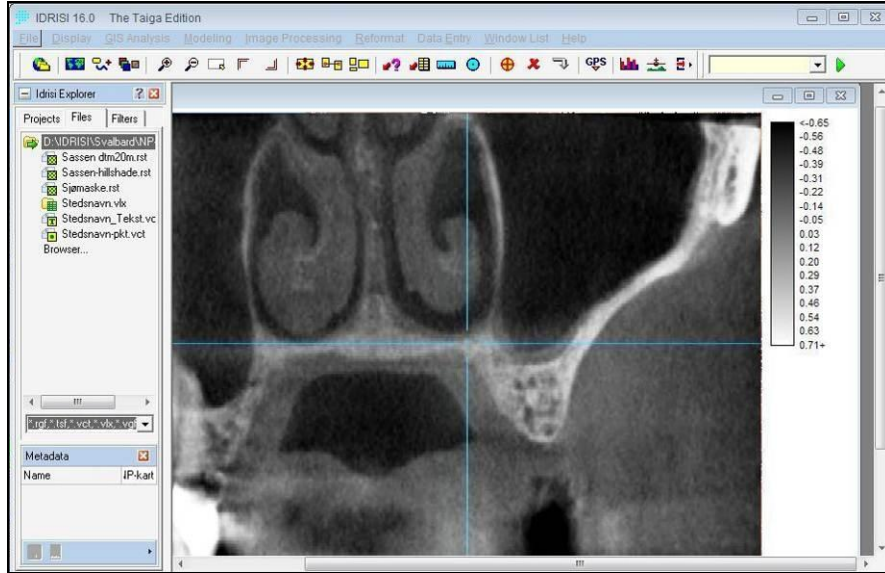
- برنامج (ImageJ X2®, Bethesda, USA) النسخة X2 وهو برنامج يُستخدم أيضاً في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق للدراسات الشكلية النسيجية في المحضرات النسيجية العادية. يمكن من خلاله حساب مساحات سطوح أنسجة معينة كالعظم الجديد في الطعوم العظمية ضمن المحضرات (Egan 2012)، ويمكن أن يستخدم أيضاً لحساب الأبعاد والكثافات العظمية (Breban 2010)، شكل (2-17).



شكل رقم (2-17): برنامج Image J

- برنامج (Idrisi Kilimanjaro®, Clark Lab, Clark University, USA)، وهو برنامج متخصص من صنع المخابر التابعة لجامعة Clark في الولايات المتحدة الأمريكية. بدأ استخدام الأصدارات الأولى لبرنامج Idrisi منذ عام 1994 كمشروع للدراسات الجغرافية وتطور مع الوقت لدراسة التفاصيل الدقيقة لصور الأقمار الصناعية حيث تتميز الإصدارات الحديثة منه بالقدرة العالية على تعزيز إظهار موجودات الصور ودراسة تفاصيلها الدقيقة. في عام 2005 تم استخدامه في مجال طب الأسنان لدراسة الكثافات العظمية في مناطق الانتدخال العظمي

Osseointegration Sites على الصور الشعاعية وكانت النتائج واعدة جداً (Mohammed et al (2012، شكل رقم (2-18).



شكل رقم (2-18): برنامج Idrisi Kilimanjaro

2-3-12- البرنامج المستخدم للتحليل النسيجي القياسي:

لحساب نسبة العظم الجديد المتشكل New Bone Formation، ونسبة مادة الطعم المتبقية Residual Graft Material، ونسبة النسيج غير المتمعدن Non-Mineralized Tissue ضمن

المحضّر النّسجّي المأخوذ من منطقة الطعم تم استخدام برنامج Image J لدراسة المحضرات النسيجية وقد تم ذكره سابقاً.

2-4- طرق البحث وخطوات العمل مع عرض الحالات:

2-4-1- الفحص السريريّ والشعاعيّ الأولي وتشخيص الحالة:

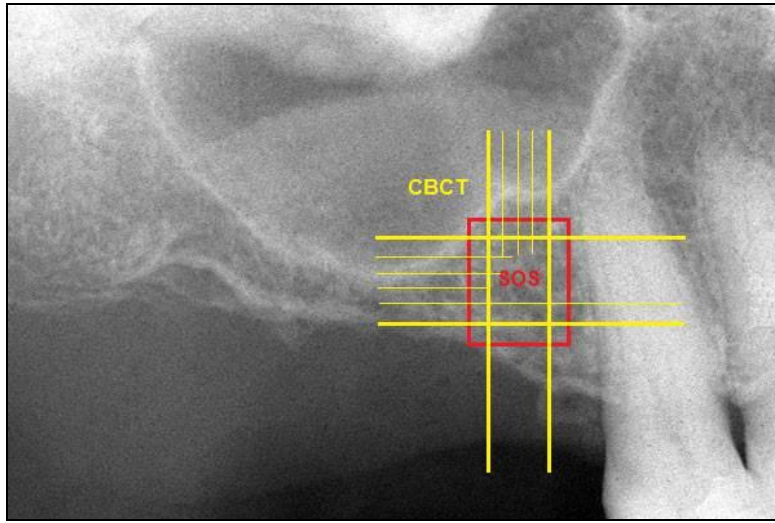
تم تشخيص جميع الحالات سريرياً في بادئ الأمر، حيث يجب أن يكون لدى المريض فقداً سنياً مفرداً أو متعدداً في أي منطقة من الفك العلوي ومن ثم تُجرى صورة بانورامية رقمية في عيادة الأشعة في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق وذلك بغرض التأكد من كفاية شروط الانضمام إلى عينة البحث، شكل (2-19).



شكل (2-19): صورة بانورامية رقمية تشخيصية يلاحظ إمكانية ضم المريضة إلى عيني الدراسة

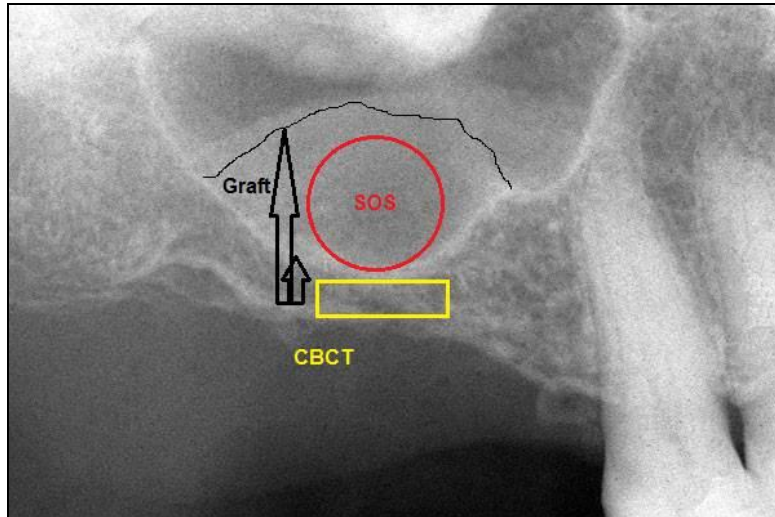
يجب أن يتوفر في أماكن الفقد السني كمية كافية من العظم بارتفاع لا يقل عن 8 مم - وهذا الارتفاع يناسب أبعاد كل من قطبي رأس جهاز قياس سرعة الصوت داخل الفم للحصول على موثوقية عند القياس على العظم الطبيعي (Klein et al 2008) - سواء كان أمامياً أم خلفياً لضم المريض إلى العينة الأولى أو عينة الدراسة الشعاعية، وفي حال وجود فقدٍ خلفي مفردٍ أو متعدّدٍ أو خلفي حر في المنطقة الخلفية من الفك العلوي مع وجود الاستطباب لعملية رفع

الجيب الفكي يتم ضم المريض إلى العينة الثانية أيضاً أو عينة رفع الجيب الفكي مع التطعيم كما في الأشكال (20-2) و(21-2) و(22-2) بعد موافقة الأستاذ المشرف على البحث لوضع خطة العمل المناسبة بالإضافة إلى موافقة المريض الشخصية والخطية بعد شرح تفاصيل العمل الجراحي.



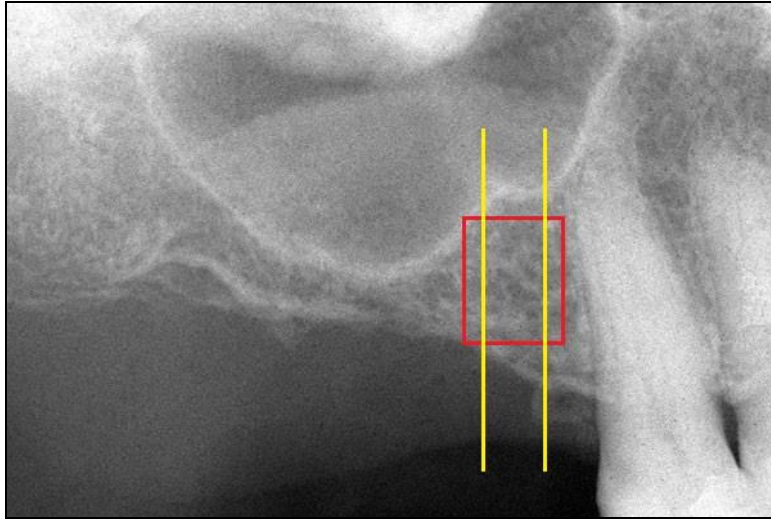
شكل (20-2): منطقة الاهتمام باللون الأحمر وستقاس فيها قيم سرعة الصوت. يتم استخلاص المقاطع بكل المستويات من

CBCT ويحسب متوسط كثافة المنطقة وتدرس العلاقة



شكل (21-2): منطقة الاهتمام ضمن الطعم (افتراضي) باللون الأحمر وستقاس فيها قيم سرعة الصوت بعدة مراحل. يتم

قياس كثافتها وكثافة الحافة السنخية وارتفاع الحافة قبل وبعد التطعيم وتدرس العلاقات بين المتغيرات



شكل (2-22): منطقة الاهتمام باللون الأحمر حيث يتم الحصول على مقطعين من كل منطقة اهتمام بواسطة CBCT. يتم

تحميل نفس المقاطع على البرامج التي ستدرس بغرض معايرتها

أُخذت القصة المرضية والأدوية التي يتناولها المريض. كما تم إجراء الفحص السريري للفم والفكين والأسنان، وعند توفر شروط الدراسة لدى المريض يتم فتح استمارة خاصة بالدراسة تتضمن المعلومات الشخصية المتعلقة بالمريض (الاسم، الجنس، العمر، رقم الهاتف) والسيرة المرضية وكذلك البيانات المتعلقة بإجراءات العمل وتاريخها وبيانات حساب الكثافة العظمية وسرعة الصوت ضمن العظم والطعم التي سيتم شرحها لاحقاً. (الاستمارات موجودة بالتفصيل في باب الملاحق)

تجرى بعد ذلك أول صورة طبقية محورية بالحزمة المخروطية CBCT بهدف التقييم الكمي والنوعي وفقاً لأهداف البحث كما سيرد لاحقاً.

- إعدادات التصوير الطبقي المحوري ذي الحزمة المخروطية CBCT:

تم اعتماد الإعدادات نفسها في جميع مراحل التصوير لدى جميع مرضى عينتي البحث على النحو الآتي:

- الكيلوفولتاج: 60 - 90 كيلوفولت.

- شدة التيار: 12 ميلي أمبير.

- منبع الأشعة: مستمر.

- الجرعة الفعالة: 98 ميكرو سيفرت.

- حقل الرؤية أو حجم المسح: 12 x 8 سم (متوسط) لمنطقة الفك العلوي من الجهة

التي سيتم فيها العمل الجراحي فقط أي منطقة الاهتمام فقط وفي حال وجود عدة مناطق تم

التصوير بحجم مسح 15 x 15 سم لتشمل الفكين.

- زمن المسح: 18 ثانية.

- حجم الفوكسل Voxel Size: 67 ميكرومتر.

- قيمة الفوكسل: 12 Bit.

2-4-2- مراحل العمل في عينة الدراسة الشعاعية (العينة الأولى):

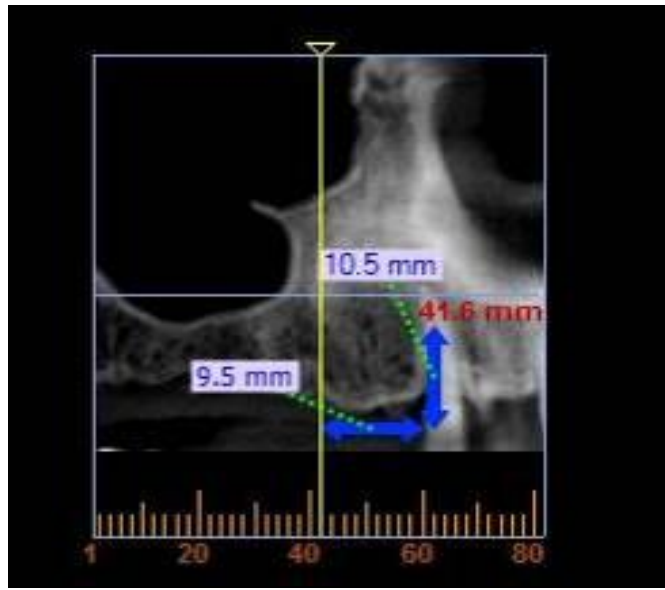
- لتقييم نوعية العظم في الفك العلوي بقياس سرعة الصوت (SOS) Speed of Sound ضمن

العظم السنخي الطبيعي تمت الدراسة شعاعياً وسرياً وفق الخطوات الآتية:

1- إن المنطقة المدروسة أو منطقة الاهتمام (ROI) Region of Interest هي جزء محدد من

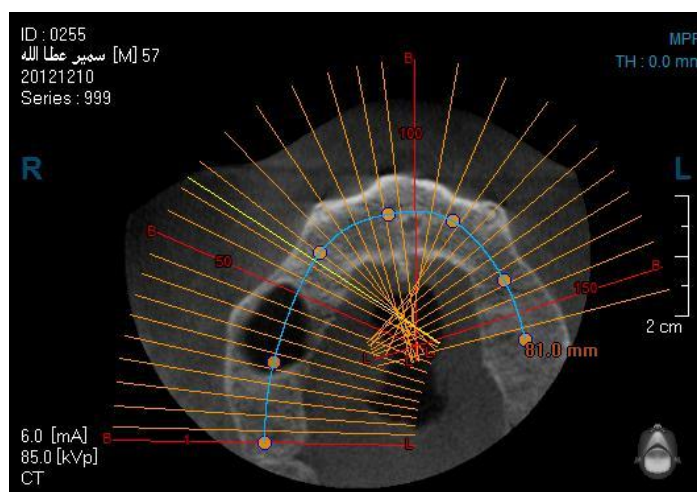
النتوء السنخي في منطقة الفك السني المفرد أو المتعدد في الفك العلوي الأمامي أو

الخلفي. تشمل هذه المنطقة مربعاً محدداً بدقة من منطقة الفقد - التي لا يقل ارتفاع العظم فيها عن 8 مم - باستخدام البرنامج الملحق بالتصوير الطبقي المخروطي CBCT وذلك على بعدٍ محددٍ من بنى تشريحيةٍ مجاورةٍ كالأسنان أو الحافة اللثوية الشافة بالصورة الشعاعية كما في الشكل رقم (2-23)، وذلك لتطبيق الدراسة شعاعياً على المنطقة نفسها بشكلٍ دقيقٍ في كل المقاطع وكذلك لتحديد منطقة الدراسة سريرياً.

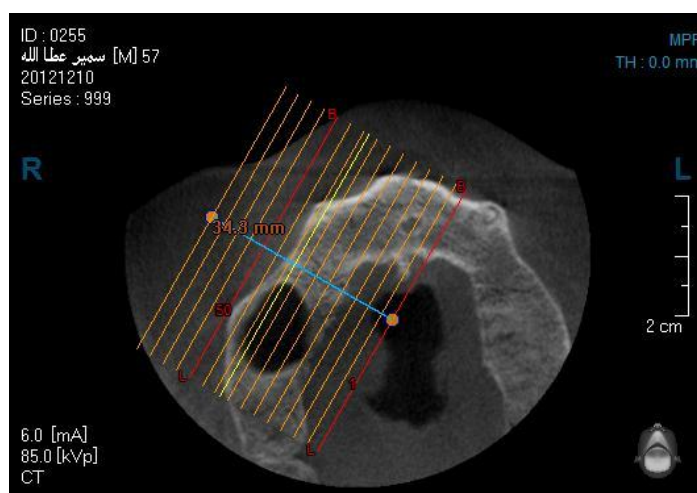


شكل (2-23): تحديد موقع المنطقة المدروسة على بعد محدد من البنى التشريحية المجاورة

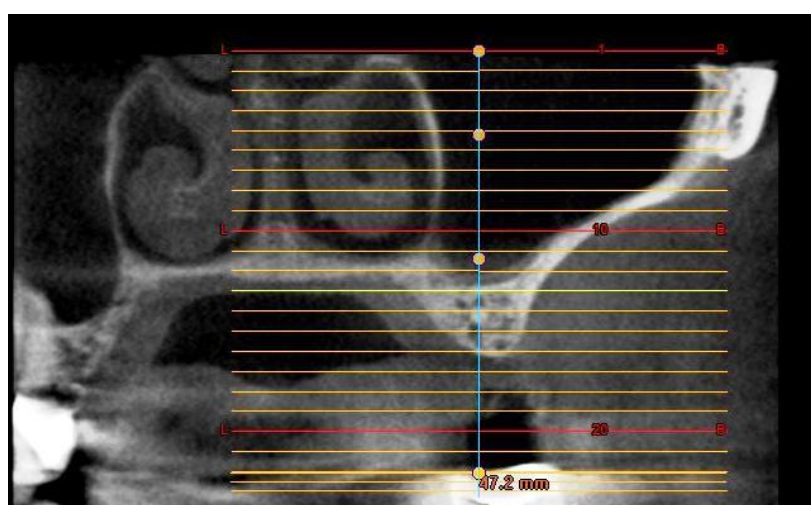
2- يتم تحديد مقاطع بثلاثة أبعادٍ أو مستوياتٍ وهي معترضة (دهليزية - حنكية) و أنسية - وحشية وأفقية (محورية) Axial ويتم ضبط إعدادات سماكة المقاطع في الحد الأدنى Section Thickness عند القيمة 0 في البرنامج والمسافة بين المقاطع Interval Thickness عند القيمة 0.5 مم، وذلك للحصول على أكبر قدرٍ ممكنٍ من المقاطع ضمن المنطقة المدروسة في كل مستوىٍ بالدقة القصوى التي يسمح بها الجهاز المستخدم وهي 0.5 مم كما في الأشكال (2-24) و (2-25) و (2-26).



شكل (2-24): تحديد عدد المقاطع الدهليزية الحنكية

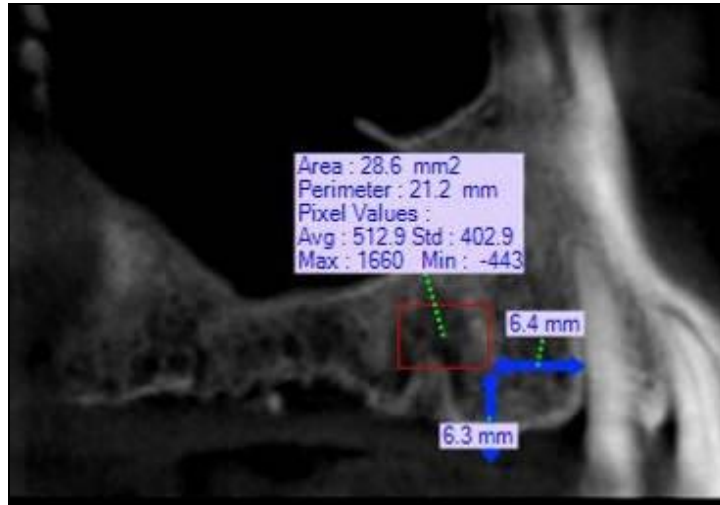


شكل (2-25): تحديد عدد المقاطع الأنسية الوحشية



شكل (2-26): تحديد عدد المقاطع الأفقية أو المحورية

3- يتم استخلاص كامل المقاطع الدهليزية-الحنكية والأنسية-الوحشية والأفقية التي تسمح بها الأبعاد التشريحية للمنطقة المدروسة ROI، ويتم قياس الكثافة العظمية الشعاعية للمنطقة المستهدفة في كل مقطع سابق كما في الأشكال (27-2) و(28-2) و(29-2) على أن يتم تحديد الموقع الذي يتم قياسه بدقة في كل مقطع وبالأبعاد نفسها.



شكل (27-2): الكثافة في واحد من المقاطع الأنسية الوحشية لأحد المناطق المدروسة (الضاحك الثاني) ويلاحظ إمكانية

دراسة منطقة الرجي الأولى أيضاً



شكل (28-2): الكثافة في واحد من المقاطع الدهليزية الحنكية



شكل (2-29): الكثافة في واحد من المقاطع الأفقية أو المحورية

4- يحسب المتوسط الحسابي للكثافة العظمية الشعاعية بكل المستويات السابقة للحصول على المتغير النهائي المدروس (الكثافة الشعاعية بالأبعاد الثلاثة).

5- تمت الدراسة السريرية باستخدام جهاز قياس سرعة الصوت (SOS) Speed of Sound

وذلك ضمن العظم السنخي في منطقة الاهتمام ROI، حيث يتم تحديد منطقة الاهتمام

سريرياً باستخدام قلم كوبيا وذلك برسم مربع المنطقة على اللثة الملتصقة والغشاء

المخاطي للوجه الدهليزي للنتوء السنخي بحيث ينطبق على مربع الدراسة الشعاعية على

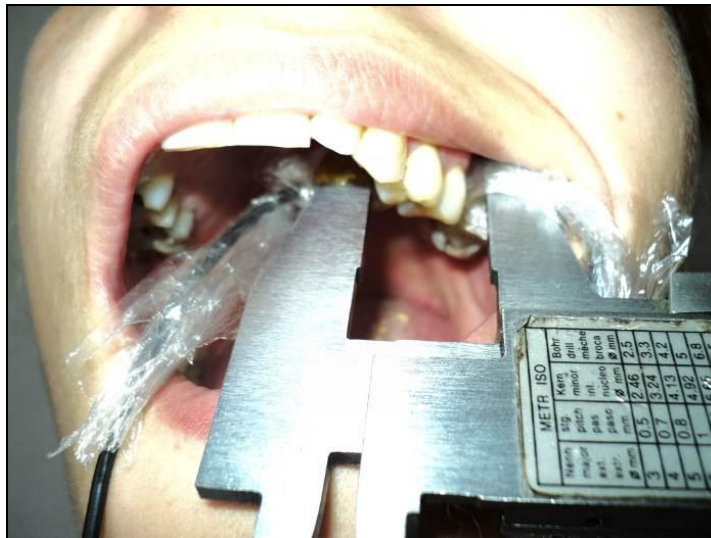
بعدٍ محددٍ من بنى تشريحيةٍ مجاورةٍ لكل حالة من الحالات المدروسة كما في الشكل

(2-30).



شكل (2-30): تحديد منطقة الاهتمام سريرياً

6- يوضع أحد قطبي جهاز الـ SOS على المنطقة المدروسة من الناحية الدهليزية والقطب الآخر من الناحية الحنكية بحيث يكون الانطباق صميمياً بين الرأس العامل للقطب والغشاء المخاطي وبحيث تخترق النبضة الصوتية النتوء السنخي من طرفٍ لآخر بشكلٍ عمودي (أقصر مسافة) كما في الشكل (2-31). يتم أخذ أول قياس ومن ثم يعاد تموضع الجهاز مرة أخرى بالمكان نفسه ويؤخذ قياس آخر ويعاد القياس مرة ثالثة. يؤخذ المتوسط الحسابي للقياسات الثلاث كمتغيرٍ نهائي.



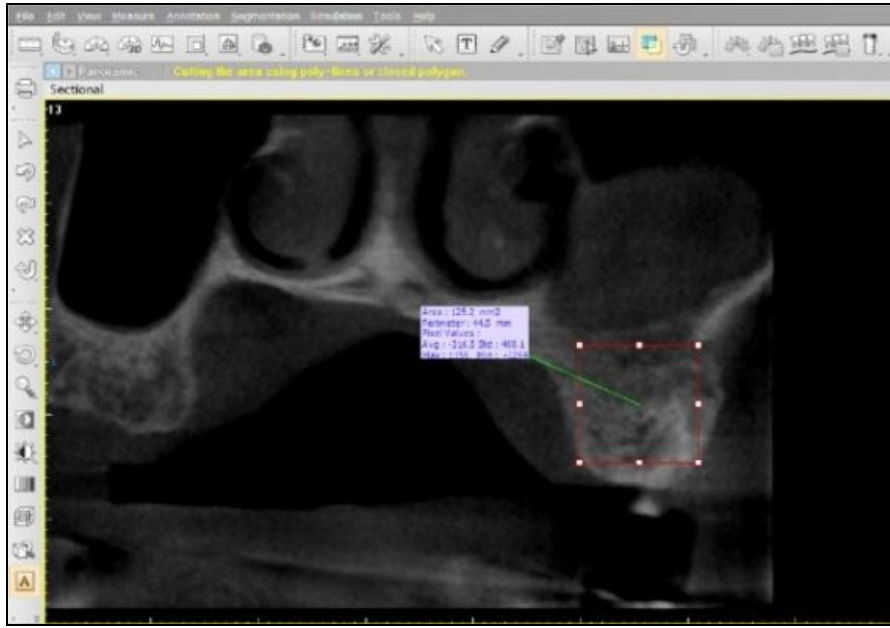


شكل (2-31): تطبيق الجهاز في فم المريض على المنطقة الخلفية والأمامية

- لتقييم مصداقية برامج مختلفة لقياس الكثافة العظمية الشعاعية بمعايرتها بالتصوير الطبقي

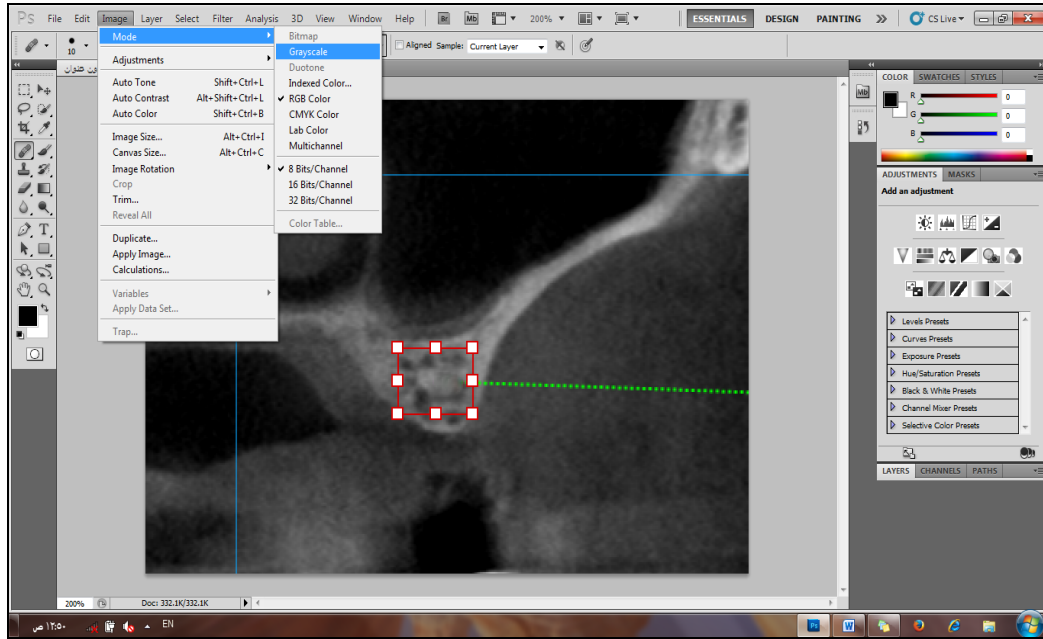
ذي الحزمة المخروطية CBCT تمت الدراسة شعاعياً وفق الخطوات الآتية:

- تم استخلاص 100 مقطع من الصور الطباقية لإجراء الدراسة عليها وشملت المقاطع المعترضة مناطق الفقد الأمامي أو الخلفي من الفك العلوي حيث تم أخذ مقطعين من أنسي ووحشي كل منطقة فقد سني واحد عند كل مريض يفصل بينهما 5 مم (أخذ 4 مقاطع من كل ملف لكل مريض من مرضى العينة الأولى).
- تم رسم مربع المنطقة المستهدفة Region of Interest (ROI) ضمن السنخ على المقاطع المعترضة الأصلية في ملف CBCT ومن ثم تم حساب الكثافة الشعاعية العظمية ضمن هذا المربع كما في الشكل رقم (2-32).



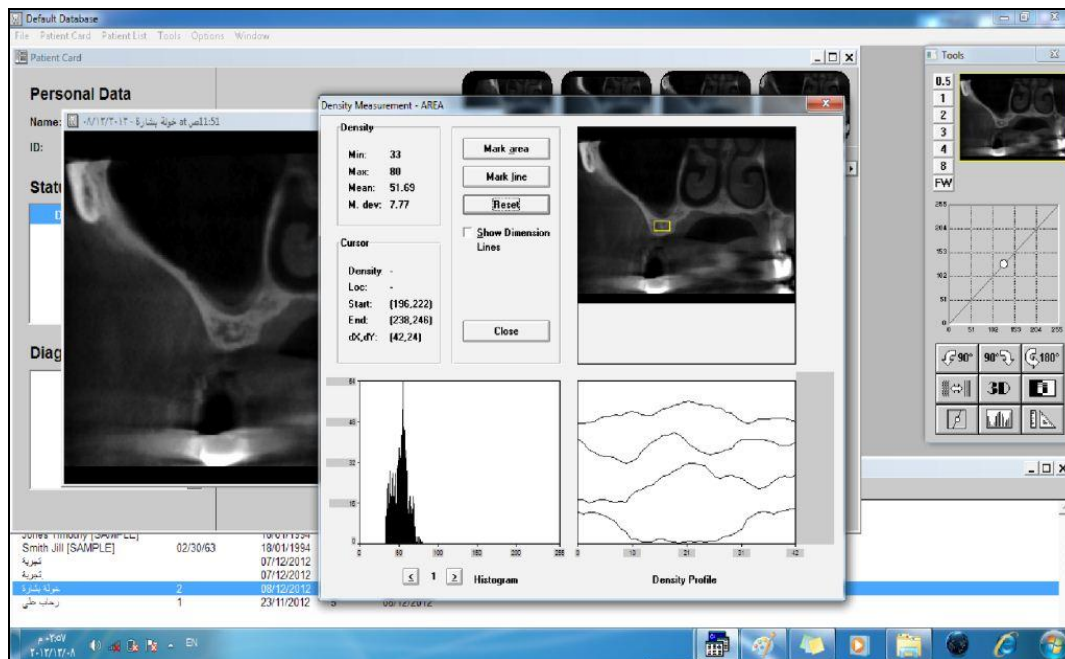
شكل رقم (2-32): رسم مربع المنطقة المستهدفة ROI في المقطع الأصلي وحساب الكثافة الشعاعية ضمنه

- يتم تثبيت مربع منطقة الاهتمام ROI بشكل نهائي ويحفظ المقطع مع المربع المرسوم. عولجت كل صورة لوحدها بواسطة برنامج (Adobe Photoshop CS5) حيث تم تحويلها من صورة بتدرجات ملونة RGB إلى تدرجات اللون الرمادي Grayscale من شريط المهام في واجهة البرنامج باختيار الأمر Image والضبط على الخيار Mode، ومن ثم أجريت فلتر للصورة باختيار الأمر Filter والخيار Equalization وبالتالي تم التخلص من الألوان المشوشة تمهيداً لقراءتها بالبرامج الأخرى كما في الشكل رقم (2-33).

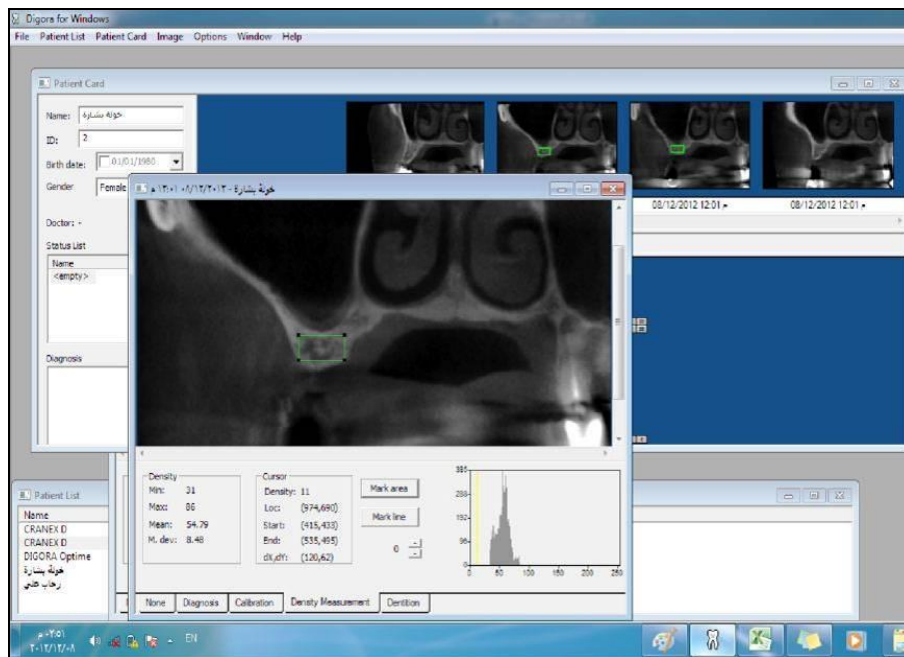


شكل رقم (2-33): تحويل الصورة إلى التدرج الرمادي ونلاحظ مربع منطقة الاهتمام الذي تم تحديده مسبقاً

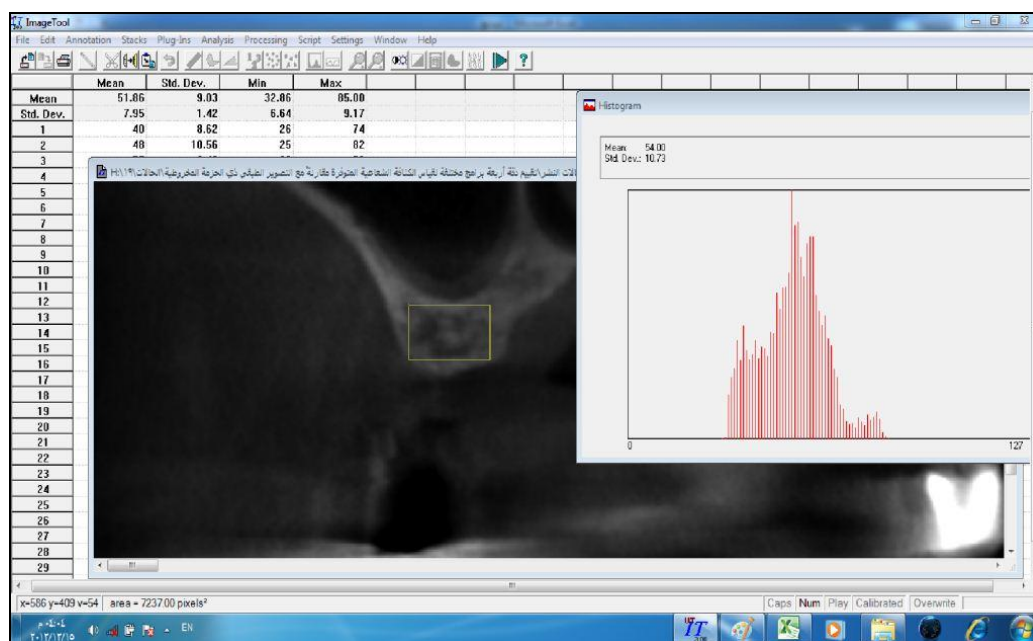
- تطبيق مراحل العمل السابقة على جميع المقاطع المدروسة وعددها 100 وبعد ذلك يتم تحميل كل مقطعٍ منها إلى جميع البرامج المدروسة وهي برنامج Digora بإصداريه 1.51 و 2.5 كما في الشكلين (2-34) و (2-35) على الترتيب، وكذلك برنامج Scion image شكل رقم (2-36) و Image J شكل رقم (2-37) و Idrisi Kilimanjaro شكل رقم (2-38)، وتستخلص قيم الكثافات ويتم حفظ جميع البيانات ضمن جداول خاصة تمهيداً للدراسة الإحصائية.



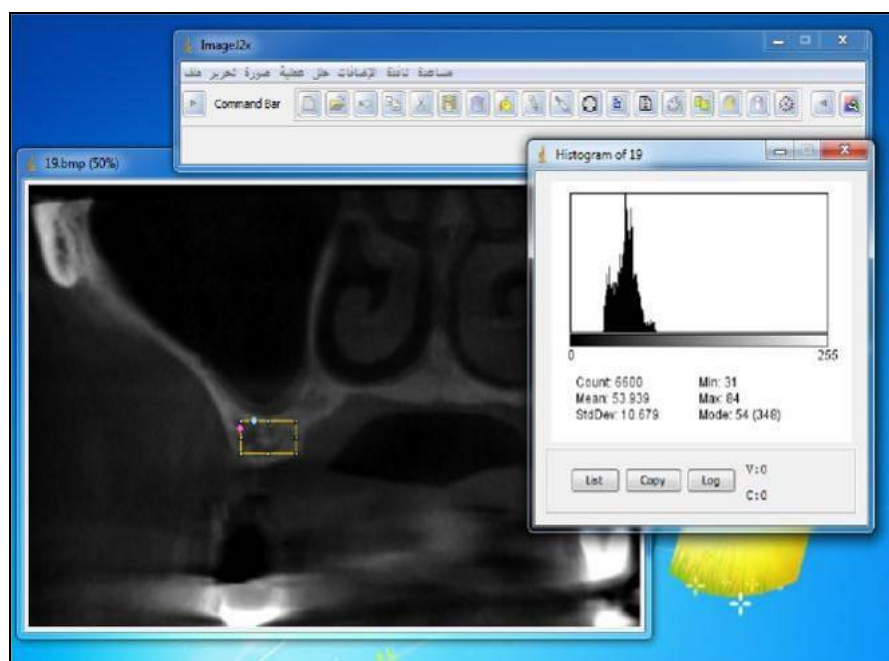
شكل رقم (2-34): قياس الكثافة الشعاعية العظمية ضمن مربع منطقة الاهتمام باستخدام برنامج Digora 1.51



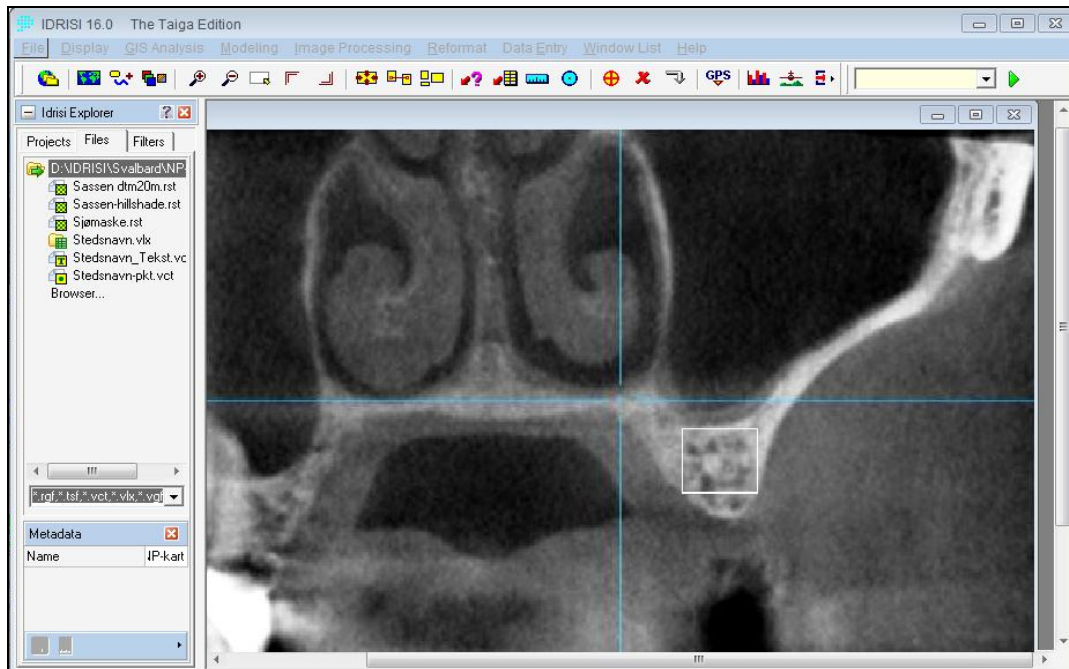
شكل رقم (2-35): قياس الكثافة الشعاعية العظمية ضمن مربع منطقة الاهتمام باستخدام برنامج Digora 2.5



شكل رقم (2-36): قياس الكثافة الشعاعية العظمية ضمن مربع منطقة الاهتمام باستخدام برنامج Scion image



شكل (2-37): قياس الكثافة الشعاعية العظمية ضمن مربع منطقة الاهتمام باستخدام برنامج Image J



شكل رقم (2-38): قياس الكثافة الشعاعية العظمية ضمن مربع منطقة الاهتمام باستخدام برنامج Idrisi Kilimanjaro

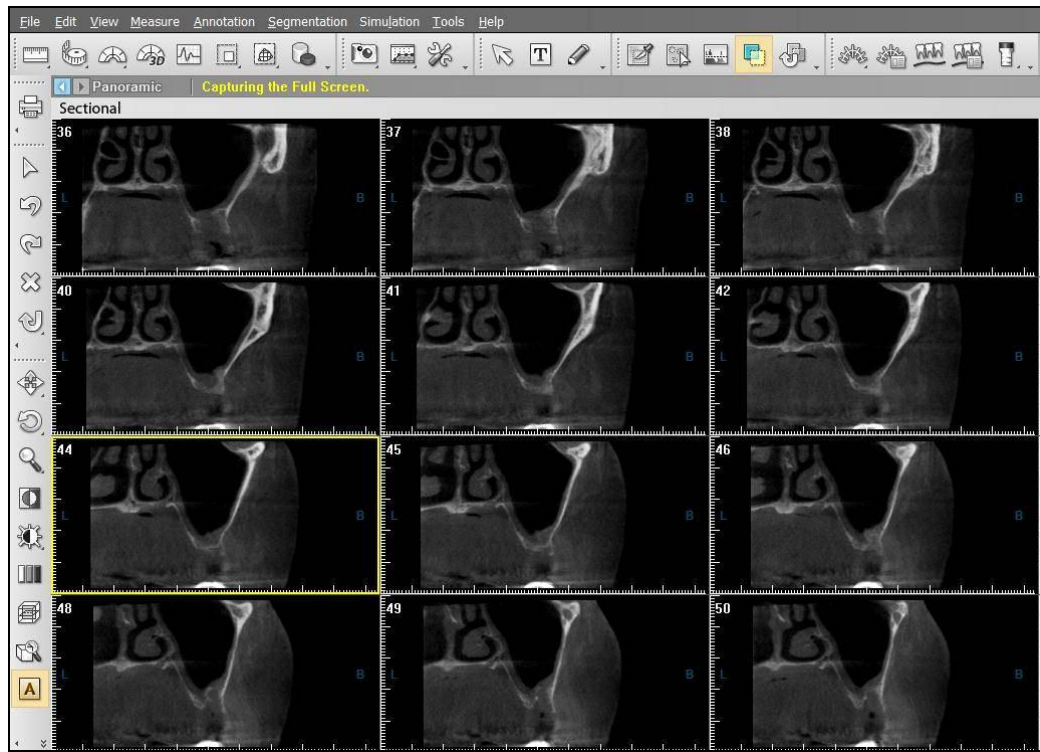
2-4-3- مراحل العمل في عينة رفع الجيب الفكي مع التطعيم (العينة الثانية):

أولاً - المرحلة الأولى: بعد التصوير المقطعي CBCT الأول تُجرى القياسات الكمية بهدف تخطيط إجراء العمل الجراحي ورفع الجيب الفكي مع وضع الطعم العظمي بالمدخل الجانبي

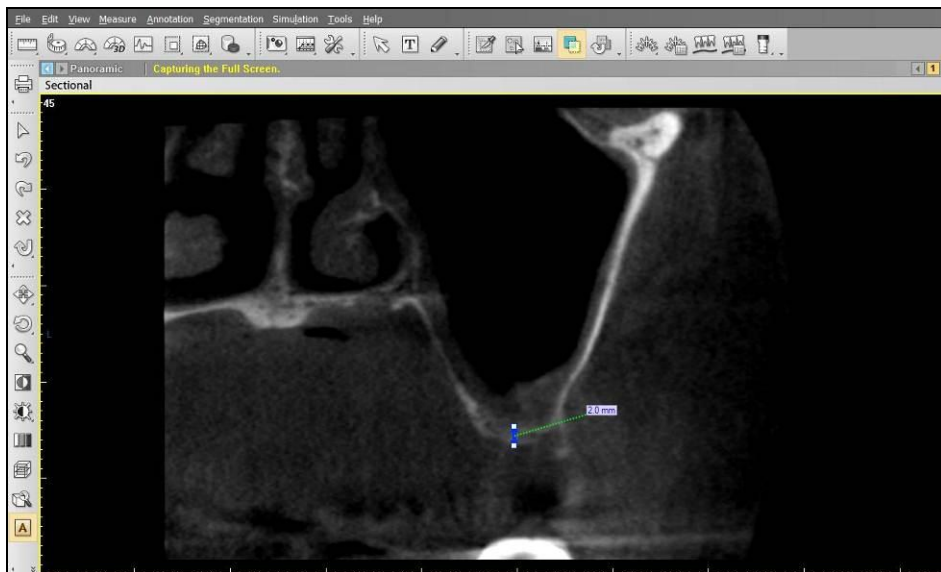
Lateral approach. الأشكال (2-39) و (2-40) و (2-41).



شكل (2-39): بانوراما أولية للمريض تظهر إمكانية ضم المريض للعينة الثانية



شكل (2-40): صورة CBCT التشخيصية مع جميع المقاطع التي تسمح بها دقة الجهاز

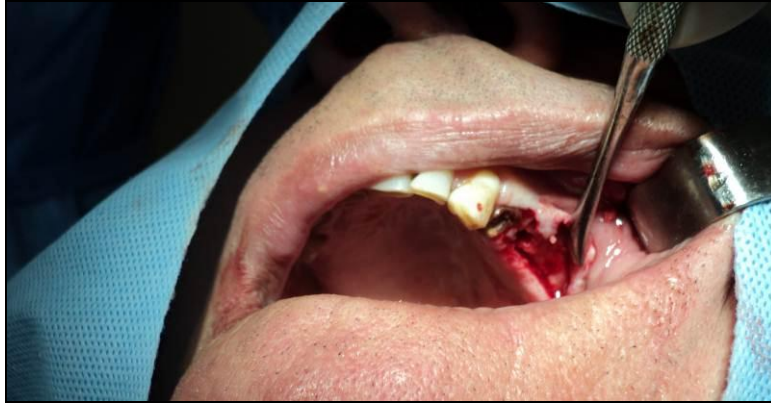


شكل (2-41): أحد المقاطع المستخلصة وتظهر فيها أدنى سماكة للحافة السنخية (2 مم) كما يظهر عمق قبة الحنك

المناسبة لإجراء قياسات سرعة الصوت

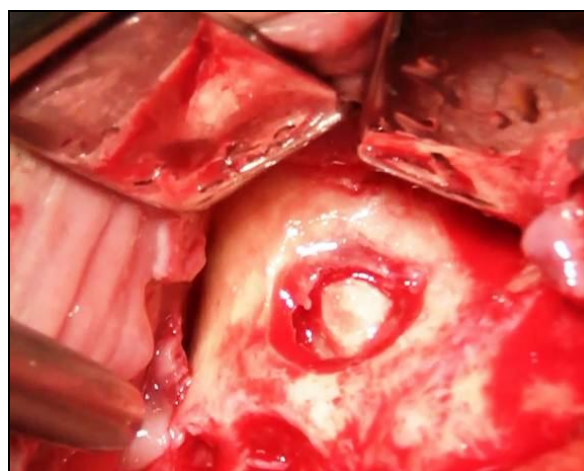
تم إجراء جميع مراحل العمل الجراحي بيد الأستاذ المشرف والمشرف المشارك على البحث بالتنسيق مع الكادر العلمي والإداري ضمن عيادة زرع الأسنان في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق على النحو الآتي:

1- التخدير الموضعي ورفع شريحة مخاطية سمحاقية كاملة الثخانة، شكل (2-42).



شكل (2-42): رفع الشريحة المخاطية السمحاقية

2- يتم تحديد مكان النافذة العظمية باستخدام سنابل Tungsten Carbide المركبة على سنابل جراحية مستقيمة بحيث تكون النافذة بعيدة عن قمة النتوء السنخي 5 مم على الأقل آخذين بعين الاعتبار ارتفاع الحافة السنخية المقاسة شعاعياً قبل العمل. تكون النافذة ذات زوايا مدورة وتتبع الشكل التشريحي للجيب الفكي ويتم استكمال الحفر بالسنبلة الماسية ذات القياس 4 شكل (2-43).

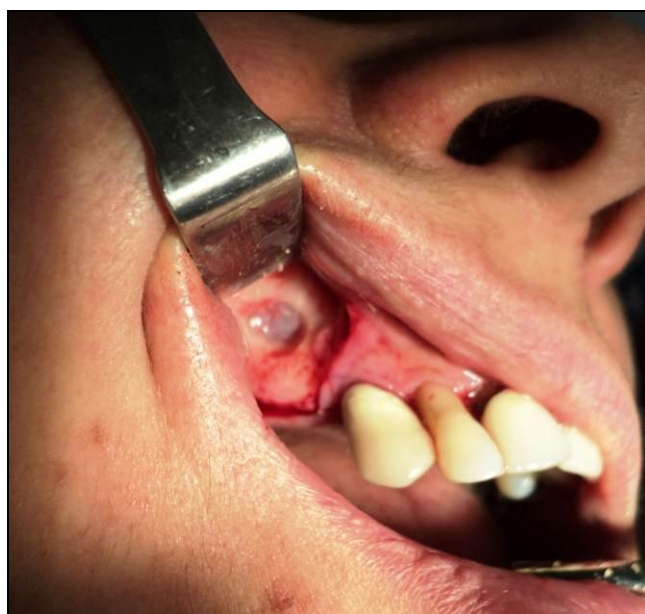


شكل (2-43): تحديد النافذة العظمية

3- يتم إزالة كامل النافذة Complete Antrostomy حتى شفوف الغشاء المخاطي المبطن

للجيب أو ظهور الظل الأزرق Blue Shadow ومن ثم يتم تشذيب حواف النافذة منعاً

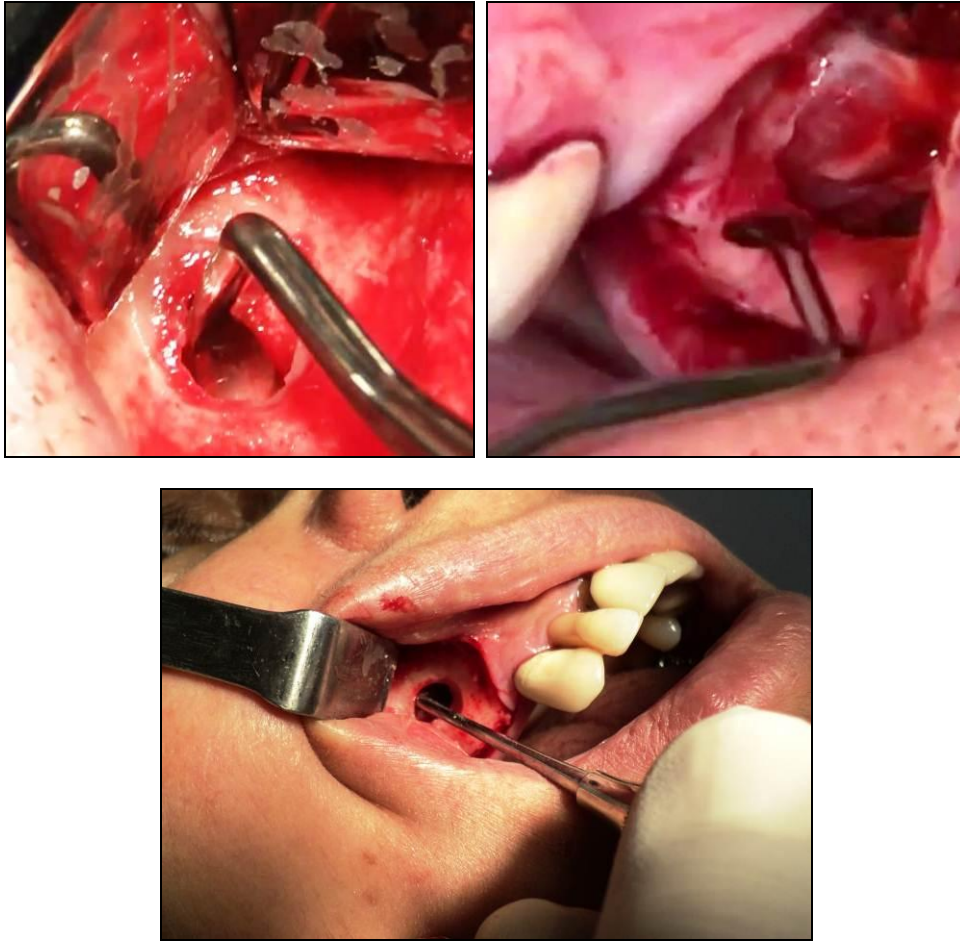
لانتقاب الغشاء، شكل (2-44).



شكل (2-44): شفوف الغشاء المخاطي للجيب

4- يتم تسليخ الغشاء المخاطي للجيب بالأدوات الخاصة ونتأكد من سلامته من خلال

حركات تنفس المريض، شكل (2-45).



شكل (2-45): تسليخ غشاء الجيب بالأدوات المخصصة

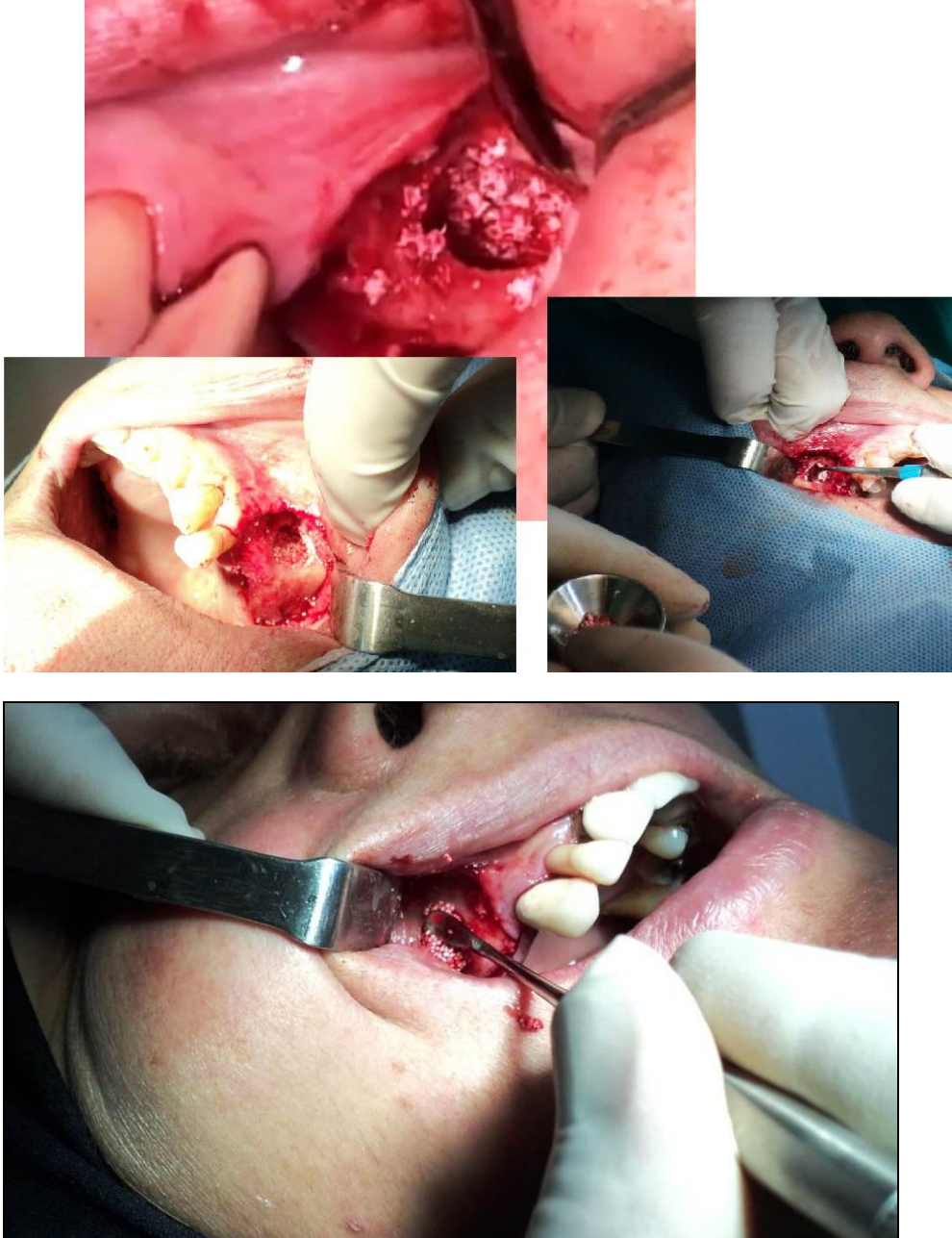
5- يُحضّر الطعم بوضع المادة ضمن حنجور أو وعاء معقم مع كمية من الدم الوريدي

للمريض وفقاً لتعليمات الشركة المصنعة للطعم، شكل (2-46).



شكل (2-46): الطعم ممزوجاً مع الدم الوريدي ويظهر الغشاء الكولاجيني المستخدم

6- يتم دكّ مادة الطعم بأدوات رفع الجيب وصولاً لارتفاع 10 - 12 مم أو ما يقارب الثلث السفلي من ارتفاع الجيب، شكل (2-47).

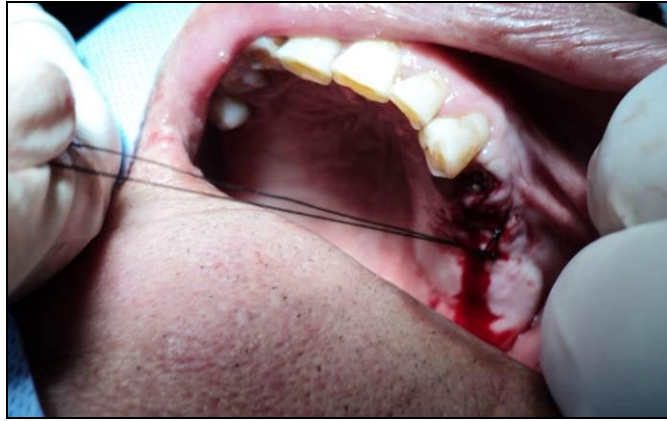


شكل (2-47): دكّ مادة الطعم ضمن النافذة العظمية بعد رفع غشاء الجيب حتى ملء كامل النافذة

7- يتم تغطية النافذة بغشاء الكولاجين القابل للامتصاص، شكل (2-48) وتُجرى الخياطة الجراحية المحكمة بخيوط الحرير 0.3 مم، شكل (2-49) وتُعطى التعليمات الخاصة بالعمل.



شكل (2-48): تطبيق الغشاء الكولاجيني فوق النافذة العظمية



شكل (2-49): إغلاق مكان العمل والخياطة الجراحية

المتابعة الدوائية:

يُعطى كل مريض وصفة دوائية مؤلفة من:

- Amoxicillin + Clavulanic Acid 1000mg مضغوطة كل 12 ساعة قبل الطعام لمدة 5 أيام.

- Diclofenac Potassium 50mg مضغوطة كل 8 ساعات بعد الطعام لمدة 4 أيام.
 - مضاد وذمة Orthal-forte يحتوي على التريسين مضغوطة كل 12 ساعة لمدة 4 أيام.
 - مضاد احتقان موضعي على شكل بخاخ للتخفيف من وذمة الغشاء المخاطي للجيب.
- ملاحظة: تُراقب الاختلاطات المباشرة لعملية رفع الجيب كانفكاك خيوط الجراحة وخروج فقاعات هوائية من الجرح، الانتباج، حس الخدر والتنميل، والنزف الفموي أو الأنفي.

المتابعة بعد الجراحة:

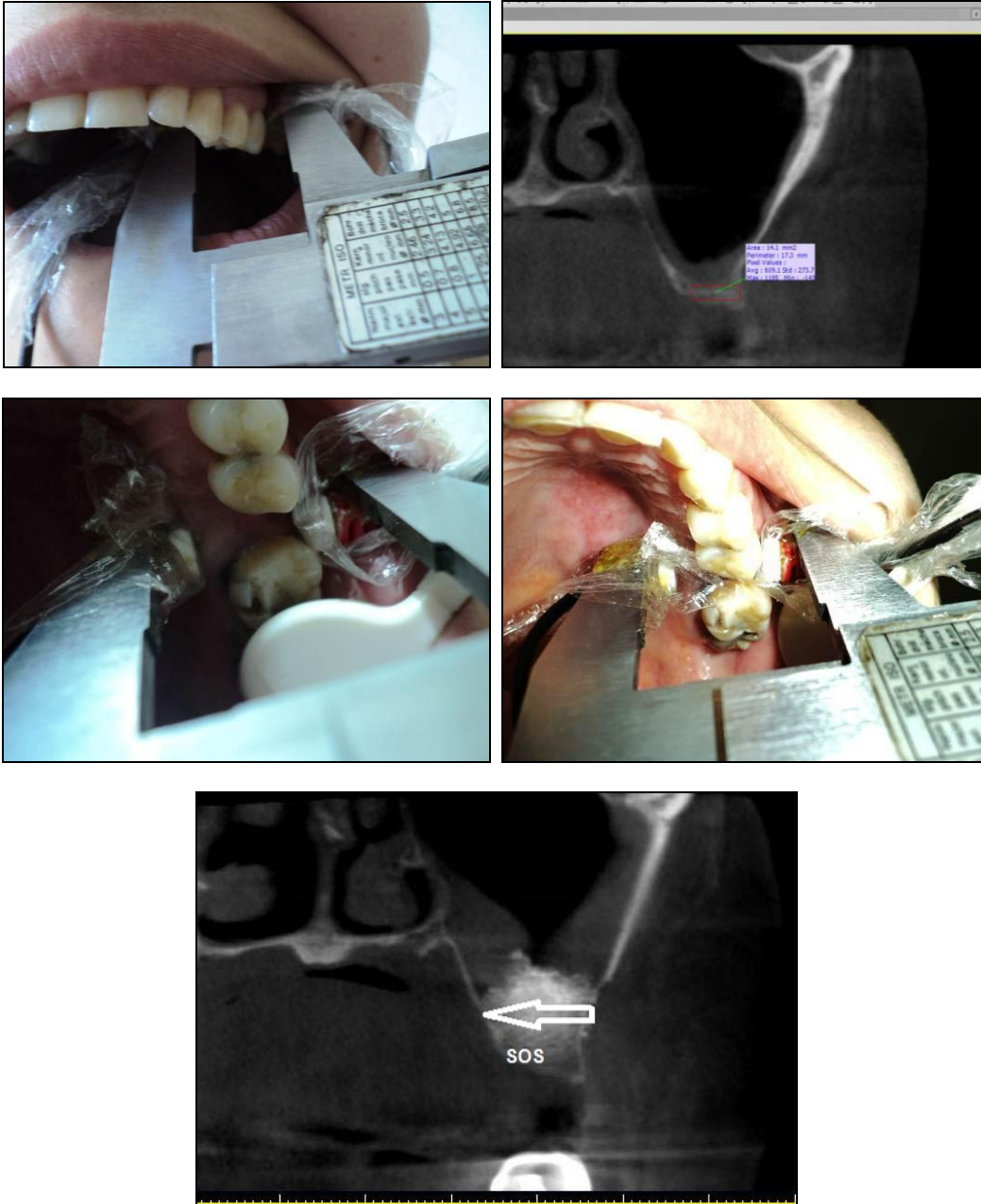
- كمادات الماء البارد في اليوم الأول.
- الأطعمة السائلة أو الطرية وعدم تناول المواد الساخنة.
- كمادات الماء الدافئ في حال تشكل الوذمة.
- نزع القطب الجراحية بعد عشرة أيام.

- لتحري تغيرات قيم سرعة الصوت SOS ضمن الطعم العظمي بعد تطبيقه في المنطقة

الخلفية من الفك العلوي تم العمل وفق الخطوات الآتية:

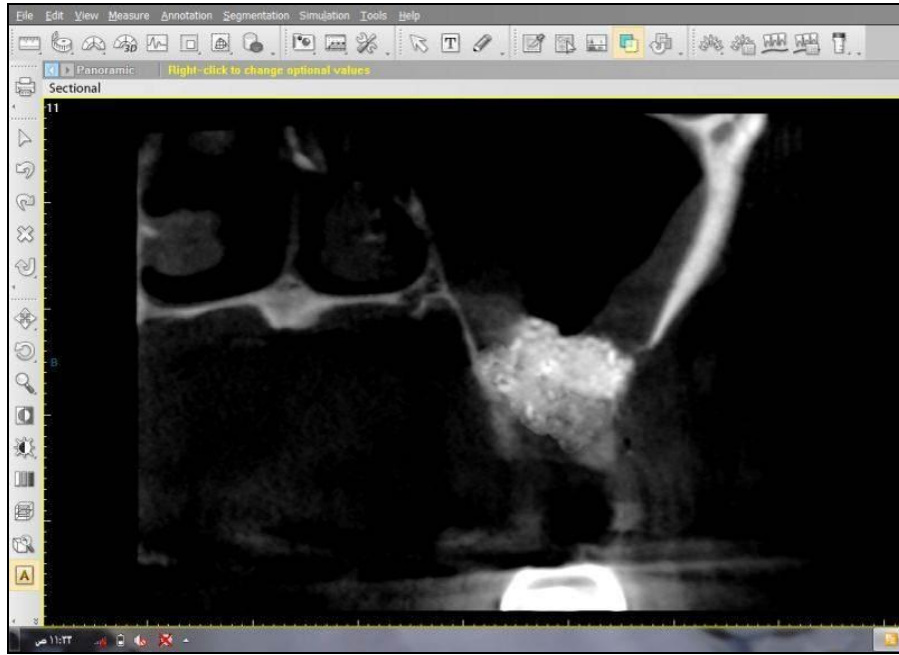
- يتم قياس سرعة الصوت ضمن المنطقة المستهدفة قبل العمل الجراحي مباشرةً، وهنا يتم الحصول على القيمة 0 في جميع الحالات لأن النبضات فوق الصوتية لاتعبر جوف الجيب (الهواء) باتجاه القطب المستقبل (الحكي). يفيد هذا القياس في التأكد من صحة تموضع الجهاز بحيث تمر النبضة فوق الصوتية عبر جوف الجيب وليس الارتفاع السنخي. يتم تحديد الموضع بالاستعانة بأبعاد الحافة السنخية في الصور الشعاعية ويحفظ من أجل سهولة تحديد الموقع نفسه في القياسات القادمة).

- يتم القياس أيضاً بعد العمل الجراحي مباشرة وبعد 6 أسابيع وبعد 3 أشهر و 4 أشهر وبعد 6 أشهر، شكل (2-50) يشرح مبدأ العمل.
- يتم تسجيل عرض منطقة القياس (البعد الدهليزي الحنكي للجيب) من المسطرة مباشرة.

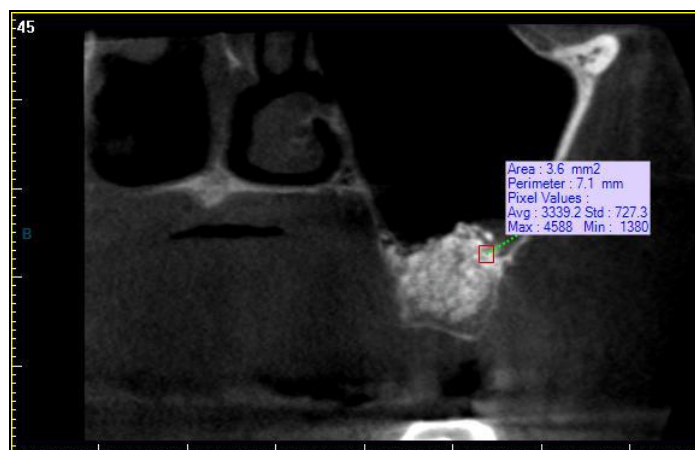


شكل (2-50): تطبيق القياسات مع رسم تخطيطي (الأسفل) لاتجاه قياس سرعة الصوت ضمن الطعم (6 أسابيع)

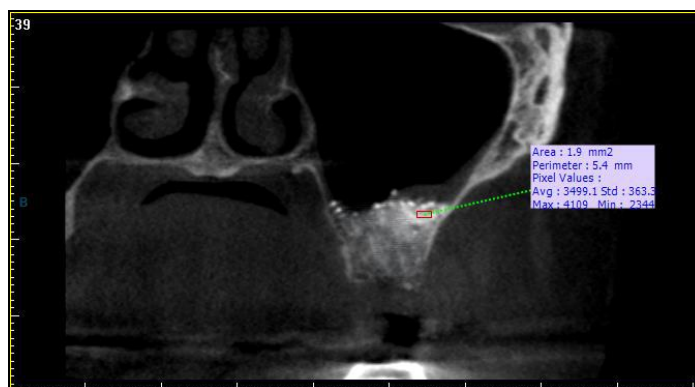
- يتم في كل قياس في كل فترة مراقبة إعادة تموضع الجهاز في المكان وتكرار القياس 3 مرات ويؤخذ المتوسط الحسابي، وتُسجل المتوسطات كمتغيرات نهائية ضمن استمارة المريض وتنتقل إلى جداول الدراسة الإحصائية.
- خلال الفترة الزمنية السابقة، تُجرى للمريض صورٌ مقطعية CBCT للمنطقة الهدف فقط بأقل حجم مسح أو حقل رؤية (لتقليل التعرض الشعاعي) بعد 6 أسابيع من الجراحة و بعد 4 أشهر و6 أشهر من الجراحة أيضاً، الأشكال (2-51) و(2-52) و(2-53) و(2-54).



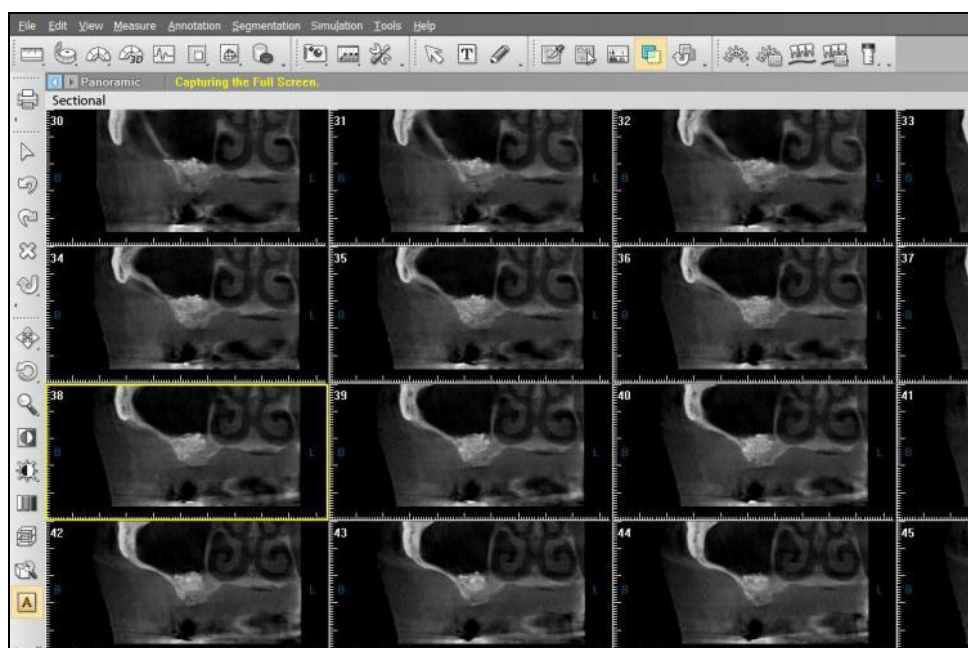
شكل (2-51): أحد المقاطع بعد 6 أسابيع



شكل (2-52): أحد المقاطع بعد 4 أشهر



شكل (2-53): أحد المقاطع بعد 6 أشهر



شكل (2-54): صورة CBCT بعد 6 أشهر لحالة أخرى

- تُعتبر مرحلة تطبيق الزرعات السنية خارج نطاق البحث وسير الدراسة، ومع ذلك وعند متابعة المرضى في مرحلة تطبيق الزرعات السنية تم أخذ عينة عظمية من منطقة الطعم في مواقع الزرع عند جميع أفراد عينة رفع الجيب الفكي مع التطعيم كما في الأشكال (55-2) و(56-2) و(57-2) و(58-2) و(59-2) وتم دراستها بالتحليل النسيجي القياسي كما سيتم شرحه لاحقاً.



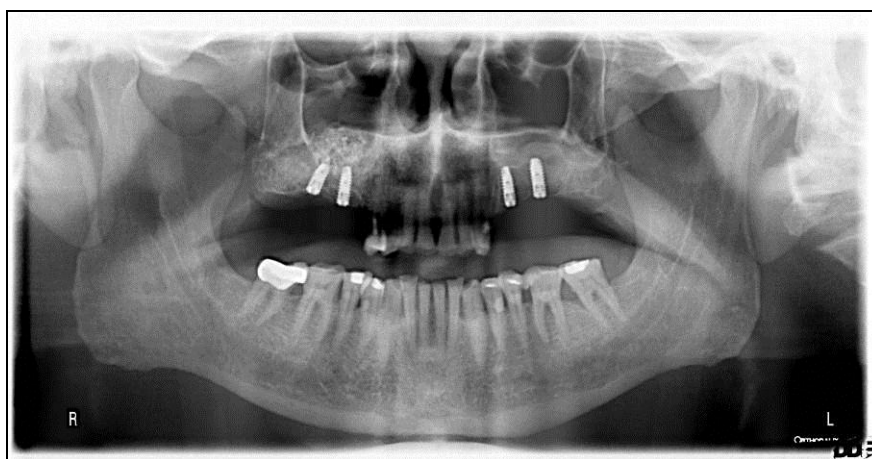
شكل (55-2): تحضير مهد الزرعة



شكل (56-2): استخلاص عينة اسطوانية من منطقة الطعم



شكل (2-57): إدخال الزرعة ضمن العظم



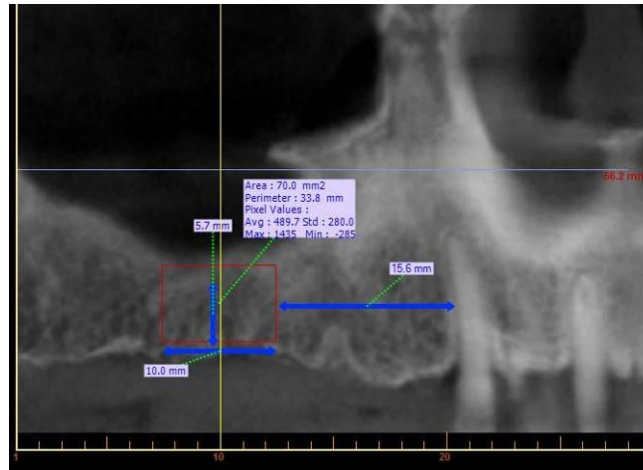
شكل (2-58): النتيجة النهائية لإحدى حالات الدراسة (الجانب الأيمن للمريض)



شكل (2-59): النتيجة النهائية لحالة أخرى من حالات الدراسة (الجانب الأيمن للمريض)

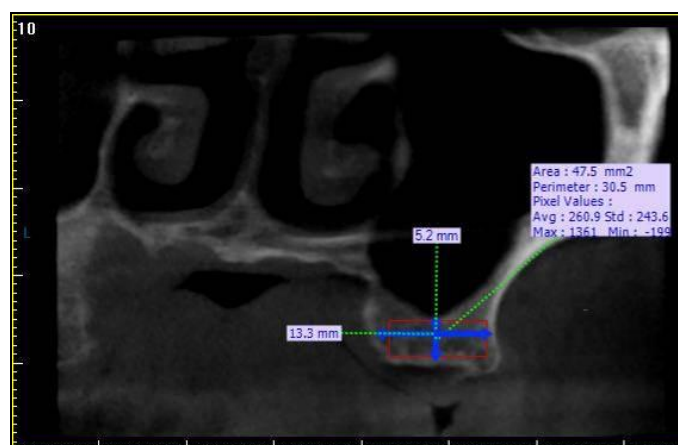
- لدراسة علاقة أبعاد الحافة السنخية مع نتائج قياسات سرعة الصوت والنتائج النسيجية:

يتم تحديد موقع وأبعاد المنطقة المدروسة، أي يُحدد جزءً من الحافة السنخية بالاعتماد على نقاط تشريحية ثابتة لتوحيد القياس في جميع المقاطع وتوحيد مناطق القياس قبل الجراحة مع قياسات فترات المتابعة، شكل رقم (2-60).



شكل (2-60): تحديد الجزء المدروس من الحافة السنخية

- يتم استخلاص جميع المقاطع بالمستويات الثلاثة المعترضة (الدھليزية الحنكية) و الأنسية الوحشية والأفقية والتي تسمح بها المنطقة المحددة مسبقاً بأعلى دقة يسمح بها الجهاز وهي 0.5 مم.
- تحسب الكثافات العظمية الشعاعية للمنطقة المحددة من الحافة السنخية وارتفاع الحافة السنخية وعرضها في جميع المقاطع السابقة كما في الأشكال (2-61) و(2-62) و(2-63) ويحسب المتوسط الحسابي للكثافة والارتفاع والعرض وتسجل في الاستمارة الخاصة بكل مريض.



شكل (61-2): حساب الكثافة العظمية الشعاعية وأبعاد الحافة السنخية بالمقاطع المعترضة

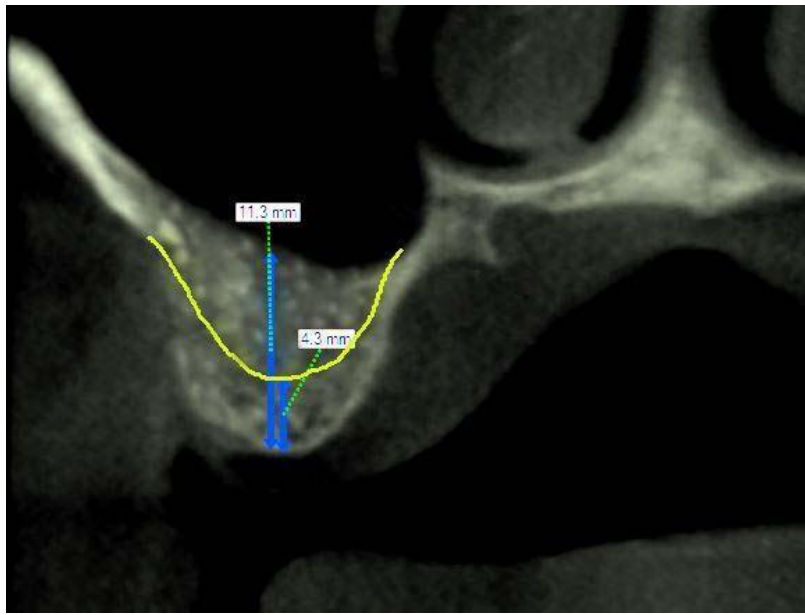


شكل (62-2): المقاطع الأنسية الوحشية



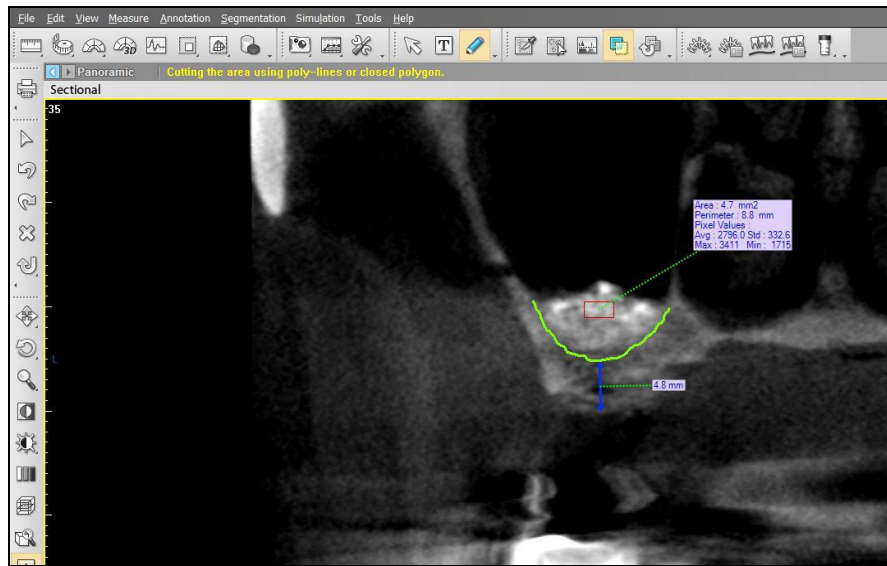
شكل (63-2): المقاطع الأفقية

- تعاد خطوات العمل السابقة على المنطقة المحددة نفسها ولكن في الصور الشعاعية المجراة بعد 6 أسابيع و4 أشهر و6 أشهر من الجراحة وتسجل القيم في استمارة المريض.
- يُحسب ارتفاع الحافة السنخية الإجمالي مع الطعم بعد 6 أشهر من العمل الجراحي لتحري مقدار الزيادة، شكل (2-64).



شكل (2-64): ارتفاع الحافة السنخية بعد 6 أشهر

- يتم حساب الكثافة الشعاعية في منطقة الطعم في فترات المراقبة السابقة أيضاً وتسجل، الأشكال (2-65) و(2-66) و(2-67).



شكل (2-65): حساب الكثافة الشعاعية ضمن الطعم



شكل (2-66): حساب الكثافة الشعاعية ضمن الطعم والحافة السخية وأبعاد المناطق المدروسة بعد 6 اشهر من التطعيم

(يلاحظ وجود قيم سلبية لكثافة الطعم في بعض المقاطع)



شكل (2-67): حساب الكثافة الشعاعية ضمن الطعم والحافة السنخية وأبعاد المناطق المدروسة بعد 6 اشهر من التطعيم بالمقاطع الأمامية الخلفية (أنسي - وحشي)، كما يلاحظ القيم السلبية للكثافة

- دراسة علاقة الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية قبل الجراحة مع تغيراتها بعد الجراحة ومع نتائج قياس سرعة الصوت ضمن الطعم بعد الجراحة أيضاً:

يتم دراسة هذا الهدف بناءً على معطيات القياس في خطوات العمل المذكورة سابقاً وذلك بدراسة تأثير قيمة الكثافة الشعاعية الأصلية للحافة السنخية قبل الجراحة على تغيراتها بعد الجراحة وعلى مقدار سرعة الصوت في منطقة الطعم نفسها.

ثانياً - المرحلة الثانية أو الدراسة النسيجية:

• مراحل تحضير العينة النسيجية:

يُعتبر تطبيق الزراعات السنية خارج نطاق سير الدراسة، إلا أنه - وأثناء الفتح الجراحي لتطبيق الزراعات السنية بعد 6 أشهر من التطعيم ورفع الجيب - طُلب من اختصاصي

الجراحة الذي يتابع العمل أخذ عينة نسيجية من منطقة الطعم العظمي بواسطة سنبل Trephine بقطر داخلي 1.8 مم وقطر إجمالي 2.2 مم وذلك عند تطبيق الزرعات السنية لدى مريض عينة رفع الجيب الفكي مع التطعيم.

يتم أخذ العينة من مكان الزرع حصراً وذلك بعد تحديد ارتفاع الحافة السنية والذي قيس قبل الجراحة الأولى، وبعد أن تصل سنبل الحفر الأولى Pilot Drill إلى عمق مساوٍ أو أكبر بقليل من سماكة الحافة السنية تُستخدم سنبل Trephine لأخذ عينة اسطوانية الشكل من منطقة الطعم بالخاصة. أُرسلت السنبل مع العينة العظمية إلى قسم النّسج والتّشريح المرضي في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق ونُزعت العينة بحذر شديد من السنبل لتلافي تخريب قوامها. تبقى القطعة العظمية في الفورمول الممدّد 10% لمدة لا تقلّ عن 24 ساعة بهدف التثبيت ومنع التحلل الذاتيّ للأنسجة بالأنزيمات الداخلية وإيقاف النمو الجرثومي وتسهيل عملية التلوين . وبعد ذلك تمّ وضع القطعة العظمية في محلول الفورمول المضاف إليه حمض الآزوت بنسبة 10% وذلك لحسف الأملاح المعدنية من القطعة العظمية تمهيداً لقطعها بهدف الفحص النسيجيّ ثمّ تمّت معالجة العينات العظمية وفق المراحل التالية:

✓ مرحلة الإدماج : نقوم بإدماج العينة العظمية بشمع البارافين حتّى تصبح هذه العينة صلبة وقابلة للقطع بالمبشرة (Microtome) وتتضمّن عملية الإدماج المراحل التالية :

- مرحلة التجفيف

- مرحلة التشفيف شكل (2-68).



شكل رقم (2-68): حمامات الكزيلول المستخدمة في مرحلة التشفيف

- مرحلة إدماج البارافين (2-69).



شكل رقم (2-69): جهاز إدماج البارافين

✓ مرحلة القطع: يثبت قالب البارافيني الذي يحوي العينة العظمية على الحامل

المعدني التابع للمبشرة شكل رقم (2-70) والذي يعطينا بحركة آلية شرائح رقيقة ذات

سماكة واحدة وقدرها 8 ميكرون.



شكل رقم (2-70): المبخرة المستخدمة في مرحلة القطع

✓ مرحلة وضع الشرائح على الصفائح الزجاجية.

✓ مرحلة نزع البارافين شكل رقم (2-71).



شكل رقم (2-71): محم طرد شمع البارافين

✓ تلوين المحضرات بالهيماتوكسيلين أيوزين شكل رقم (2-72).

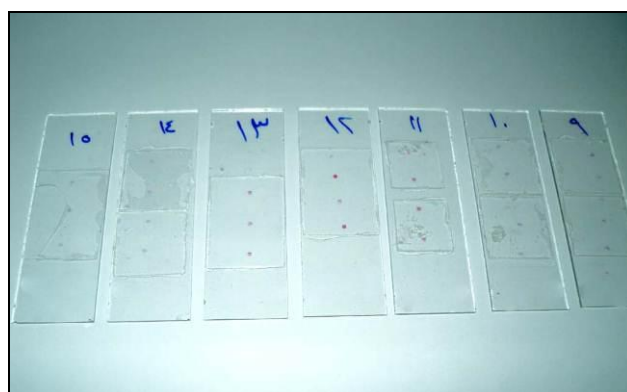
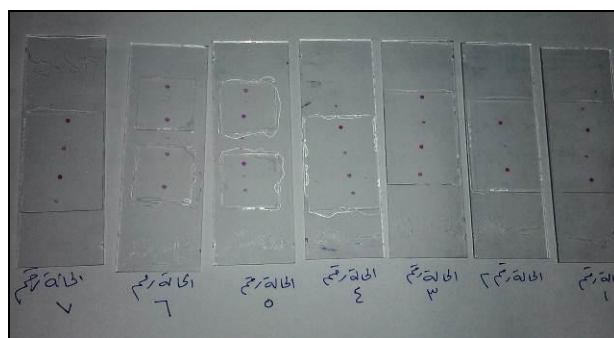
✓ تستر الشرائح لتصبح جاهزة للدراسة النسيجية شكل رقم (2-73).

تتلون سيتوبلازما الخلايا والألياف الغرائية بهذه الطريقة باللون الأيوزيني (الوردي الباهت)

بينما تتلون نوى الخلايا باللون الهيماتوكسيليني (البنفسجي).



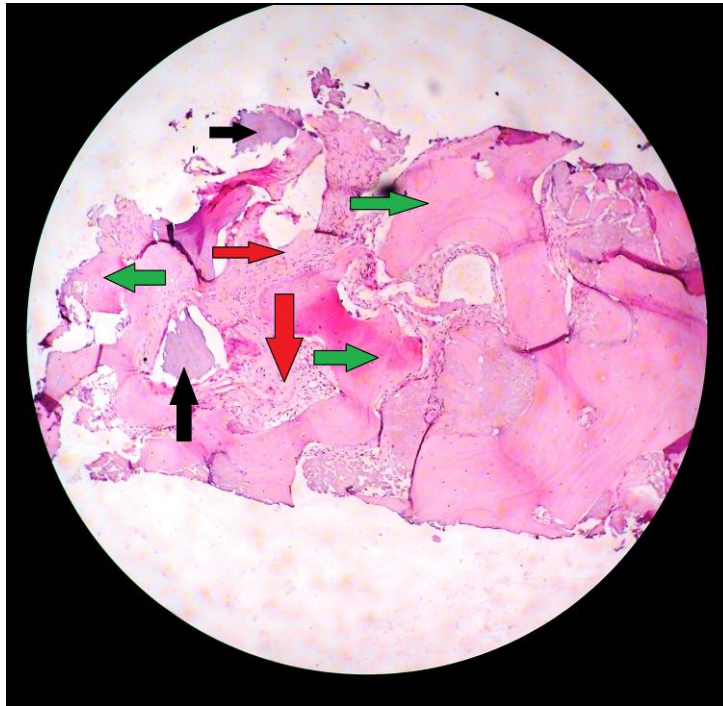
شكل رقم (2-72): الملونات المستخدمة (هيماتوكسيلين أيوزين)



شكل رقم (2-73): الشرائح جاهزة للدراسة النسيجية

• التحليل النسيجي القياسي:

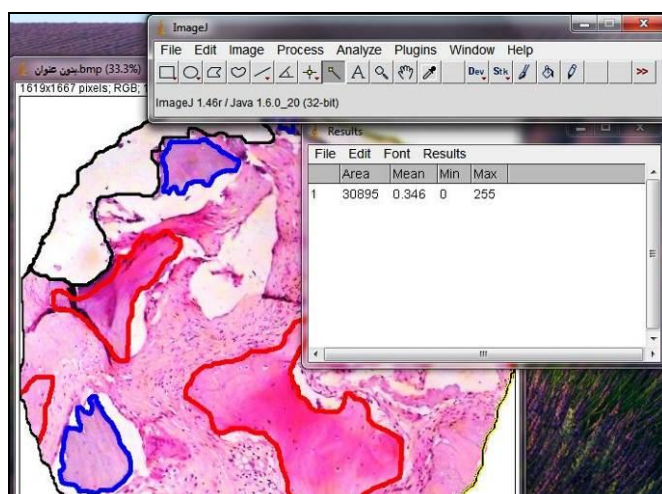
بعد تحضير العينة الإسطوانية Biopsy Core يتم استخلاص كامل المقاطع العرضية ضمنها (مقاطع دائرية). تم إجراء دراسة شكلية نسيجية Histomorphometric Study لكل مقطع وذلك بحساب نسبة النسيج العظمي المتشكل New Vital Bone Formation ونسبة مادة الطعم المتبقية Residual Graft Material ونسبة النسيج الرخو غير المتمعدن Non-mineralized soft Tissue. تم تصوير جميع المحضرات النسيجية بكاميرا رقمية متصلة بالمجهر المستخدم وذلك بتكبير موحد (x4)، وتم نقل الصور التي حصلنا عليها إلى الحاسب، وتم تحديد محتويات كل محضر من المتغيرات التي ستدرس وحفظت في الملفات الخاصة بالمرضى، شكل (2-74).



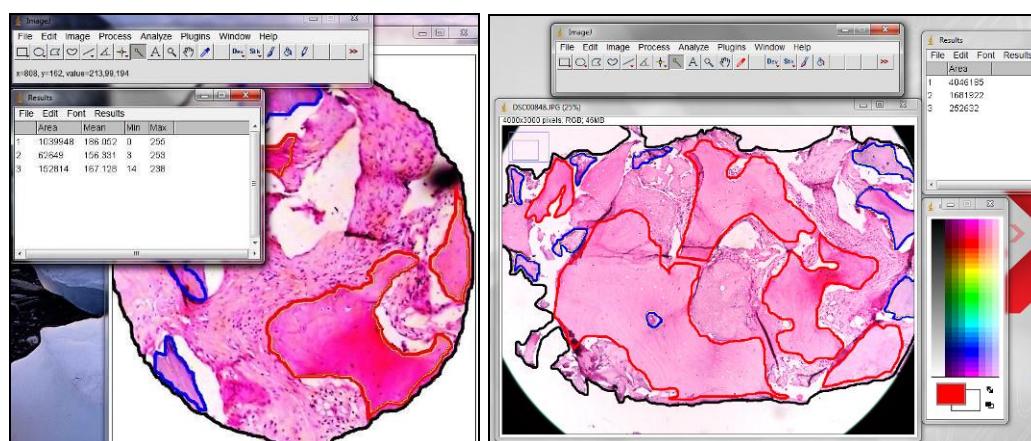
شكل (2-74): أحد مقاطع الدراسة النسيجية لإحدى حالات الدراسة يظهر فيها العظم الجديد (الأسهم الخضراء) ومادة الطعم المتبقية (الأسهم السوداء) والنسيج الرخو غير المتمعدن (الأسهم الحمراء)

تمت الدراسة القياسية باستخدام برنامج (ImageJ®, Bethesda, USA) كما يأتي:

- فتح صورة محفوظة لأحد المحضرات النسيجية من القائمة المنسدلة File للبرنامج باستخدام الخيار Open.
- يتم باستخدام الأمر Pencil Tool رسم كامل حدود المحضّر النسيجي المدروس باللون الأسود مثلاً لحساب كامل مساحته باستخدام الخيار Analyze والأمر Measure فيعطي البرنامج على يمين الواجهة قائمة تضم رقماً يعبر عن مساحة المحضّر بعدد وحدات البكسل المحصورة ضمن الحدود المرسومة، شكل رقم (2-75).
- تُحدد الجزر العظمية لمناطق العظم المتشكل باستخدام الأمر Pencil Tool أيضاً، ويتم اختيار لون آخر للرسم لسهولة العمل حيث تم اختيار اللون الأحمر ثم وبعد تعليم جميع الجزر المراد قياسها يتم اختيار الأمر Measure أيضاً فنحصل على رقم آخر تحت الرقم السابق يعبر عن مساحة العظم المتشكل، شكل (2-76).
- يتم تحديد مادة الطعم المتبقية باللون الأزرق وتحسب مساحتها أيضاً.
- تكون مساحة النسيج الرخو غير المتمعدن هي ناتج طرح القيمتين السابقتين من المساحة الكلية للمحضّر النسيجي.
- تُحسب النسبة المئوية للنسيج المدروس بعملية حسابية بسيطة في المقاطع الثلاث من كل عينة وتتؤخذ المتوسطات الحسابية لها وتحفظ كمتغير نهائي.



شكل (2-75): تحديد المحضّر النسيجي كاملاً بالأسود وحساب مساحته (على يمين الصورة)



شكل (2-76): يعطي البرنامج مساحة المقطع كاملاً ومساحة الجزر العظمية المحددة ضمنه وبالتالي يمكن حساب النسبة

النسبة للمتغيرات

5-2- الدراسة الإحصائية Statistical study

تختلف وحدة الاعتيان أو الوحدة الإحصائية Unit of Analysis في هذه الدراسة وفقاً للعينه المدروسة، فهي أماكن الاهتمام أو المناطق المستهدفة في العينة الأولى، بينما الوحدة الإحصائية هي المريض في العينة الثانية. تم تحليل النتائج باستخدام البرنامج الإحصائي (SPSS V.17) وتضمنت ما يأتي:

1-5-2- الدراسة الإحصائية الوصفية:

أ- الإحصاء الوصفي الذي يتضمن:

- وصف عينة الدراسة.
- المتوسطات.
- النسب المئوية %.
- الانحرافات المعيارية Std.

ب- الاختبارات الإحصائية التحليلية:

- معامل الارتباط بيرسون (r).
- معاملات معادلة الانحدار الخطي Linear Regression Model.
- معامل الثبات ألفا كرونباخ.
- اختبار تحليل التباين ANOVA.
- طريقة Bonferroni لإجراء المقارنات الثنائية بين المتوسطات.
- اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة والعينات المترابطة.

(يمكن أخذ فكرة عن الاختبارات السابقة والاختبارات التمهيدية قبلها والتي لم تُذكر والهدف منها في باب الملاحق).

ج- الأشكال الإحصائية:

- الجداول الإحصائية.
- المخططات البيانية.

2-5-2- الدراسة الإحصائية التحليلية:

اعتُبرت النتائج ذات دلالة إحصائية عندما تكون قيمة قوة الاحتمال أو مستوى الثقة P value أصغر أو تساوي 0.05 ($P \leq 0.05$). تمّ حساب معامل الارتباط (بيرسون r) لدراسة شدة العلاقة بين المتغيرات الشعاعية وقياس سرعة الصوت SOS في عينة الدراسة الشعاعية وكذلك مع المتغيرات النسيجية ضمن عينة رفع الجيب الفكي مع التطعيم وقد قسّمت شدة r كما يأتي (Kuzma 2005):

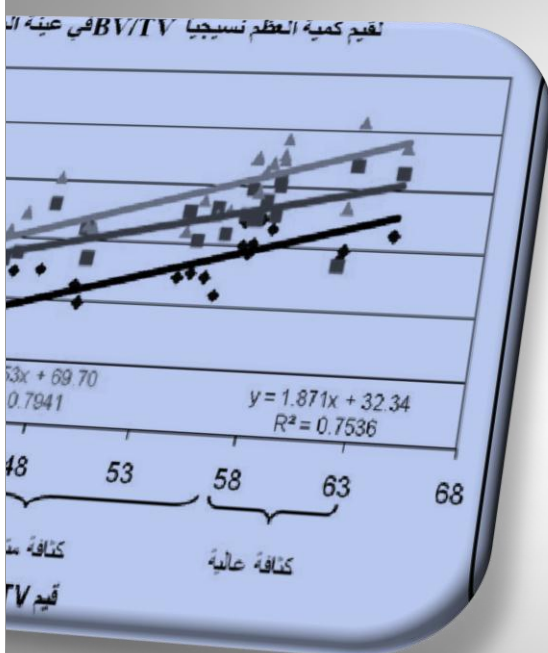
- شبه تامة: عندما تكون 0.9 أو أكثر.
- قوية جداً: من 0.75 - وأقل من 0.9.
- قوية: من 0.6 - وأقل من 0.75.
- متوسطة: من 0.4 - وأقل من 0.6.
- ضعيفة: أعلى من 0 وأقل من 0.4.
- لا توجد علاقة: $r = 0$.

[Results]



3

النتائج



3- النتائج:

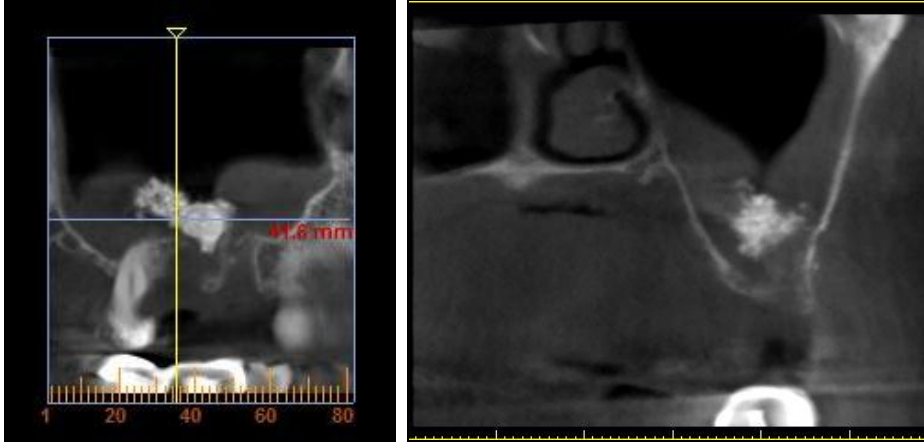
3-1- الموجودات السريرية والشعاعية:

على اعتبار أن الدراسة تركز على الجانب التشخيصي والشعاعي فقد تم تسليط الضوء على النواحي الآتية:

- كان العمل على جهاز SOS سهلاً ولم يحمل الكثير من التعقيد باستثناء الحالات التي تكون فيها فتحة الفم محدودة عند بعض المرضى وبالتالي تم استخدام عدة حوامل بحجوم مختلفة.
- كان تقبل جميع مرضى الدراسة جيداً لاستخدام تقنية SOS بالطريقة المشروحة في باب مواد وطرق البحث وبعد إطلاع المرضى على آلية العمل والهدف منه.
- لوحظ من الناحية الشعاعية فرط في ظلالية مادة الطعم في جميع فترات المراقبة في معظم المقاطع حيث تجاوزت كثافتها الشعاعية حدود 3000 HU، ولكن لوحظ أيضاً وجود قيم سلبية في بعض المقاطع لكثافة كل من مادة الطعم والحافة السنخية بعد 6 أشهر من الجراحة.
- استخدم مابين 1 غ إلى 2 غ من مادة الطعم في كل حالة من حالات الدراسة.
- هناك حالتا فشلٍ سُجِّلتا في هذه الدراسة:

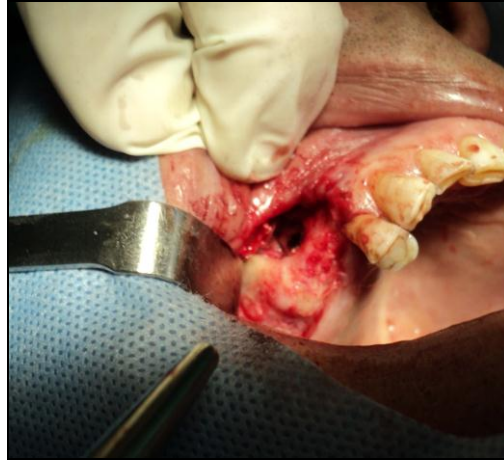
- الحالة الأولى: أنثى بعمر 33 سنة، مدخنة. تم العمل الجراحي بشكلٍ طبيعي مع عدم ظهور أي اختلاطٍ فوري كالنزف أو انتقَابٍ لغشاء الجيب، ولكن لدى إجراء الصورة الطبقيّة CBCT بعد 6 أسابيع لوحظ انفصال الطعم عن القاعدة العظمية في جميع المقاطع المعترضة بالإضافة إلى تسمكٍ كبيرٍ في الغشاء المخاطي المبطن للجيب رغم غياب وجود

أية أعراض سريرية تدل على إنتانٍ أو وذمة ولكن قد يعود السبب إلى التدخين رغم أنه ضمن المعايير المطبقة لاختيار مرضى العينة، الشكل (1-3).

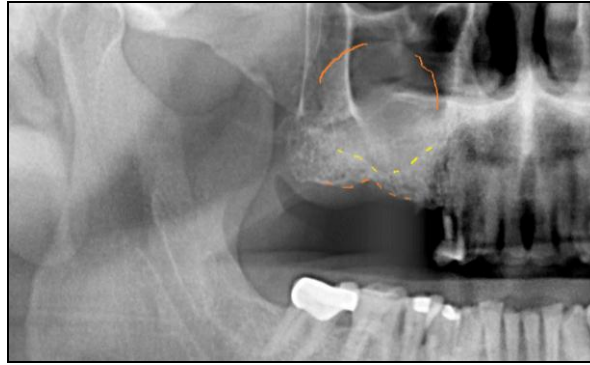


شكل (1-3): انفصال الطعم عن القاعدة العظمية بعد 6 أسابيع من الجراحة ويلاحظ سماكة الغشاء المخاطي

- الحالة الثانية: ذكر بعمر 45 سنة، مدخن. حدث انثقاب للغشاء المبطن للجيب أكبر من 2 مم كما في الشكل (2-3)، أظهرت الصورة المقطعية بعد 6 أسابيع موجوداتٍ طبيعية مع توضع طبيعي لمادة الطعم، لكن ولدى إجراء قياسات سرعة الصوت SOS بعد 3 أشهر كانت القيمة 0 في معظم القراءات عبر الجيب وبعضها أعطى قيمة أقل من 1400 m/s ما يشير إلى وجود نسيج رخو، وبعد مرور 4 أشهر على الجراحة وقبل إجراء الصورة المقطعية أجريت القياسات وتكررت القراءات. أجريت صورة بانورامية رقمية تشخيصية ولوحظ الامتصاص الكامل لمادة الطعم وتشكل قليلة مخاطية رغم وضع ما يقارب 1.5 غ من المادة أثناء الجراحة كما في الشكل (3-3). قد يعود سبب الفشل إما إلى التدخين أو إلى حدوث الانثقاب في الغشاء المخاطي للجيب.



شكل (2-3): انثقاب أكبر من 2 مم في غشاء الجيب



شكل (3-3): غياب الطعم بعد 4 أشهر وتشكل قيلة مخاطية ضمن الجيب

▪ تم إقصاء حالتي الفشل سابقتي الذكر من الدراسة التحليلية النهائية لتتضمن عينة رفع

قاع الجيب الفكي 18 حالة فقط بنسبة نجاح 90%.

2-3- وصف العينة:

تألفت عينة البحث من عينتين فرعيتين (عينة الدراسة الشعاعية أو التشخيصية، عينة رفع قاع الجيب الفكي أو الجراحية). تألفت عينة الدراسة الشعاعية من 25 مريضاً من المرضى المراجعين لعيادة زرع الأسنان في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق خلال العام الدراسي 2011-2012 من كلا الجنسين (16 ذكراً و9 إناث) تراوحت أعمارهم بين 25 و52 عاماً. أُجريت على

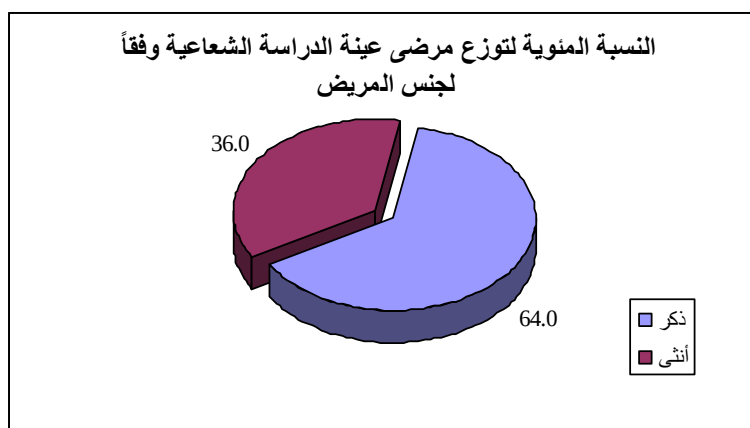
هذه العينة دراستان، الأولى لتقييم نوعية العظم في الفك العلوي بقياس سرعة الصوت Speed of Sound (SOS) ضمن العظم السنخي الطبيعي حيث كانت مناطق الفقد السني هي الوحدات الإحصائية المدروسة (43 منطقة اهتمام) وقد قُسمت إلى مجموعتين مختلفتين (مجموعة مناطق الفقد السني الأمامية، مجموعة مناطق الفقد السني الخلفية)، أما الدراسة الثانية فقد هدفت إلى تقييم مصداقية برامج مختلفة لقياس الكثافة العظمية الشعاعية بمعايرتها بالتصوير الطبقي ذي الحزمة المخروطية CBCT حيث كانت المقاطع المستخلصة من الصور (100 مقطع) هي الوحدات الإحصائية المدروسة.

تألفت عينة رفع الجيب الفك من 20 حالة رفع جيب فكي أجريت لـ 20 مريضاً ومريضةً أُقصيت منها حالتا فشلٍ عند مريضين لتشمل العينة 18 مريضاً ومريضة (الوحدة الإحصائية المدروسة هي المريض أو الجيب) تراوحت أعمارهم بين 33 و 52 عاماً، وقد تم إجراء الزرع المتأخر لجميع أفراد العينة بعد 6 أشهر فكانت عينة الدراسة النسيجية مؤلفةً من 18 حالة، وقد كان توزع المرضى ومناطق الفقد السني في عينة الدراسة الشعاعية وكان توزع حالات رفع الجيب الفك في عينة رفع الجيب الفك وكان توزع مجموعة الدراسة النسيجية وفقاً لجنس المريض وعمر المريض والمنطقة المدروسة كما يلي:

1 - توزع مرضى عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لجنس المريض:

جدول رقم (3-1) يبين توزع مرضى عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لجنس المريض.

جنس المريض	عدد المرضى	النسبة المئوية
ذكر	16	64.0
أنثى	9	36.0
المجموع	25	100



مخطط رقم (3-1) يمثل النسبة المئوية لتوزيع مرضى عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لجنس المريض.

2 - المتوسط الحسابي لأعمار المرضى في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لجنس المريض :

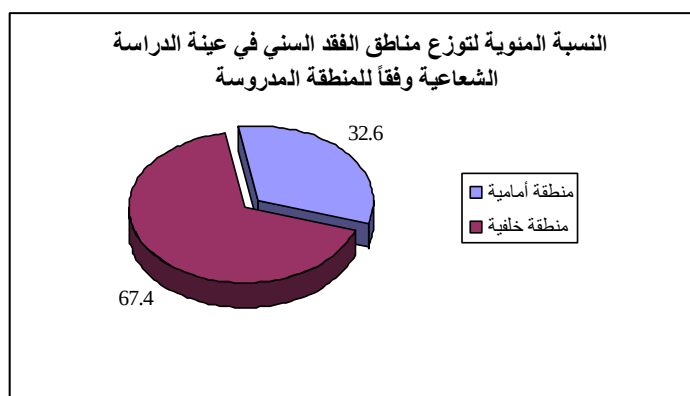
جدول رقم (3-2) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لأعمار المرضى (بالسنوات) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لجنس المريض.

الانحراف المعياري	المتوسط الحسابي	الحد الأدنى	الحد الأعلى	عدد المرضى	جنس المريض	المتغير المدروس
7.5	40.3	52	25	16	ذكر	عمر المريض (بالسنوات)
4.8	39.6	46	33	9	أنثى	
6.6	40.0	52	25	25	مرضى عينة الدراسة الشعاعية كاملة	

3 - توزيع مناطق الفقد السنّي في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة:

جدول رقم (3-3) يبين توزيع مناطق الفقد السنّي في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.

النسبة المئوية	عدد المرضى	المنطقة المدروسة
32.6	14	منطقة أمامية
67.4	29	منطقة خلفية
100	43	المجموع



مخطط رقم (3-2) يمثل النسبة المئوية لتوزيع مناطق الفقد السنّي في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.

4 - توزع مناطق الفقد السني في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لجنس المريض والمنطقة المدروسة:

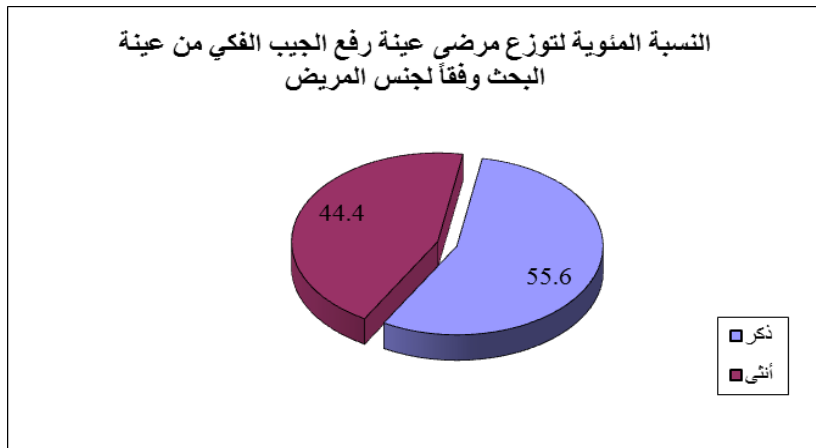
جدول رقم (3-4) يبين توزع مناطق الفقد السني في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لجنس المريض والمنطقة المدروسة.

المنطقة المدروسة	عدد المرضى			النسبة المئوية	
	ذكر	أنثى	المجموع	ذكر	أنثى
منطقة أمامية	7	7	14	50.0	50.0
منطقة خلفية	18	11	29	62.1	37.9
عينة الدراسة الشعاعية كاملة	25	18	43	58.1	41.9

5 - توزع مرضى عينة رفع الجيب الفكي وفقاً لجنس المريض:

جدول رقم (3-5) يبين توزع مرضى عينة رفع الجيب الفكي وفقاً لجنس المريض.

جنس المريض	عدد المرضى	النسبة المئوية
ذكر	10	55.6
أنثى	8	44.4
المجموع	18	100



مخطط رقم (3-3) يمثل النسبة المئوية لتوزع مرضى عينة رفع الجيب الفكي وفقاً لجنس المريض.

6 - المتوسط الحسابي لأعمار المرضى في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً لجنس المريض:

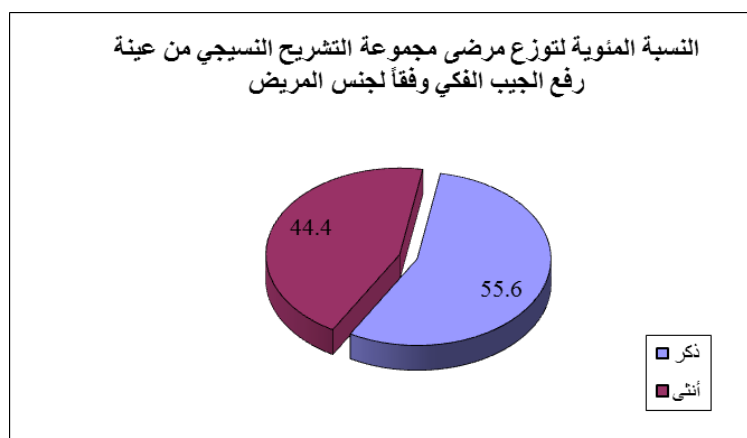
جدول رقم (3-6) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لأعمار المرضى (بالسنوات) في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً لجنس المريض.

المتغير المدروس	جنس المريض	عدد المرضى	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
عمر المريض (بالسنوات)	ذكر	10	36	52	43.4	5.3
	أنثى	8	33	46	39.6	4.8
	مرضى عينة رفع الجيب الفكي كاملة	18	33	52	41.83	5.5

7 - توزع مرضى مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي وفقاً لجنس المريض:

جدول رقم (3-7) يبين توزع مرضى مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي وفقاً لجنس المريض.

جنس المريض	عدد المرضى	النسبة المئوية
ذكر	10	55.56
أنثى	8	44.44
المجموع	18	100



مخطط رقم (3-4) يمثل النسبة المئوية لتوزع مرضى مجموعة التشريح النسيجي من عينة رفع الجيب الفكي وفقاً لجنس المريض.

8 - المتوسط الحسابي لأعمار المرضى في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي وفقاً لجنس المريض :

جدول رقم (3-8) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لأعمار المرضى (بالسنوات) في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي وفقاً لجنس المريض.

المتغير المدروس	جنس المريض	عدد المرضى	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
عمر المريض (بالسنوات)	ذكر	10	36	52	44.3	5.3
	أنثى	8	33	45	37.0	6.9
	مرضى مجموعة التشريح النسيجي كاملة	18	33	52	42.5	6.4

3-3- الدراسة الإحصائية التحليلية:

3-3-1- دراسة إمكانية التنبؤ بمقدار الكثافة العظمية اعتماداً على قيم مقدار سرعة الصوت

في عينة الدراسة الشعاعية:

تم الحصول على جميع المقاطع الدهليزية الحنكية والمقاطع الأنسية الوحشية والمقاطع الأفقية

(المحورية) من كل صورة من صور CBCT لكل منطقة من مناطق الفقد السنّي المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية (43 منطقة) وتم قياس الكثافة العظمية في كل مقطع من المقاطع المستخلصة ثم تم اعتماد المتوسط الحسابي للكثافة العظمية لكل منطقة من مناطق الفقد السنّي.

كما تم قياس مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) ثلاث مرات مختلفة (قراءة أولى، قراءة ثانية، قراءة ثالثة) لكل منطقة من مناطق الفقد السنّي المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية ثم تم اعتماد المتوسط الحسابي لقيم سرعة الصوت في القراءات الثلاث لكل منطقة من مناطق الفقد السنّي.

تمت دراسة الفروق بين منطقتي الفقد المدروستين (منطقة أمامية، منطقة خلفية) في كل من قيم مقدار الكثافة العظمية وقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)، كما تمت دراسة العلاقة بين قيم مقدار الكثافة العظمية وقيم سرعة الصوت (متر / ثا) وفقاً للمنطقة المدروسة وفي عينة الدراسة الشعاعية كاملةً وتم حساب قيم معاملات مستقيم الانحدار للتنبؤ بقيم الكثافة العظمية الشعاعية اعتماداً على قيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) وكانت نتائج التحليل كما يلي:

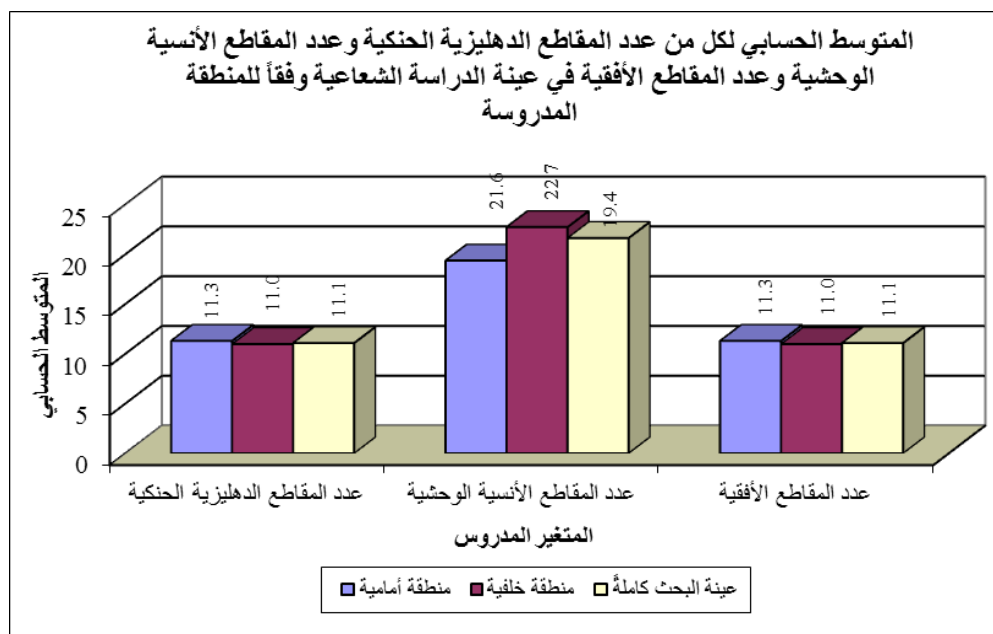
1 - المتوسط الحسابي لعدد المقاطع المستخلصة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة:

◀ المتوسط الحسابي لكل من عدد المقاطع الدهليزية الحنكية وعدد المقاطع الأنسية الوحشية وعدد المقاطع الأفقية في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة:

جدول رقم (3-9) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لكل من عدد المقاطع الدهليزية الحنكية وعدد المقاطع الأنسية الوحشية وعدد المقاطع الأفقية في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.

الانحراف المعياري	المتوسط الحسابي	الحد الأعلى	الحد الأدنى	عدد مناطق الفقد السنّي	المنطقة المدروسة	المتغير المدروس
1.07	11.3	13	10	14	منطقة أمامية	عدد المقاطع الدهليزية الحنكية
1.32	11.0	13	9	29	منطقة خلفية	
1.24	11.1	13	9	43	عينة الدراسة الشعاعية كاملةً	
3.67	19.4	27	16	14	منطقة أمامية	عدد المقاطع الأنسية الوحشية
2.91	22.7	27	14	29	منطقة خلفية	

3.52	21.6	27	14	43	عينة الدراسة الشعاعية كاملة	
1.07	11.3	13	10	14	منطقة أمامية	عدد المقاطع الأفقية
1.32	11.0	13	9	29	منطقة خلفية	
1.24	11.1	13	9	43	عينة الدراسة الشعاعية كاملة	



مخطط رقم (3-5) يمثل المتوسط الحسابي لكل من عدد المقاطع الدهليزية الحنكية وعدد المقاطع الأنسية الوحشية وعدد المقاطع الأفقية في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.

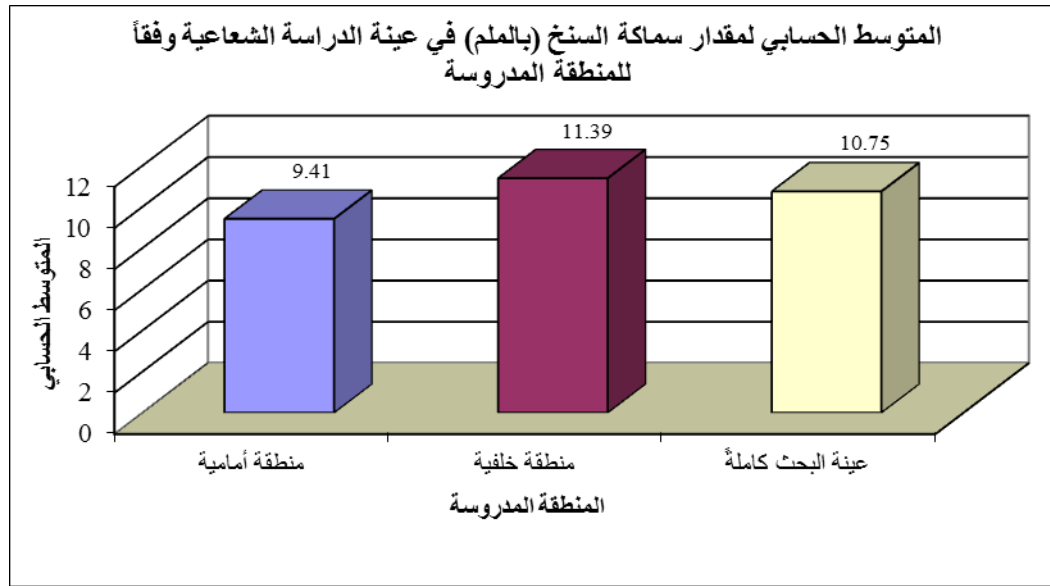
2 - نتائج قياس سماكة السنخ في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة:

المتوسط الحسابي لمقدار سماكة السنخ في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة

المدروسة:

جدول رقم (3-10) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لمقدار سماكة السنخ (بالملم) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.

الانحراف المعياري	المتوسط الحسابي	الحد الأعلى	الحد الأدنى	عدد مناطق الفقد السنخي	المنطقة المدروسة	المتغير المدروس
1.84	9.41	13.8	7.5	14	منطقة أمامية	مقدار سماكة السنخ (بالملم)
1.41	11.39	13.4	7.1	29	منطقة خلفية	
1.80	10.75	13.8	7.1	43	عينة الدراسة الشعاعية كاملة	



مخطط رقم (3-6) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار سماكة السنخ (بالملم) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.

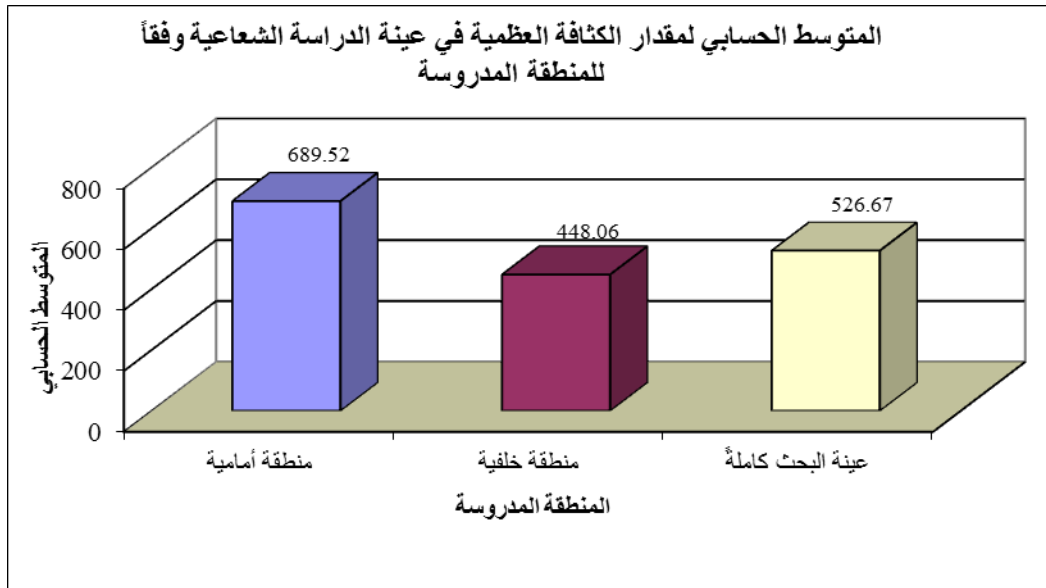
3 - دراسة مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت والمنطقة المدروسة:

◀ المتوسط الحسابي لكل من مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت في عينة

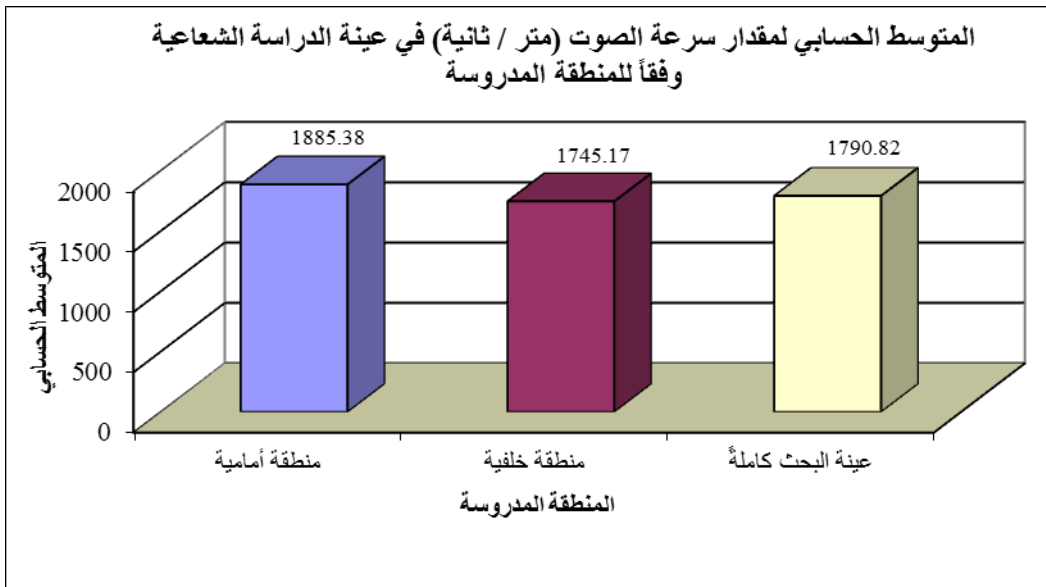
الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة:

جدول رقم (3-11) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لكل من مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.

المتغير المدروس	المنطقة المدروسة	عدد مناطق الفقد السنوي	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
مقدار الكثافة العظمية	منطقة أمامية	14	472.1	1096.5	689.52	177.53
	منطقة خلفية	29	180.4	1056.3	448.06	182.28
	عينة الدراسة الشعاعية كاملة	43	180.4	1096.5	526.67	212.16
مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)	منطقة أمامية	14	1697.4	2158.2	1885.38	115.48
	منطقة خلفية	29	1601.8	1941.2	1745.17	95.07
	عينة الدراسة الشعاعية كاملة	43	1601.8	2158.2	1790.82	120.72



مخطط رقم (3-7) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار الكثافة العظمية في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.



مخطط رقم (3-8) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.

دراسة تأثير المنطقة المدروسة على قيم كل من مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة

الصوت في عينة الدراسة الشعاعية:

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في كل من متوسط مقدار

الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بين مجموعة مناطق الفقد السني الأمامية

ومجموعة مناطق الفقد السني الخلفية في عينة الدراسة الشعاعية كما يلي:

- نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة:

جدول رقم (3-12) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في كل من متوسط مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بين مجموعة مناطق الفقد السني الأمامي ومجموعة مناطق الفقد السني الخلفية في عينة الدراسة الشعاعية.

المتغير المدروس	قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	الفرق بين المتوسطين	الخطأ المعياري للفرق	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
مقدار الكثافة العظمية الشعاعية	4.104	41	241.47	58.84	0.000	توجد فروق دالة
مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)	4.225	41	140.21	33.19	0.000	توجد فروق دالة

يُلاحظ في الجدول السابق أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05 بالنسبة لكل من مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا)، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائياً في كل من متوسط مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بين مجموعة مناطق الفقد السني الأمامية ومجموعة مناطق الفقد السني الخلفية في عينة الدراسة الشعاعية، وبما أن الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات موجبة نستنتج أن قيم كل من مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في مجموعة مناطق الفقد السني الأمامية كانت أكبر منها في مجموعة مناطق الفقد السني الخلفية في عينة الدراسة الشعاعية.

◀ دراسة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار سرعة الصوت في عينة

الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة:

تم حساب معامل الارتباط بيرسون لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة كما يلي:

- نتائج حساب قيم معامل الارتباط بيرسون:

جدول رقم (3-13) يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.

المتغير الثاني	المنطقة المدروسة	المتغير الأول = الكثافة العظمية الشعاعية			وجود علاقة ارتباط	جهة العلاقة	شدة العلاقة
		قيمة معامل الارتباط بيرسون	عدد مناطق الفقد السني	قيمة مستوى الدلالة			
مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)	منطقة أمامية	0.544	14	0.044	توجد علاقة ارتباط	طردية	متوسطة
	منطقة خلفية	0.628	29	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	متوسطة
	عينة الدراسة الشعاعية كاملة	0.715	43	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية

يبين الجدول (3-13) أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05 مهما كانت المنطقة

المدروسة وفي عينة الدراسة الشعاعية كاملة، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد علاقة

ارتباط خطية دالة إحصائياً بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار سرعة الصوت (متر /

ثا) في عينة الدراسة الشعاعية، وبما أن الإشارة الجبرية لمعاملات الارتباط المحسوبة كانت

موجبة نستنتج أن كلاً من العلاقات الموافقة كانت طردية (ارتفاع قيم الكثافة العظمية الشعاعية

يوافقه ارتفاع في قيم سرعة الصوت)، وبما أن القيم المطلقة لمعامل الارتباط الموافقين لكل من

مجموعة مناطق الفقد السني الأمامية ومجموعة مناطق الفقد السني الخلفية على حدة كانت

قريبة من القيمتين 0.5 و 0.6 نستنتج أن كلاً من العلاقتين الموافقتين كانت متوسطة الشدة،

وبما أن القيمة المطلقة لمعامل الارتباط الموافق لعينة الدراسة الشعاعية كاملة كانت قريبة من

القيمة 0.7 نستنتج أن العلاقة الموافقة كانت قوية الشدة في عينة الدراسة الشعاعية.

دراسة مصداقية قيم مقدار سرعة الصوت في التعبير عن قيم مقدار الكثافة العظمية

الشعاعية في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة:

تم حساب معامل الثبات ألفا كرونباخ بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار سرعة

الصوت (متر / ثا) وفقاً للمنطقة المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية كما يلي:

- نتائج حساب قيم معامل الثبات ألفا كرونباخ:

جدول رقم (3-14) يبين قيم معامل الثبات ألفا كرونباخ بين مقدار الكثافة العظمية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) وفقاً للمنطقة المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية.

المتغير الثاني	المنطقة المدروسة	المتغير الأول = الكثافة العظمية الشعاعية	
		المتباين المشترك	قيمة معامل الثبات
مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)	منطقة أمامية	22426.6	0.664
	منطقة خلفية	21131.9	0.680
	عينة الدراسة الشعاعية كاملة	29793.1	0.761
			متوسطة
			متوسطة
			جيدة

نلاحظ في الجدول (3-14) أن قيمة معامل ألفا كرونباخ كانت أقل من القيمة 0.7 بالنسبة لكل من مجموعة مناطق الفقد السني الأمامية ومجموعة مناطق الفقد السني الخلفية على حدة، ما يدل على مصداقية متوسطة لقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في التعبير عن قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية، ويُلاحظ أن قيمة معامل ألفا كرونباخ كانت قريبة من القيمة 0.8 بالنسبة لعينة الدراسة الشعاعية كاملة ما يدل على أن المصداقية جيدة لقيم مقدار سرعة الصوت في التعبير عن قيم الكثافة العظمية الشعاعية في عينة الدراسة الشعاعية كاملة.

< دراسة إمكانية التنبؤ بقيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية اعتماداً على قيم سرعة الصوت

في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة:

بما أن العلاقة بين قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية وقيم سرعة الصوت (متر / ثا) كانت علاقة خطية ذات دلالة إحصائية فقد تم إجراء اختبار تحليل التباين ANOVA لدراسة دلالة تمثيل العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بمعادلة من الدرجة الأولى من الشكل (ع = أ × س + ب)، وتم حساب قيم معامل التحديد R^2 بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) لتقدير درجة التمثيل للمعادلة المذكورة، وتم حساب قيم معاملات مستقيم الانحدار (أ) و(ب) للتنبؤ بقيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية من خلال قيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بمعادلة من الشكل (ع = أ × س +

(ب) حيث (ع) تمثل قيم مقدار الكثافة العظمية المراد حسابها و(س) تمثل قيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة كما يلي:

- نتائج تحليل التباين ANOVA ونتائج حساب قيم معامل التحديد R^2 :

جدول رقم (3-15) يبين نتائج اختبار تحليل التباين ANOVA ونتائج حساب قيم معامل التحديد R^2 بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) وفقاً للمنطقة المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية.

المتغير التابع = مقدار الكثافة العظمية الشعاعية						المنطقة المدروسة	المتغير المستقل
درجة تمثيل معادلة مستقيم الانحدار	قيمة معامل التحديد R^2	قيمة معامل الارتباط	دلالة تمثيل قيم الكثافة بقيم سرعة الصوت	قيمة مستوى الدلالة	قيمة F المحسوبة		
ضعيفة	0.296	0.544	تمثيل دال	0.044	5.039	منطقة أمامية	مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)
ضعيفة	0.394	0.628	تمثيل دال	0.000	17.559	منطقة خلفية	
متوسطة	0.511	0.715	تمثيل دال	0.000	42.900	عينة الدراسة الشعاعية كاملة	

نلاحظ في الجدول (3-15) أن قيم مستوى الدلالة كانت أصغر من القيمة 0.05 مهما كانت المنطقة المدروسة وفي عينة الدراسة الشعاعية كاملة، وبالتالي نستنتج أنه عند مستوى الثقة 95% يمكن تمثيل العلاقة بين قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية وقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بمعادلة من الشكل (ع = أ × س + ب) تمثيلاً دالاً إحصائياً، ويُلاحظ أن قيمة معامل التحديد R^2 كانت قريبة من القيمتين 0.3 و 0.4 بالنسبة لكل من مجموعة مناطق الفقد السني الأمامية ومجموعة مناطق الفقد السني الخلفية على حدة، ما يدل على أن درجة تمثيل العلاقة بين قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية وقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بمعادلة من الشكل (ع = أ × س + ب) كانت ضعيفة في كل من المجموعتين على حدة، ويُلاحظ أن قيمة معامل التحديد R^2 كانت قريبة من القيمة 0.5 بالنسبة لعينة الدراسة الشعاعية كاملة ما يدل على أن درجة تمثيل العلاقة بين قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية وقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بمعادلة من الشكل (ع = أ × س + ب) كانت متوسطة الشدة في عينة الدراسة الشعاعية كاملة، وبالتالي يظهر أنه يمكن الاعتماد على قيم مقدار سرعة الصوت في التنبؤ بقيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية.

- نتائج حساب قيم معاملات مستقيم الانحدار:

جدول رقم (3-16) يبين نتائج حساب قيم معاملات مستقيم الانحدار بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) وفقاً للمنطقة المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية.

المتغير التابع = مقدار الكثافة العظمية الشعاعية						المتغير المستقل	المنطقة المدروسة	المعامل المدروس
شكل معادلة مستقيم الانحدار	دلالة وجود المعامل في المعادلة	قيمة مستوى الدلالة	قيمة t المحسوبة	الخطأ المعياري	قيمة المعامل المحسوبة			
مقدار الكثافة العظمية = $0.836 \times$ مقدار سرعة الصوت	غير دالة	0.231	-1.261	703.359	-886.669	ب	منطقة أمامية	ب
	دالة	0.044	2.245	0.372	0.836	أ		أ
مقدار الكثافة العظمية = $1.204 \times$ مقدار سرعة الصوت - 1652.4	دالة	0.003	-3.292	501.979	-1652.400	ب	منطقة خلفية	ب
	دالة	0.000	4.190	0.287	1.204	أ		أ
مقدار الكثافة العظمية = $1.257 \times$ مقدار سرعة الصوت - 1723.9	دالة	0.000	-5.006	344.371	-1723.898	ب	عينة الدراسة الشعاعية كاملة	ب
	دالة	0.000	6.550	0.192	1.257	أ		أ

نلاحظ في الجدول (3-16) أن قيمة مستوى الدلالة كانت أكبر بكثير من القيمة 0.05 بالنسبة

للمعامل (ب) في مجموعة مناطق الفقد السني الأمامية، أي أنه عند مستوى الثقة 95% لا

يدخل المعامل (ب) في معادلة مستقيم الانحدار بين قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية

ومقدار سرعة الصوت في مجموعة المناطق الأمامية من عينة الدراسة الشعاعية، أما بالنسبة

لباقى معاملات مستقيم الانحدار المدروسة فيلاحظ أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة

0.05، وبالتالي فإنه عند مستوى الثقة 95% يدخل كل من معاملات مستقيم الانحدار الموافقة

المعنية في معادلات مستقيمات الانحدار الموافقة، وبالتالي نستنتج أنه يمكن تمثيل العلاقة بين

قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بمعادلة من

الشكل [مقدار الكثافة العظمية الشعاعية = $0.836 \times$ مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)] في

مجموعة مناطق الفقد السني الأمامية، ونستنتج أنه يمكن تمثيل العلاقة بين قيم مقدار الكثافة

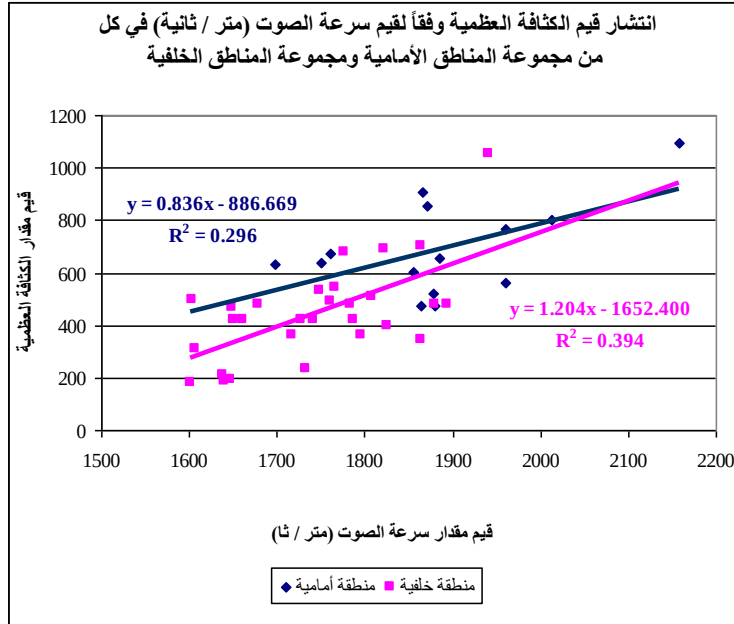
العظمية الشعاعية ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بمعادلة من الشكل [مقدار الكثافة العظمية

الشعاعية = $1.204 \times$ مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) - 1652.4] في مجموعة مناطق الفقد

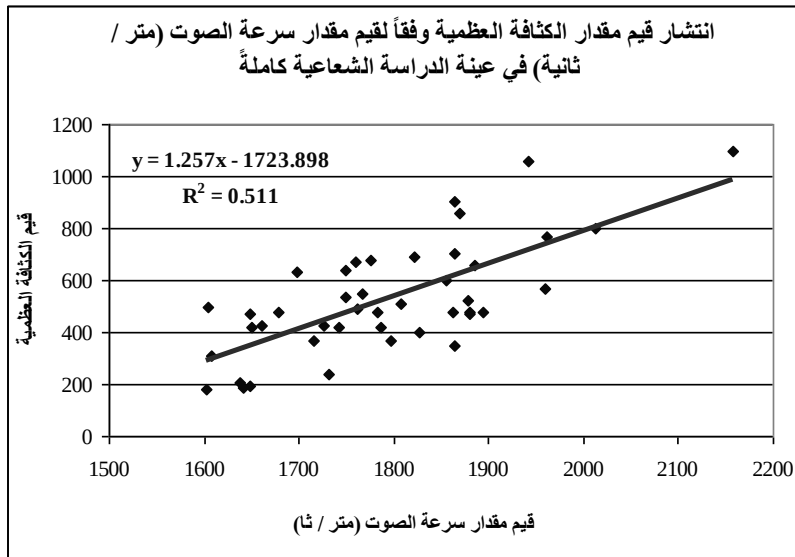
السني الخلفية، ونستنتج أنه يمكن تمثيل العلاقة بين قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية

ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بمعادلة من الشكل [مقدار الكثافة العظمية = 1.257 ×

مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) - 1723.9] في عينة الدراسة الشعاعية كاملة.



مخطط رقم (3-9) يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية وفقاً لقيم سرعة الصوت (متر / ثانية) في كل من مجموعة المناطق الأمامية ومجموعة المناطق الخلفية ومعاملات مستقيم الانحدار ومعاملات التحديد الموافقة.



مخطط رقم (3-10) يمثل انتشار قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية وفقاً لقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثانية) في عينة الدراسة الشعاعية كاملة ومعاملات مستقيم الانحدار ومعامل التحديد الموافقة.

◀ دراسة العلاقة بين مقدار سرعة الصوت ومقدار سماكة السنخ في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة:

تم حساب معامل الارتباط بيرسون لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار سرعة الصوت (متر /

ثا) ومقدار سماكة السنخ (بالملم) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة:

- نتائج حساب قيم معامل الارتباط بيرسون:

جدول رقم (3-17) يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) ومقدار سماكة السنخ (بالملم) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمنطقة المدروسة.

المتغير الثاني	المنطقة المدروسة	المتغير الأول = مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)			وجود علاقة ارتباط	جهة العلاقة	شدة العلاقة
		قيمة معامل الارتباط بيرسون	عدد مناطق الفقد السني	قيمة مستوى الدلالة			
مقدار سماكة السنخ (بالملم)	منطقة أمامية	0.017	14	0.955	لا توجد علاقة ارتباط	-	-
	منطقة خلفية	-0.065	29	0.739	لا توجد علاقة ارتباط	-	-
	عينة الدراسة الشعاعية كاملة	-0.308	43	0.045	توجد علاقة ارتباط	عكسية	ضعيفة

يبين الجدول (3-17) أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بقليل من القيمة 0.05 في عينة الدراسة

الشعاعية كاملة، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد علاقة ارتباط خطية دالة إحصائياً بين

مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) ومقدار سماكة السنخ (بالملم) في عينة الدراسة الشعاعية

كاملة، وبما أن الإشارة الجبرية لمعامل الارتباط الموافق كانت سالبة نستنتج أن العلاقة الموافقة

كانت عكسية (ارتفاع قيم مقدار سماكة السنخ يوافق انخفاض في قيم مقدار سرعة الصوت)،

وبما أن القيمة المطلقة لمعامل الارتباط الموافق كان قريبة من القيمة 0.3 نستنتج أن العلاقة

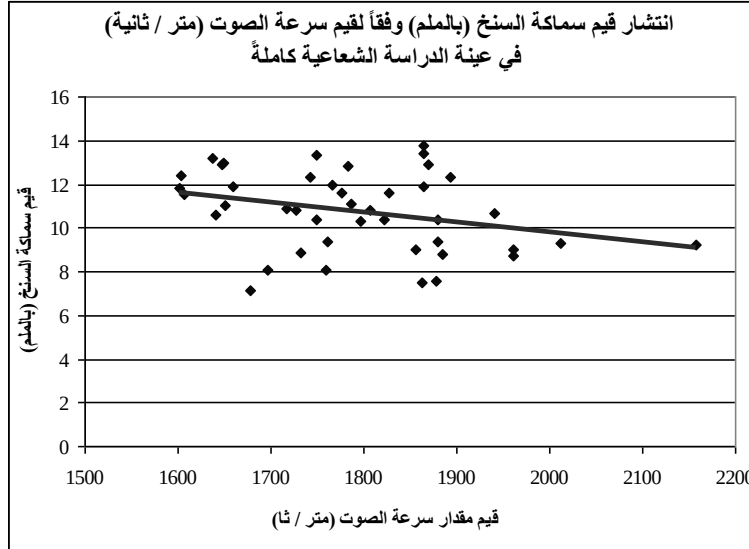
الموافقة كانت ضعيفة الشدة ويمكن إهمالها في عينة الدراسة الشعاعية كاملة.

أما بالنسبة لكل من مجموعة مناطق الفقد الأمامية ومجموعة مناطق الفقد الخلفية على حدة

فيلاحظ أن قيمة مستوى الدلالة أكبر بكثير من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى الثقة 95%

لا توجد علاقة ارتباط خطية دالة إحصائياً بين مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) ومقدار سماكة

السنخ (بالملم)، وذلك في كل من مجموعة مناطق الفقد الأمامية ومجموعة مناطق الفقد الخلفية على حدة في عينة الدراسة الشعاعية.



مخطط رقم (3-11) يمثل انتشار قيم سماكة السنخ (بالملم) وفقاً لقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثانية) في عينة الدراسة الشعاعية كاملة.

3-3-2- دراسة حالات رفع الجيب الفكي:

تم إجراء 4 صور CBCT لكل حالة من حالات رفع الجيب الفكي في مراحل زمنية مختلفة (قبل الجراحة، بعد ستة أسابيع، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر من الجراحة) ثم تم قياس متوسط الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم في المقاطع الدهليزية الحنكية والمقاطع الأنسية الوحشية والمقاطع الأفقية في ثلاث فترات زمنية مختلفة (بعد ستة أسابيع، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر) وتم قياس عرض الحافة السنخية (بالملم) كما تم قياس ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) في فترتين زمنيتين مختلفتين (قبل الجراحة، بعد ستة أشهر) وتم قياس مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية في أربع فترات زمنية مختلفة (قبل الجراحة، بعد ستة أسابيع، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر) لكل مقطع من المقاطع المدروسة في كل فترة من الفترات

الزمنية في عينة رفع الجيب الفكي ثم تم اعتماد المتوسط الحسابي لكل من الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة رفع الجيب الفكي والكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية لكل حالة من حالات رفع الجيب الفكي المدروسة في كل فترة من الفترات الزمنية المدروسة في عينة رفع الجيب الفكي في المعادلتين التاليتين:

$$\begin{aligned} & \text{الكثافة العظمية الشعاعية المعتمدة لكل حالة رفع جيب فكي في كل فترة زمنية} = \text{المتوسط الحسابي لمقدار الكثافة العظمية} \\ & \text{الشعاعية في جميع المقاطع المدروسة لحالة رفع الجيب الفكي نفسها في الفترة الزمنية نفسها} \\ & \text{الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية المعتمدة لكل حالة رفع جيب فكي في كل فترة زمنية} = \text{المتوسط الحسابي لمقدار الكثافة} \\ & \text{العظمية الشعاعية للحافة السنخية في جميع المقاطع المدروسة لحالة رفع الجيب الفكي نفسها في الفترة الزمنية نفسها} \end{aligned}$$

وقد تم حساب مقادير التغير في قيم كل من ارتفاع الحافة السنخية والكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية في كل من الفترات الزمنية التالية للعمل الجراحي كما في المعادلات التالية:

$$\begin{aligned} & \text{مقدار التغير في قيم ارتفاع الحافة السنخية لكل حالة رفع جيب فكي} = \text{مقدار ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) بعد ستة أشهر} - \\ & \text{مقدار ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) قبل الجراحة لحالة رفع الجيب الفكي نفسها} \\ & \text{مقدار التغير في قيم الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بعد ستة أسابيع لكل حالة رفع جيب فكي} = \text{مقدار الكثافة العظمية} \\ & \text{الشعاعية للحافة السنخية بعد ستة أسابيع} - \text{مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية قبل الجراحة لحالة رفع الجيب} \\ & \text{الفكي نفسها} \\ & \text{مقدار التغير في قيم الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بعد أربعة أشهر لكل حالة رفع جيب فكي} = \text{مقدار الكثافة العظمية} \\ & \text{الشعاعية للحافة السنخية بعد أربعة أشهر} - \text{مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية قبل الجراحة لحالة رفع الجيب الفكي} \\ & \text{نفسها} \\ & \text{مقدار التغير في قيم الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بعد ستة أشهر لكل حالة رفع جيب فكي} = \text{مقدار الكثافة العظمية} \\ & \text{الشعاعية للحافة السنخية بعد ستة أشهر} - \text{مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية قبل الجراحة لحالة رفع الجيب الفكي} \\ & \text{نفسها} \end{aligned}$$

وقد تم حساب نسب التغير في قيم كل من ارتفاع الحافة السنخية والكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية في كل من الفترات الزمنية التالية للعمل الجراحي كما في المعادلات التالية:

$$\begin{aligned} & \text{نسبة التغير في قيم ارتفاع الحافة السنخية لكل حالة رفع جيب فكي} = (\text{مقدار التغير في ارتفاع الحافة السنخية (بالملم)}) \div \text{مقدار} \\ & \text{ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) قبل الجراحة} \times 100 \text{ لحالة رفع الجيب الفكي نفسها} \\ & \text{نسبة التغير في قيم الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بعد ستة أسابيع لكل حالة رفع جيب فكي} = (\text{مقدار التغير في} \\ & \text{الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بعد ستة أسابيع} \div \text{مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية قبل الجراحة}) \times \\ & 100 \text{ لحالة رفع الجيب الفكي نفسها} \\ & \text{نسبة التغير في قيم الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بعد أربعة أشهر لكل حالة رفع جيب فكي} = (\text{مقدار التغير في} \\ & \text{الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بعد أربعة أشهر} \div \text{مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية قبل الجراحة}) \times \\ & 100 \text{ لحالة رفع الجيب الفكي نفسها} \\ & \text{نسبة التغير في قيم الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بعد ستة أشهر لكل حالة رفع جيب فكي} = (\text{مقدار التغير في} \\ & \text{الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بعد ستة أشهر} \div \text{مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية قبل الجراحة}) \times \\ & 100 \text{ لحالة رفع الجيب الفكي نفسها} \end{aligned}$$

كما تم قياس عرض منطقة تطبيق جهاز SOS أي عرض الجيب (بالملم) لكل حالة من حالات رفع الجيب الفكي المدروسة في عينة رفع الجيب الفكي، وتم قياس مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) ثلاث مرات مختلفة (قراءة أولى، قراءة ثانية، قراءة ثالثة) في ست فترات زمنية مختلفة (قبل الجراحة، بعد الجراحة مباشرة، بعد ستة أسابيع، بعد ثلاثة أشهر، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر) لكل منطقة ثم تم اعتماد المتوسط الحسابي لقيم سرعة الصوت في القراءات الثلاث لكل حالة كما في المعادلة التالية:

$$\begin{aligned} & \text{قيمة مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) لكل حالة رفع جيب فكي في كل فترة زمنية} = (\text{مقدار سرعة الصوت في القراءة الأولى} + \\ & \text{مقدار سرعة الصوت في القراءة الثانية} + \text{مقدار سرعة الصوت في القراءة الثالثة}) \div 3 \text{ لحالة رفع الجيب الفكي المدروسة نفسها} \\ & \text{في الفترة الزمنية نفسها} \end{aligned}$$

ثم تمت دراسة تأثير الفترة الزمنية المدروسة في قيم كل من مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم وقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) وقيم ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) وقيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية، كما تمت دراسة العلاقة بين قيم مقدار الكثافة

الشعاعية للطعم وقيم سرعة الصوت (متر / ثا) وفقاً للفترة الزمنية المدروسة وتمت دراسة العلاقة بين كل من عرض الحافة السنخية وارتفاع الحافة السنخية وكل من مقدار الكثافة الشعاعية للطعم ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) ومقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكي وكانت نتائج التحليل كما يلي:

1- دراسة تقييم شفاء الطعم من خلال قياس مقدار سرعة الصوت في عينة رفع الجيب الفكي:

◀ المتوسط الحسابي لكل من عدد المقاطع الدهليزية الحنكية وعدد المقاطع الأنسية الوحشية وعدد المقاطع الأفقية في عينة رفع الجيب الفكي:

جدول رقم (3-18) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لكل من عدد المقاطع الدهليزية الحنكية وعدد المقاطع الأنسية الوحشية وعدد المقاطع الأفقية في عينة رفع الجيب الفكي.

المتغير المدروس	عدد الحالات	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
عدد المقاطع الدهليزية الحنكية	18	14	19	17.15	1.42
عدد المقاطع الأنسية الوحشية	18	18	22	19.85	1.42
عدد المقاطع الأفقية	18	12	16	14.40	1.31

◀ المتوسط الحسابي لكل من ارتفاع الحافة السنخية وعرضها في عينة رفع الجيب الفكي:

جدول رقم (3-19) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لكل من سماكة السنخ (بالملم) وعرض الحافة السنخية (بالملم) في عينة رفع الجيب الفكي.

المتغير المدروس	عدد الحالات	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
سماكة السنخ (بالملم)	18	13	17	15.30	1.26
عرض الحافة السنخية	18	8.4	13.4	11.09	1.55

◀ المتوسط الحسابي لسماكة منطقة قياس سرعة الصوت (عرض الجيب) في عينة رفع الجيب الفكي:

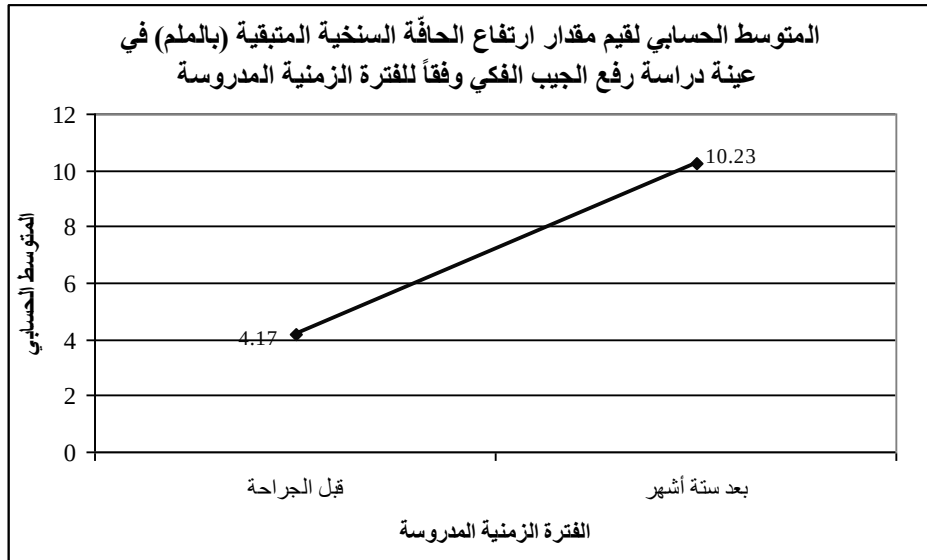
جدول رقم (3-20) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لعرض الجيب في منطقة القياس (بالملم) في عينة رفع الجيب الفكي.

المتغير المدروس	عدد الحالات	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
عرض الجيب	18	13	17	15.33	1.13

نتائج قياس ارتفاع الحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة:

جدول رقم (3-21) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لارتفاع الحافة السنخية (بالملم) في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

المتغير المدروس	الفترة الزمنية المدروسة	عدد الحالات	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
ارتفاع الحافة السنخية (بالملم)	قبل الجراحة	18	2.1	6.7	4.17	1.42
	بعد ستة أشهر	18	3.8	15.2	10.23	3.41



مخطط رقم (3-12) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

دراسة تأثير الفترة الزمنية المدروسة على قيم ارتفاع الحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكي:

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) بين الفترتين الزمنيتين (قبل الجراحة، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكي كما يلي:

- نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة :

جدول رقم (3-22) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) بين الفترتين الزمنيتين (قبل الجراحة، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكي.

المتغير المدروس	المقارنة في قيم ارتفاع الحافة السنخية بين الفترتين	الفرق بين الفترتين في:			قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
		المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري				
مقدار ارتفاع الحافة السنخية (بالملم)	بعد ستة أشهر - قبل الجراحة	6.06	2.42	0.54	11.208	19	0.000	توجد فروق دالة

يُلاحظ في الجدول (3-22) أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائية في متوسط ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) بين الفترتين الزمنيتين (قبل الجراحة، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكي، وبما أن الإشارة الجبرية للفرق بين المتوسطين موجبة نستنتج أن قيم ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) بعد ستة أشهر كانت أكبر منها قبل الجراحة في عينة البحث.

< نتائج حساب مقدار التغير ونسبة التغير في ارتفاع الحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة:

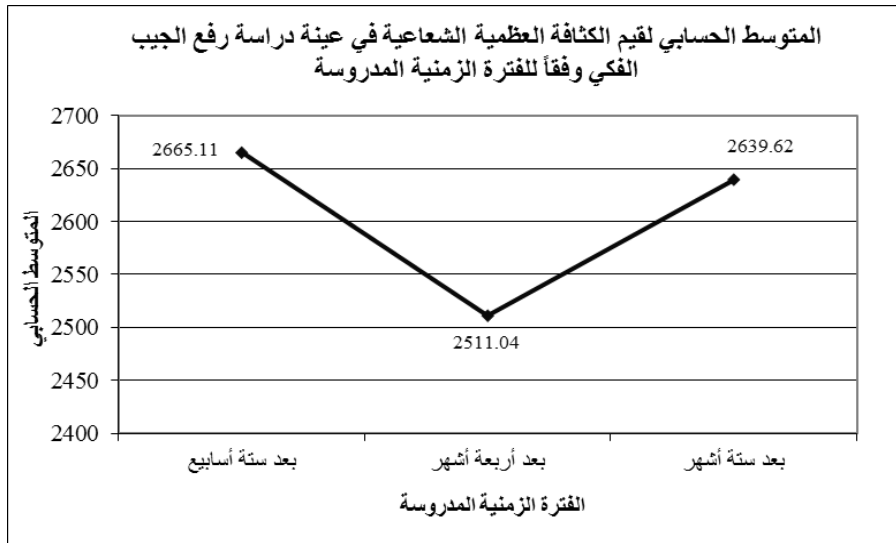
جدول رقم (3-23) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لارتفاع الحافة السنخية (بالملم) في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

المتغير المدروس	عدد الحالات	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
مقدار التغير في ارتفاع الحافة السنخية (بالملم)	18	0.40	9.00	6.06	2.4
نسبة التغير في ارتفاع الحافة السنخية (%)	18	11.76	319.05	152.68	69.3

< نتائج قياس مقدار الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة:

جدول رقم (3-24) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لقيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

المتغير المدروس	الفترة الزمنية المدروسة	عدد الحالات	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
مقدار الكثافة العظمية الشعاعية	بعد ستة أسابيع	18	2250.9	2982.1	2665.11	203.34
	بعد أربعة أشهر	18	2132.6	2928.3	2511.04	217.48
	بعد ستة أشهر	18	2286.5	3526.4	2639.62	401.91



مخطط رقم (3-13) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

دراسة تأثير الفترة الزمنية المدروسة على قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم في عينة رفع الجيب الفكي:

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط مقدار الكثافة العظمية الشعاعية بين الفترات الزمنية الثلاث المدروسة (بعد ستة أسابيع، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكي كما يلي:

- نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة :

جدول رقم (3-25) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط مقدار الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم بين الفترات الزمنية الثلاث المدروسة (بعد ستة أسابيع، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكي.

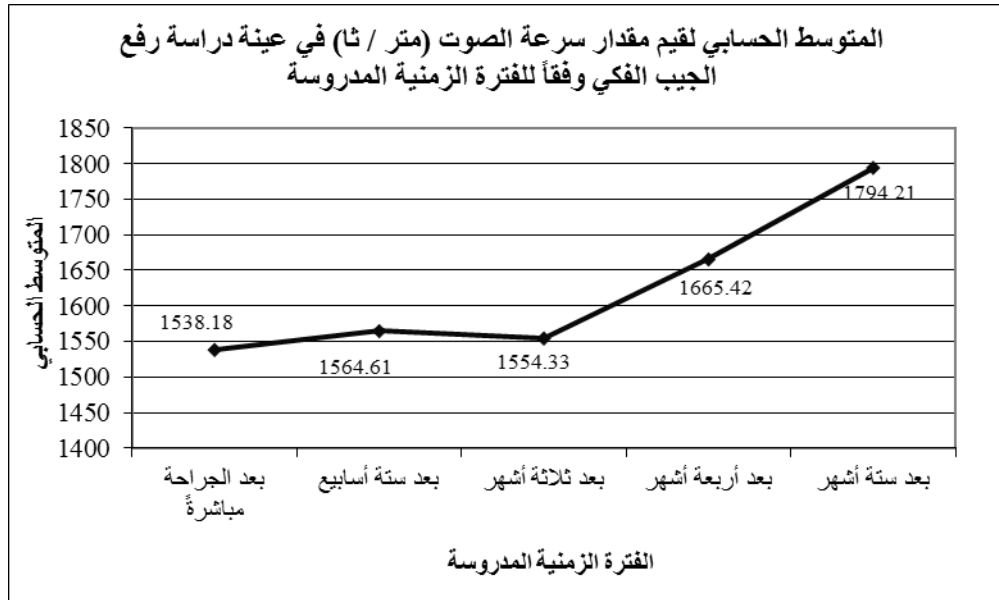
المتغير المدروس	المقارنة في قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية بين الفترتين	الفرق بين الفترتين في:			قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
		المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري				
مقدار الكثافة العظمية الشعاعية	بعد أربعة أشهر - بعد ستة أسابيع	-138.23	317.03	72.73	-1.901	18	0.073	لا توجد فروق دالة
	بعد ستة أشهر - بعد ستة أسابيع	-25.49	519.49	122.44	-0.208	17	0.838	لا توجد فروق دالة
	بعد ستة أشهر - بعد أربعة أشهر	128.58	390.86	92.13	1.396	17	0.181	لا توجد فروق دالة

يُلاحظ في الجدول (3-25) أن قيمة مستوى الدلالة أكبر من القيمة 0.05 بالنسبة لجميع المقارنات الثنائية المدروسة، أي أنه عند مستوى الثقة 95% لا توجد فروق دالة إحصائية في متوسط مقدار الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم بين الفترات الزمنية الثلاث المدروسة (بعد ستة أسابيع، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكي وبالتالي لم تعبر المعلومات الشعاعية عن تغيرات مادة الطعم خلال مراحل الشفاء.

نتائج قياس مقدار سرعة الصوت ضمن الطعم في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة:

جدول رقم (3-26) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

المتغير المدروس	الفترة الزمنية المدروسة	عدد الحالات	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)	بعد الجراحة مباشرة	18	1500.1	1596.3	1538.18	28.02
	بعد ستة أسابيع	18	1524.5	1609.3	1564.61	20.87
	بعد ثلاثة أشهر	18	1501.3	1604.8	1554.33	34.54
	بعد أربعة أشهر	18	1578.1	1736.4	1665.42	44.31
	بعد ستة أشهر	18	1737.5	1890.6	1794.21	43.54



مخطط رقم (3-14) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

◀ دراسة تأثير الفترة الزمنية المدروسة على قيم مقدار سرعة الصوت في عينة رفع

الجيب الفكي:

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بين الفترات الزمنية الخمس المدروسة (بعد الجراحة مباشرة، بعد ستة أسابيع، بعد ثلاثة أشهر، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكي كما يلي:

- نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة :

جدول رقم (3-27) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بين الفترات الزمنية الخمس المدروسة (بعد الجراحة مباشرة، بعد ستة أسابيع، بعد ثلاثة أشهر، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكي.

المتغير المدروس	المقارنة في قيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بين الفترتين	الفرق بين الفترتين في:			قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
		المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري				
مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)	بعد ستة أسابيع – بعد الجراحة مباشرة	-531.75	145.41	32.51	-16.354	17	0.000	توجد فروق دالة
	بعد ثلاثة أشهر – بعد الجراحة مباشرة	-964.07	137.84	31.62	-30.487	17	0.000	توجد فروق دالة
	بعد أربعة أشهر – بعد الجراحة مباشرة	-935.23	123.22	29.04	-32.201	17	0.000	توجد فروق دالة
	بعد ستة أشهر – بعد الجراحة مباشرة	-814.13	164.32	38.73	-21.020	17	0.000	توجد فروق دالة
	بعد ثلاثة أشهر – بعد ستة أسابيع	-450.97	124.07	28.46	-15.844	17	0.000	توجد فروق دالة
	بعد أربعة أشهر – بعد ستة أسابيع	-407.97	120.75	28.46	-14.334	17	0.000	توجد فروق دالة
	بعد ستة أشهر – بعد ستة أسابيع	-286.87	141.24	33.29	-8.617	17	0.000	توجد فروق دالة
	بعد أربعة أشهر – بعد ثلاثة أشهر	40.98	32.79	7.73	5.302	17	0.000	توجد فروق دالة
	بعد ستة أشهر – بعد ثلاثة أشهر	162.08	121.19	28.56	5.674	17	0.000	توجد فروق دالة
	بعد ستة أشهر – بعد أربعة أشهر	121.10	98.29	23.17	5.227	17	0.000	توجد فروق دالة

يُلاحظ في الجدول (3-27) أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05 بالنسبة لجميع المقارنات الثنائية المدروسة، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائية في متوسط مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بين الفترات الزمنية الخمس المدروسة (بعد الجراحة مباشرة، بعد ستة أسابيع، بعد ثلاثة أشهر، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكي، وبدراسة الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات نستنتج أن قيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بعد ستة أسابيع كانت أصغر منها بعد الجراحة مباشرة، وأن قيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بعد ثلاثة أشهر وبعد أربعة أشهر وبعد ستة أشهر كانت أصغر منها بعد الجراحة مباشرة وبعد ستة أسابيع، ونستنتج أن قيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بعد أربعة أشهر وبعد ستة أشهر كانت أكبر منها بعد ثلاثة أشهر، ونستنتج أن قيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بعد ستة أشهر كانت أكبر منها بعد أربعة أشهر في عينة رفع الجيب الفكي.

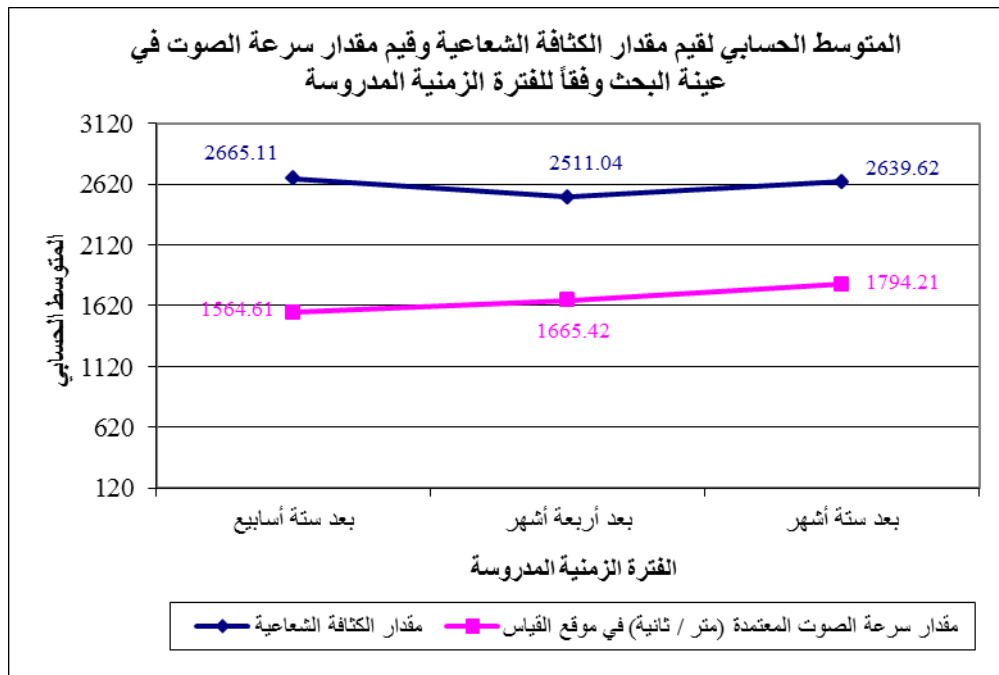
2 - دراسة العلاقة بين مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم ومقدار سرعة الصوت وفقاً للفترة الزمنية المدروسة:

◀ المتوسط الحسابي لكل من مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم ومقدار سرعة

الصوت في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة:

جدول رقم (3-28) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لكل من مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

المتغير المدروس	الفترة الزمنية المدروسة	عدد الحالات	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم	بعد ستة أسابيع	18	2250.9	2982.1	2665.11	203.34
	بعد أربعة أشهر	18	2132.6	2928.3	2511.04	217.48
	بعد ستة أشهر	18	2286.5	3526.4	2639.62	401.91
مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)	بعد ستة أسابيع	18	1524.5	1609.3	1564.61	20.87
	بعد أربعة أشهر	18	1578.1	1736.4	1665.42	44.31
	بعد ستة أشهر	18	1737.5	1890.6	1794.21	43.54



مخطط رقم (3-15) يمثل المتوسط الحسابي لكل من مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

دراسة العلاقة بين مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم ومقدار سرعة الصوت في عينة

رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة:

تم حساب معامل الارتباط بيرسون لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة كما يلي:

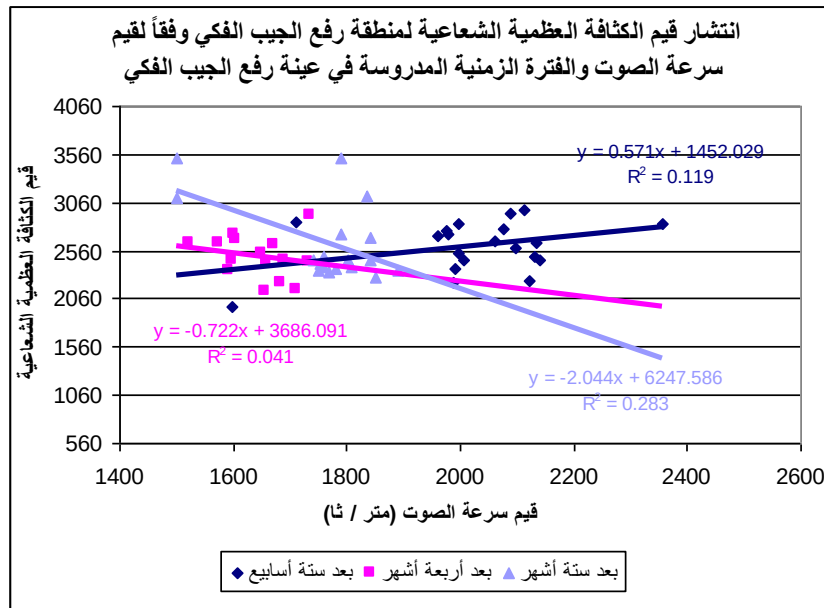
- نتائج حساب قيم معامل الارتباط بيرسون:

جدول رقم (3-29) يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

المتغير الثاني	الفترة الزمنية المدروسة	قيمة معامل الارتباط بيرسون	المتغير الأول = الكثافة الشعاعية للطعم		وجود علاقة ارتباط	جهة العلاقة	شدة العلاقة
			عدد الحالات	قيمة مستوى الدلالة			
مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)	بعد ستة أسابيع	0.345	18	0.136	لا توجد علاقة ارتباط	-	-
	بعد أربعة أشهر	-0.079	18	0.754	لا توجد علاقة ارتباط	-	-
	بعد ستة أشهر	-0.332	18	0.023	توجد علاقة ارتباط	عكسية	ضعيفة

يبين الجدول (3-29) أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05 بعد ستة أشهر، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد علاقة ارتباط خطية دالة إحصائياً بين مقدار الكثافة الشعاعية للطعم بعد ستة أشهر ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بعد ستة أشهر في عينة رفع الجيب الفكي، وبما أن الإشارة الجبرية لمعامل الارتباط الموافق كانت سالبة نستنتج أن العلاقة الموافقة كانت عكسية (ارتفاع قيم الكثافة الشعاعية للطعم يوافق انخفاض في قيم سرعة الصوت)، وبما أن القيمة المطلقة لمعامل الارتباط الموافق كانت قريبة من القيمة 0.3 نستنتج أن العلاقة الموافقة كانت ضعيفة الشدة في عينة رفع الجيب الفكي ويمكن إهمالها.

أما بعد ستة أسابيع وبعد أربعة أشهر فيلاحظ أن قيمة مستوى الدلالة أكبر بكثير من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى الثقة 95% لا توجد علاقة ارتباط خطية دالة إحصائياً بين مقدار الكثافة الشعاعية للطعم بعد ستة أسابيع وبعد أربعة أشهر ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بعد ستة أسابيع وبعد أربعة أشهر في عينة رفع الجيب الفكي.



مخطط رقم (3-16) يمثل انتشار قيم الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم وفقاً لقيم سرعة الصوت (متر / ثانية) والفترة الزمنية المدروسة في عينة رفع الجيب الفكي.

دراسة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار عرض الحافة السنخية

في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة:

تم حساب معامل الارتباط بيرسون لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار عرض الحافة السنخية (بالملم) في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة:

- نتائج حساب قيم معامل الارتباط بيرسون:

جدول رقم (3-30) يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية ومقدار عرض الحافة السنخية (بالملم) في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

المتغير الثاني	الفترة الزمنية المدروسة	المتغير الأول = مقدار الكثافة الشعاعية للحافة			وجود علاقة ارتباط	جهة العلاقة	شدة العلاقة
		قيمة معامل الارتباط بيرسون	عدد الحالات	قيمة مستوى الدلالة			
مقدار عرض الحافة السنخية (بالملم)	بعد ستة أسابيع	0.263	18	0.262	لا توجد علاقة ارتباط	-	-
	بعد أربعة أشهر	0.142	18	0.562	لا توجد علاقة ارتباط	-	-
	بعد ستة أشهر	-0.091	18	0.719	لا توجد علاقة ارتباط	-	-

يبين الجدول (3-30) أن قيمة مستوى الدلالة أكبر بكثير من القيمة 0.05 مهما كانت الفترة

الزمنية المدروسة، أي أنه عند مستوى الثقة 95% لا توجد علاقة ارتباط خطية دالة إحصائياً

بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية بعد ستة أسابيع وبعد أربعة أشهر وبعد ستة أشهر ومقدار

عرض الحافة السنخية (بالملم) في عينة رفع الجيب الفكي.

دراسة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية ومقدار ارتفاع الحافة السنخية في

عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة:

تم حساب معامل الارتباط بيرسون لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية

بعد ستة أسابيع وبعد أربعة أشهر وبعد ستة أشهر ومقدار ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) قبل

الجراحة وبعد ستة أشهر في عينة رفع الجيب الفكي كما يلي:

- نتائج حساب قيم معامل الارتباط بيرسون:

جدول رقم (3-31) يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية بعد ستة أسابيع وبعد أربعة أشهر وبعد ستة أشهر ومقدار ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) قبل الجراحة وبعد ستة أشهر في عينة رفع الجيب الفكّي.

المتغير الأول	المتغير الثاني	قيمة معامل الارتباط بيرسون	عدد الحالات	قيمة مستوى الدلالة	وجود علاقة ارتباط	جهة العلاقة	شدة العلاقة
مقدار ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) قبل الجراحة	مقدار الكثافة العظمية الشعاعية بعد ستة أسابيع	0.095	18	0.691	لا توجد علاقة ارتباط	-	-
	مقدار الكثافة العظمية الشعاعية بعد أربعة أشهر	0.162	18	0.509	لا توجد علاقة ارتباط	-	-
	مقدار الكثافة العظمية الشعاعية بعد ستة أشهر	-0.006	18	0.981	لا توجد علاقة ارتباط	-	-
مقدار ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) بعد ستة أشهر	مقدار الكثافة العظمية الشعاعية بعد ستة أسابيع	0.444	18	0.05003	لا توجد علاقة ارتباط	-	-
	مقدار الكثافة العظمية الشعاعية بعد أربعة أشهر	0.150	18	0.541	لا توجد علاقة ارتباط	-	-
	مقدار الكثافة العظمية الشعاعية بعد ستة أشهر	-0.144	18	0.568	لا توجد علاقة ارتباط	-	-

يبين الجدول (3-31) أن قيمة مستوى الدلالة أكبر من القيمة 0.05 بالنسبة لجميع معاملات

الارتباط المدروسة، أي أنه عند مستوى الثقة 95% لا توجد علاقة ارتباط خطية دالة إحصائياً

بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية بعد ستة أسابيع وبعد أربعة أشهر وبعد ستة أشهر ومقدار

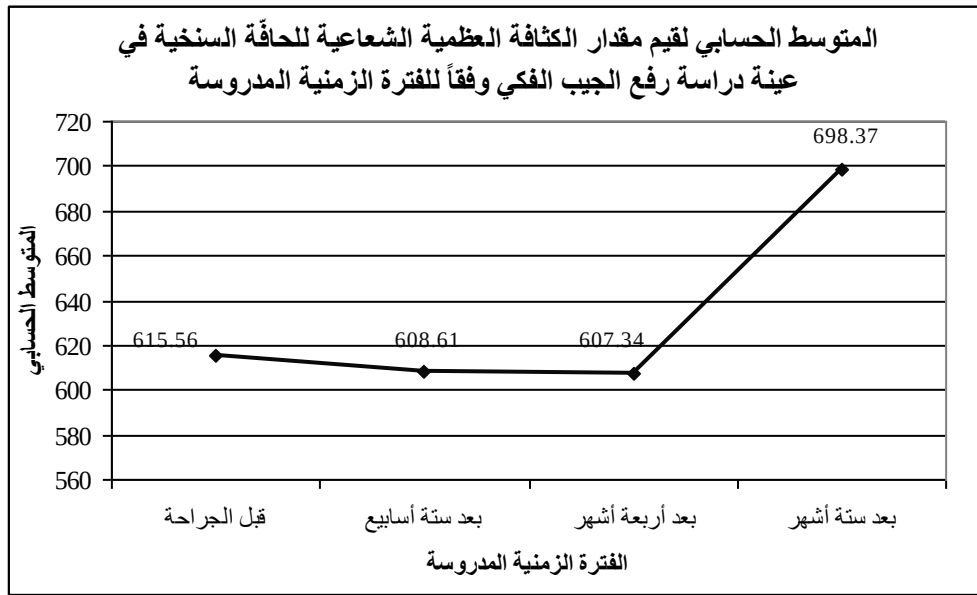
ارتفاع الحافة السنخية (بالملم) قبل الجراحة وبعد ستة أشهر في عينة رفع الجيب الفكّي أي أنه

لا تأثير لكثافة الحافة السنخية على نتائج زيادة أبعادها بالتطعيم.

< نتائج قياس مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة:

جدول رقم (3-32) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لقيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

المتغير المدروس	الفترة الزمنية المدروسة	عدد الحالات	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية	قبل الجراحة	18	139.4	1065.4	615.56	230.68
	بعد ستة أسابيع	18	186.4	980.6	608.61	206.59
	بعد أربعة أشهر	18	168.1	996.4	607.34	228.32
	بعد ستة أشهر	18	186.9	1022.2	698.37	242.89



مخطط رقم (3-17) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

دراسة تأثير الفترة الزمنية المدروسة على قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة

السنخية في عينة رفع الجيب الفكي:

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بين الفترات الزمنية الأربع المدروسة (قبل الجراحة، بعد ستة أسابيع، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكي كما يلي:

- نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة :

جدول رقم (3-33) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بين الفترات الزمنية الأربع المدروسة (قبل الجراحة، بعد ستة أسابيع، بعد أربعة أشهر، بعد ستة أشهر) في عينة رفع الجيب الفكي.

المتغير المدروس	المقارنة في قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بين الفترتين	الفرق بين الفترتين في:			قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
		المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري				
مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية	بعد ستة أسابيع - قبل الجراحة	-6.96	35.10	7.85	-0.886	17	0.387	لا توجد فروق دالة
	بعد أربعة أشهر - قبل الجراحة	-8.22	145.32	32.49	-0.253	17	0.803	لا توجد فروق دالة
	بعد ستة أشهر - قبل الجراحة	82.80	68.25	15.26	5.426	17	0.000	توجد فروق دالة

لا توجد فروق دالة	0.969	17	-0.039	32.52	145.45	-1.26	بعد أربعة أشهر – بعد ستة أسابيع
توجد فروق دالة	0.000	17	5.467	16.42	73.43	89.76	بعد ستة أشهر – بعد ستة أسابيع
توجد فروق دالة	0.007	17	2.993	30.41	135.99	91.03	بعد ستة أشهر – بعد أربعة أشهر

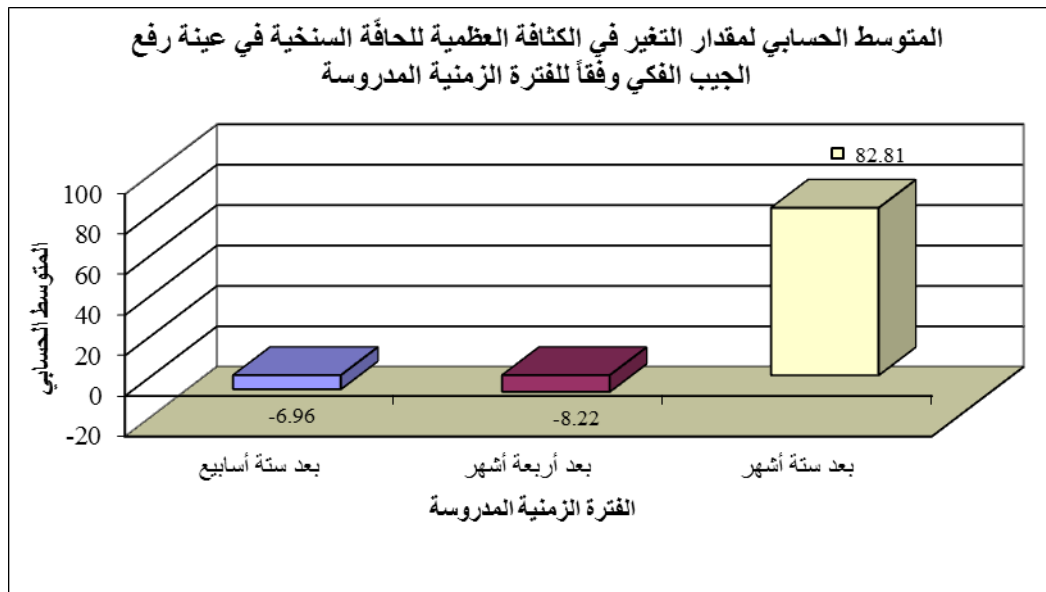
يُلاحظ في (3-33) السابق أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05 عند المقارنة في قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بين الفترة الزمنية (بعد ستة أشهر) وكل من الفترات الزمنية الباقية المدروسة (قبل الجراحة، بعد ستة أسابيع، بعد أربعة أشهر)، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائية في متوسط مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بين الفترة الزمنية (بعد ستة أشهر) وكل من الفترات الزمنية الباقية المدروسة في عينة رفع الجيب الفكي، وبما أن الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات موجبة نستنتج أن قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بعد ستة أشهر كانت أكبر منها في كل من الفترات الزمنية (قبل الجراحة، بعد ستة أسابيع، بعد أربع أشهر) في عينة رفع الجيب الفكي.

نتائج حساب مقدار التغير ونسبة التغير في الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية

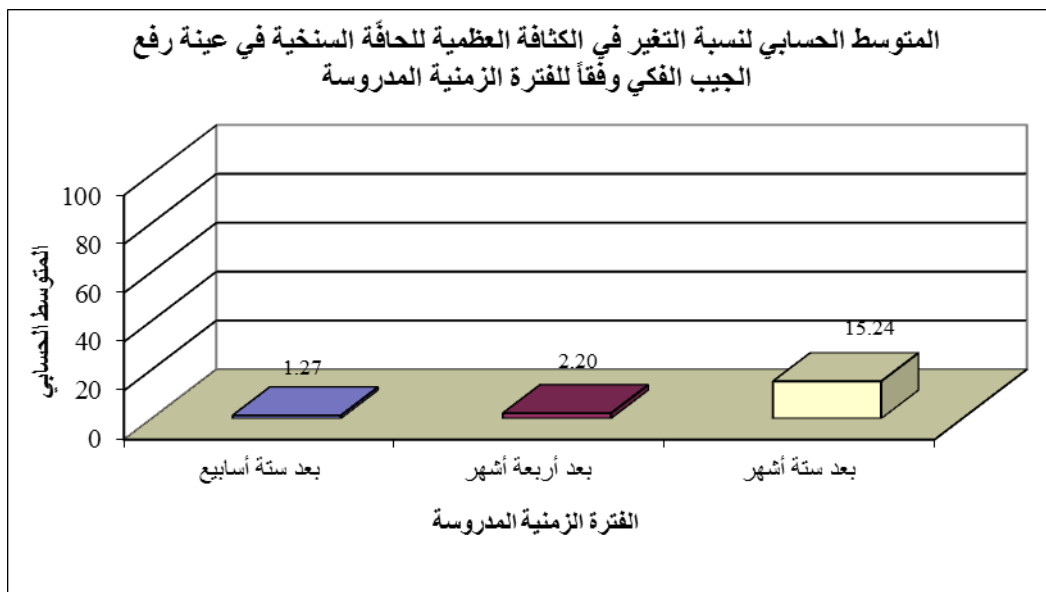
في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة:

جدول رقم (3-34) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لكل من مقدار التغير في الكثافة الشعاعية للحافة السنخية ونسبة التغير في الكثافة الشعاعية للحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

المتغير المدروس	الفترة الزمنية المدروسة	عدد الحالات	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
مقدار التغير في الكثافة الشعاعية للحافة السنخية	بعد ستة أسابيع	18	-84.8	50.7	-6.96	35.10
	بعد أربعة أشهر	18	-602.9	98.1	-8.22	145.32
	بعد ستة أشهر	18	-48.8	193	82.81	68.25
نسبة التغير في الكثافة الشعاعية للحافة السنخية	بعد ستة أسابيع	18	-9.4	33.7	1.27	8.99
	بعد أربعة أشهر	18	-75.7	20.6	2.20	19.88
	بعد ستة أشهر	18	-4.6	36.4	15.24	11.13



مخطط رقم (3-18) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار التغير في الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.



مخطط رقم (3-19) يمثل المتوسط الحسابي لنسبة التغير في الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية في عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

◀ دراسة العلاقة بين مقدار سرعة الصوت بعد ستة أشهر وعرض الجيب في منطقة

القياس في عينة رفع الجيب الفكي:

تم حساب معامل الارتباط بيرسون لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)

في عينة رفع الجيب الفكي مع عرض الجيب كما يلي:

- نتائج حساب قيم معامل الارتباط بيرسون:

جدول رقم (3-35) يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في عينة رفع الجيب الفكي مع عرض الجيب.

المتغير الثاني	المتغير الأول = عرض الجيب		
	قيمة معامل الارتباط بيرسون	عدد الحالات	قيمة مستوى الدلالة
مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)	0.094	18	0.44
وجود علاقة ارتباط	لا توجد علاقة		

يبين الجدول (3-35) أن قيمة مستوى الدلالة أكبر بكثير من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى

الثقة 95% لا توجد علاقة ارتباط خطية دالة إحصائياً بين مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)

بعد ستة أشهر في عينة رفع الجيب الفكي مع عرض الجيب.

3 - الدراسة النسيجية:

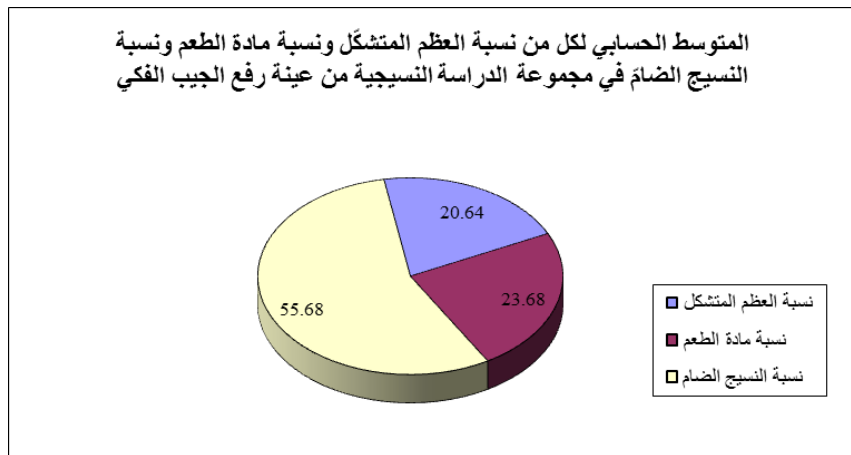
◀ نتائج قياس وحساب كل من نسبة العظم المتشكّل ونسبة مادة الطعم ونسبة النسيج

الضام بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي:

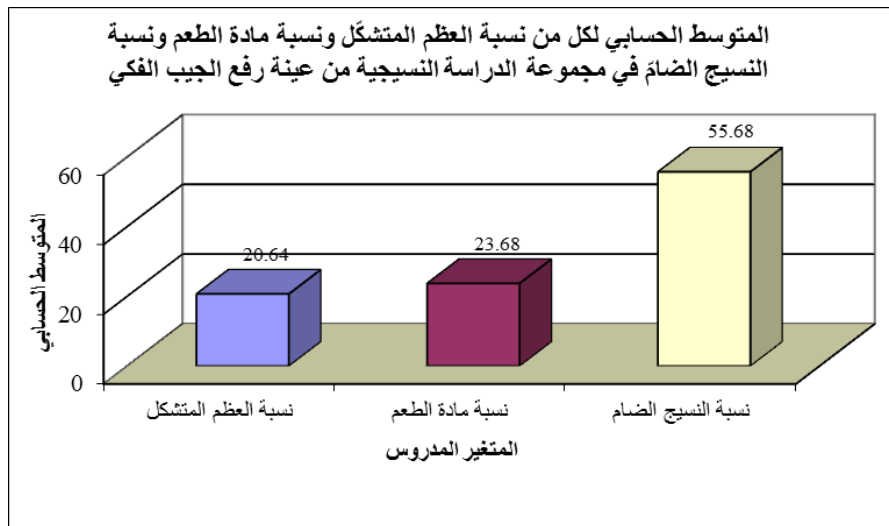
جدول رقم (3-36) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لكل من نسبة العظم المتشكّل ونسبة

مادة الطعم ونسبة النسيج الضام بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي.

المتغير المدروس	عدد الحالات	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
نسبة العظم المتشكّل	18	13.56	28.51	20.64	5.36
نسبة مادة الطعم	18	18.12	27.54	23.68	2.99
نسبة النسيج الضام	18	47.38	61.15	55.68	4.29



مخطط رقم (3-20) يمثل المتوسط الحسابي لكل من نسبة العظم المتشكل ونسبة مادة الطعم ونسبة النسيج الضام في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي.



مخطط رقم (3-21) يمثل المتوسط الحسابي لكل من نسبة العظم المتشكل ونسبة مادة الطعم ونسبة النسيج الضام في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي.

دراسة نسبة العظم المتشكل في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة الجيب الفكي:

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينة الوحيدة لدراسة دلالة الفروق بين متوسط نسبة العظم

المتشكل والقيمة المعيارية (0) في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة الجيب الفكي كما يلي:

- نتائج اختبار T ستودنت للعينة الوحيدة :

جدول رقم (3-37) يبين نتائج اختبار T ستودنت للعينة الوحيدة لدراسة دلالة الفروق بين متوسط نسبة العظم المتشكّل والقيمة المعيارية (0) في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة الجيب الفكّي.

المتغير المدروس	القيمة المعيارية = 0				دلالة الفروق
	قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	الفرق بين القيمة المعيارية والمتوسط	قيمة مستوى الدلالة	
نسبة العظم المتشكّل	13.292	17	21.48	0.000	توجد فروق دالة

يُلاحظ في (37-3) السابق أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائياً بين متوسط نسبة العظم المتشكّل والقيمة المعيارية (0) في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة الجيب الفكّي، وبما أن الإشارة الجبرية للفرق بين القيمة المعيارية والمتوسط الحسابي موجبة نستنتج أن نسبة العظم المتشكّل بعد ستة أشهر كانت أكبر من القيمة المعيارية (0)، أي أنه حدث تشكّل للعظم الجديد في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة الجيب الفكّي.

< دراسة العلاقة بين مقدار نسبة لعظم المتشكّل ومقدار سرعة الصوت بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي:

تم حساب معامل الارتباط بيرسون لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي كما يلي:

- نتائج حساب قيم معامل الارتباط بيرسون:

جدول رقم (3-38) يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكّي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

المتغير الثاني	المتغير الأول = مقدار نسبة العظم المتشكّل			وجود علاقة ارتباط	جهة العلاقة	شدة العلاقة
	قيمة معامل الارتباط بيرسون	عدد الحالات	قيمة مستوى الدلالة			
مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)	0.696	18	0.001	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية

يبين الجدول (38-3) أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد علاقة ارتباط خطية دالة إحصائياً بين مقدار نسبة العظم المتشكّل بعد ستة أشهر

ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي، وبما أن الإشارة الجبرية لمعامل الارتباط الموافق كانت موجبة نستنتج أن العلاقة الموافقة كانت طردية (ارتفاع قيم نسبة العظم المتشكّل يوافق ارتفاع في قيم سرعة الصوت)، وبما أن القيمة المطلقة لمعامل الارتباط الموافق كانت بين 0.6 و 0.75 نستنتج أن العلاقة الموافقة كانت قوية الشدة في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي.

دراسة مصداقية قيم مقدار سرعة الصوت في التعبير عن قيم مقدار نسبة العظم المتشكّل في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي:

تم حساب معامل الثبات ألفا كرونباخ بين مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي كما يلي:

- نتائج حساب قيم معامل الثبات ألفا كرونباخ:

جدول رقم (3-39) يبين قيم معامل الثبات ألفا كرونباخ بين مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي.

المتغير الأول = مقدار نسبة العظم المتشكّل		المتغير الثاني	
المتباين المشترك	قيمة معامل الثبات	تقييم المصداقية	مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بعد ستة أشهر
4773.13	0.140	ضعيفة	

نلاحظ في الجدول (3-39) أن قيمة معامل ألفا كرونباخ كانت أقل من القيمة 0.2، ما يدل على مصداقية ضعيفة لقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بعد ستة أشهر في التعبير عن قيم مقدار نسبة العظم المتشكّل بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي.

◀ دراسة إمكانية التنبؤ بقيم مقدار نسبة العظم المتشكّل اعتماداً على قيم سرعة الصوت

في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للمنطقة المدروسة:

بما أن العلاقة بين قيم مقدار نسبة العظم المتشكّل وقيم سرعة الصوت (متر / ثا) كانت علاقة خطية ذات دلالة إحصائية فقد تم إجراء اختبار تحليل التباين ANOVA لدراسة دلالة تمثيل العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بمعادلة من الدرجة الأولى من الشكل (ع = أ × س + ب)، وتم حساب قيمة معامل التحديد R^2 بين مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) لتقدير درجة التمثيل للمعادلة المذكورة، وتم حساب قيم معاملات مستقيم الانحدار (أ) و(ب) للتنبؤ بقيم مقدار نسبة العظم المتشكّل من خلال قيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بمعادلة من الشكل (ع = أ × س + ب) حيث (ع) تمثل قيم مقدار نسبة العظم المتشكّل المراد حسابها و(س) تمثل قيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للمنطقة المدروسة:

- نتائج تحليل التباين ANOVA ونتائج حساب قيم معامل التحديد R^2 :

جدول رقم (3-40) يبين نتائج اختبار تحليل التباين ANOVA ونتائج حساب قيم معامل التحديد R^2 بين مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي.

المتغير التابع = مقدار نسبة العظم المتشكّل						المتغير المستقل
درجة تمثيل معادلة مستقيم الانحدار	قيمة معامل التحديد R^2	قيمة معامل الارتباط	دلالة تمثيل قيم الكثافة بقيم سرعة الصوت	قيمة مستوى الدلالة	قيمة F المحسوبة	
ضعيفة	0.434	0.659	تمثيل دال	0.020	7.676	مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)

نلاحظ في الجدول (3-40) أن قيم مستوى الدلالة كانت أصغر من القيمة 0.05، وبالتالي نستنتج أنه عند مستوى الثقة 95% يمكن تمثيل العلاقة بين قيم مقدار نسبة العظم المتشكّل وقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بمعادلة من الشكل (ع = أ × س + ب) تمثيلاً دالاً إحصائياً، ويُلاحظ أن قيمة معامل التحديد R^2 كانت قريبة من القيمة 0.4، ما يدل على أن درجة تمثيل العلاقة بين قيم مقدار نسبة العظم المتشكّل وقيم مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)

بمعادلة من الشكل (ع = أ × س + ب) كانت ضعيفة، وبالتالي يمكن الاعتماد على قيم مقدار سرعة الصوت في التنبؤ بقيم مقدار نسبة العظم المتشكّل من باب الاستئناس ليس إلا.

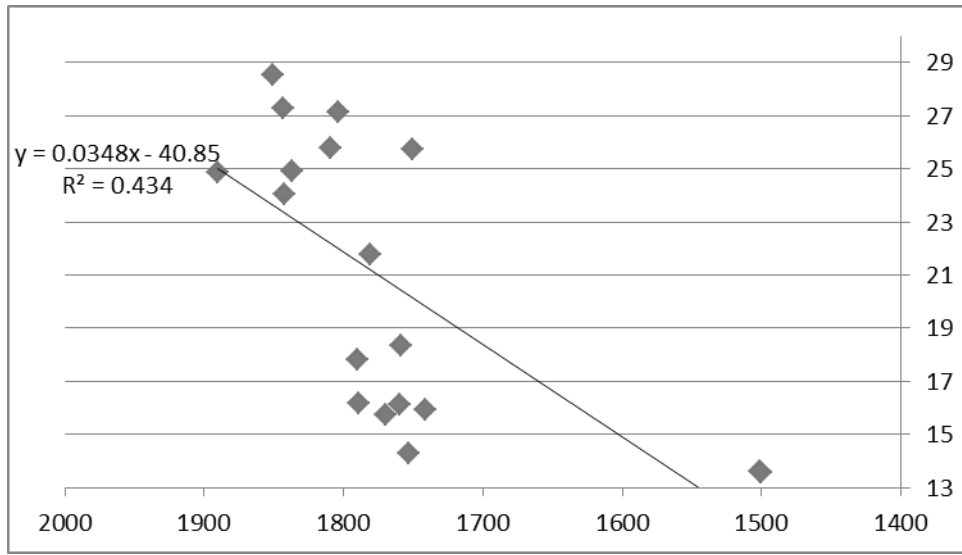
- نتائج حساب قيم معاملات مستقيم الانحدار:

جدول رقم (3-41) يبين نتائج حساب قيم معاملات مستقيم الانحدار بين مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي.

المتغير التابع = مقدار نسبة العظم المتشكّل						المتغير المستقل	المعامل المدروس
شكل معادلة مستقيم الانحدار	دلالة وجود المعامل في المعادلة	قيمة مستوى الدلالة	قيمة t المحسوبة	الخطأ المعياري	قيمة المعامل المحسوبة		
مقدار نسبة العظم المتشكّل = مقدار سرعة الصوت × 0.038	غير دالة	0.089	-1.883	24.29	-45.74	ب	مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)
	دالة	0.020	2.770	0.014	0.038	أ	

نلاحظ في الجدول (3-41) أن قيمة مستوى الدلالة كانت أكبر بكثير من القيمة 0.05 بالنسبة للمعامل (ب)، أي أنه عند مستوى الثقة 95% لا يدخل المعامل (ب) في معادلة مستقيم الانحدار بين قيم مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار سرعة الصوت في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي.

أما بالنسبة أما بالنسبة للمعامل (أ) فيُلاحظ أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05، وبالتالي فإنه عند مستوى الثقة 95% تدخل قيمة المعامل (أ) في معادلة مستقيم الانحدار الموافقة، وبالتالي نستنتج أنه يمكن تمثيل العلاقة بين قيم مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار سرعة الصوت (متر / ثا) بمعادلة من الشكل [مقدار نسبة العظم المتشكّل = 0.038 × مقدار سرعة الصوت (متر / ثا)] في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي كاملةً.



مخطط رقم (3-22) يمثل انتشار قيم نسبة العظم المتشكّل بعد ستة أشهر وفقاً لقيم سرعة الصوت (متر / ثانية) بعد ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي.

دراسة العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكّل وعرض الجيب في منطقة القياس بعد

ستة أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي:

تم حساب معامل الارتباط بيرسون لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار عرض الجيب في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي كما يلي:

- نتائج حساب قيم معامل الارتباط بيرسون:

جدول رقم (3-42) يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار عرض الجيب في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

المتغير الثاني	المتغير الأول = مقدار نسبة العظم المتشكّل			وجود علاقة ارتباط
	قيمة معامل الارتباط بيرسون	عدد الحالات	قيمة مستوى الدلالة	
عرض الجيب	0.03	18	0.432	لا توجد علاقة

يبين الجدول (3-42) أن قيمة مستوى الدلالة أكبر بكثير من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى

الثقة 95% لا توجد علاقة ارتباط خطية دالة إحصائياً بين مقدار نسبة العظم المتشكّل بعد ستة

أشهر ومقدار عرض الجيب في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي.

دراسة العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكّل والكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم بعد

سته أشهر في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي:

تم حساب معامل الارتباط بيرسون لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار كثافة الطعم الشعاعية في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي كما يلي:

- نتائج حساب قيم معامل الارتباط بيرسون:

جدول رقم (3-43) يبين قيم معاملات الارتباط لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار نسبة العظم المتشكّل ومقدار كثافة الطعم الشعاعية في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

المتغير الثاني	المتغير الأول = مقدار نسبة العظم المتشكّل			وجود علاقة ارتباط
	قيمة معامل الارتباط بيرسون	عدد الحالات	قيمة مستوى الدلالة	
كثافة الطعم الشعاعية	-0.17	18	0.44	لا توجد علاقة

يبين الجدول (3-43) أن قيمة مستوى الدلالة أكبر بكثير من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى الثقة 95% لا توجد علاقة ارتباط خطية دالة إحصائياً بين مقدار نسبة العظم المتشكّل بعد ستة أشهر ومقدار كثافة الطعم المقاسة شعاعياً في مجموعة الدراسة النسيجية من عينة رفع الجيب الفكي.

3-3-3 دراسة مصداقية بعض البرامج الحاسوبية في قياس الكثافة العظمية الشعاعية مقارنةً

بالكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT في عينة الدراسة الشعاعية:

تم اختيار أربعة مقاطع مختلفة من كل ملف من ملفات CBCT المدروسة لكل مريض في عينة الدراسة الشعاعية وتم قياس مقدار الكثافة العظمية الشعاعية في مناطق الفقد السنّي بست طرائق مختلفة (برنامج الـ CBCT، برنامج Digora 1.51، برنامج Digora 2.5، برنامج Scion Image، برنامج Idrisi Kilimanjaro، برنامج Image J X2) لنفس المقطع.

تم حساب مقدار الفرق في قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين صور CBCT والبرنامج

الحاسوبي المدروس لكل مقطع من المقاطع المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمعادلة التالية:

$$\text{مقدار الفرق في الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين صور CBCT والبرنامج الحاسوبي المدروس لكل مقطع لدى كل مريض} = \text{مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT} - \text{مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على البرنامج الحاسوبي المدروس للمقطع المدروس نفسه لدى المريض نفسه}$$

تم حساب نسبة الفرق في قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين صور CBCT والبرنامج الحاسوبي المدروس لكل مقطع من المقاطع المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمعادلة التالية:

$$\text{نسبة الفرق في الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين صور CBCT والبرنامج الحاسوبي المدروس لكل مقطع لدى كل مريض} = (\text{مقدار الفرق في الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين صور CBCT والبرنامج الحاسوبي المدروس} \div \text{مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT}) \times 100 \text{ للمقطع المدروس نفسه لدى المريض نفسه}$$

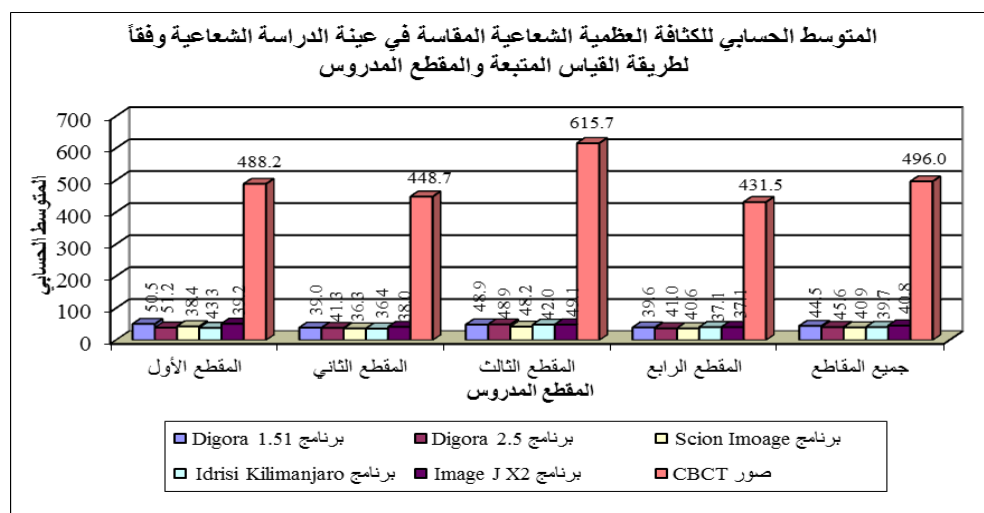
ثم تمت دراسة مصداقية كل البرامج الحاسوبية المذكورة في قياس الكثافة العظمية اعتماداً على قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT في عينة الدراسة الشعاعية وكانت نتائج التحليل كما يلي:

– دراسة مقدار الكثافة العظمية الشعاعية وفقاً لطريقة القياس المتبعة والمقطع المدروس:
 < المتوسط الحسابي لمقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لطريقة القياس المتبعة والمقطع المدروس:

جدول رقم (3-44) يبين الحد الأدنى والحد الأعلى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لمقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لطريقة القياس المتبعة والمقطع المدروس.

المتغير المدروس = مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة					
المقطع المدروس	طريقة القياس المتبعة	عدد المقاطع	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي
المقطع الأول	برنامج Digora 1.51	25	26.56	95.83	50.54
	برنامج Digora 2.5	25	19.11	63.48	39.21
	برنامج Scion Image	25	22	67	43.28
	برنامج Idrisi Kilimanjaro	25	18.01	71.38	38.35
	برنامج Image J X2	25	21.23	92.9	51.24
	صور CBCT	25	33.2	1060.5	488.17
المقطع الثاني	برنامج Digora 1.51	25	18.86	55.17	39.03
	برنامج Digora 2.5	25	19.05	55.73	37.96
	برنامج Scion Image	25	18	58	36.40
	برنامج Idrisi Kilimanjaro	25	17.65	63.77	36.32
	برنامج Image J X2	25	19.13	85.98	41.33
	صور CBCT	25	32.3	835.8	448.66

13.41	48.89	74.12	29.23	25	برنامج Digora 1.51	المقطع الثالث
21.38	49.13	111.88	22.74	25	برنامج Digora 2.5	
14.09	42.00	67	22	25	برنامج Scion Image	
21.02	48.22	88.92	25.11	25	برنامج Idrisi Kilimanjaro	
13.67	48.86	69.33	26.22	25	برنامج Image J X2	
293.55	615.68	1491.4	300.54	25	صور CBCT	
12.79	39.59	64.37	18.86	25	برنامج Digora 1.51	المقطع الرابع
8.95	37.09	55.41	22.36	25	برنامج Digora 2.5	
12.84	37.12	58	18	25	برنامج Scion Image	
9.20	40.64	63.91	30.26	25	برنامج Idrisi Kilimanjaro	
11.19	41.05	58.34	24.88	25	برنامج Image J X2	
137.52	431.51	835.8	301.17	25	صور CBCT	
14.98	44.51	95.83	18.86	100	برنامج Digora 1.51	جميع المقاطع
14.59	40.85	111.88	19.05	100	برنامج Digora 2.5	
13.67	39.70	67	18	100	برنامج Scion Image	
15.48	40.88	88.92	17.65	100	برنامج Idrisi Kilimanjaro	
15.77	45.62	92.9	19.13	100	برنامج Image J X2	
238.98	496.01	1491.4	32.3	100	صور CBCT	



مخطط رقم (3-23) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار الكثافة العظمية الشعاعية في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً لطريقة القياس المتبعة والمقطع المدروس.

< دراسة الفروق في قيم الكثافة الشعاعية المقاسة بين طرائق القياس المتبعة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمقطع المدروس:

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط مقدار

الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين طرائق القياس الست المدروسة (صور CBCT، برنامج

Digora 1.51، برنامج Digora 2.5، برنامج Scion Image، برنامج Idrisi Kilimanjaro، برنامج Image J

(X2) في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمقطع المدروس كما يلي:

- نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة:

جدول رقم (3-45) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين طرائق القياس الست المدروسة (صور CBCT، برنامج Digora 1.51، برنامج Digora 2.5، برنامج Scion Image، برنامج Idrisi Kilimanjaro، برنامج Image J X2) في عينة الدراسة الشعاعية.

المتغير المدروس = مقدار الكثافة الشعاعية المقاسة، المقطع المدروس = جميع المقاطع						
المقارنة في قيم مقدار الكثافة العظمية بين الطريقتين	الفرق بين الطريقتين في:			قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة
	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري			
Digora 1.51 - صور CBCT - برنامج Digora	451.49	228.80	22.88	19.733	99	0.000
Digora 2.5 - صور CBCT - برنامج Digora	455.16	230.50	23.05	19.747	99	0.000
Scion Image - صور CBCT - برنامج Scion Image	456.31	231.35	23.14	19.723	99	0.000
Idrisi Kilimanjaro - صور CBCT - برنامج Idrisi Kilimanjaro	455.12	225.89	22.59	20.148	99	0.000
Image J X2 - صور CBCT - برنامج Image J X2	450.39	230.83	23.08	19.511	99	0.000
برنامج Digora 1.51 - برنامج Digora 2.5	3.66	13.22	1.32	2.770	99	0.007
برنامج Digora 1.51 - برنامج Scion Image	4.81	14.71	1.47	3.272	99	0.001
برنامج Digora 1.51 - برنامج Idrisi Kilimanjaro	3.63	14.10	1.41	2.574	99	0.012
برنامج Digora 1.51 - برنامج Image J X2	-1.11	15.72	1.57	-0.705	99	0.483
برنامج Digora 2.5 - برنامج Scion Image	1.15	13.77	1.38	0.835	99	0.406
برنامج Digora 2.5 - برنامج Idrisi Kilimanjaro	-0.03	14.19	1.42	-0.023	99	0.981
برنامج Digora 2.5 - برنامج Image J X2	-4.77	14.76	1.48	-3.233	99	0.002
برنامج Scion Image - برنامج Idrisi Kilimanjaro	-1.18	14.45	1.44	-0.818	99	0.415
برنامج Scion Image - برنامج Image J X2	-5.92	9.71	0.97	-6.097	99	0.000
برنامج Idrisi Kilimanjaro - برنامج Image J X2	-4.74	15.86	1.59	-2.988	99	0.004

يلاحظ في الجدول (3-45) أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05 عند المقارنة في قيم

الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين صور CBCT وكل من باقي طرائق القياس الباقية

المدروسة (برنامج Digora 1.51، برنامج Digora 2.5، برنامج Scion Image، برنامج Idrisi Kilimanjaro، برنامج Image J X2)، وعند المقارنة في قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين

برنامج Digora 1.51 وكل من طرائق القياس (برنامج Digora 2.5، برنامج Scion Image، برنامج Idrisi Kilimanjaro، برنامج Image J X2)، وعند المقارنة في قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين

برنامج Digora 1.51 وكل من طرائق القياس (برنامج Digora 2.5، برنامج Scion Image، برنامج Idrisi Kilimanjaro، برنامج Image J X2)، وعند المقارنة في قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين

Image J و Idrisi Kilimanjaro)، وعند المقارنة في قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين برنامج X2 وكل من طرائق القياس (برنامج Digora 2.5، برنامج Scion Image، برنامج Idrisi Kilimanjaro)، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق ثنائية دالة إحصائياً في متوسط مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين طرائق القياس المذكورة في عينة الدراسة الشعاعية، وبدراسة الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات نستنتج أن قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة في صور CBCT كانت أكبر منها في كل من باقي طرائق القياس الباقية المدروسة (برنامج Digora 1.51، برنامج Digora 2.5، برنامج Scion Image، برنامج Idrisi Kilimanjaro، برنامج Image J X2).

أما بالنسبة لباقي المقارنات الثنائية المدروسة فيلاحظ أن قيمة مستوى الدلالة أكبر بكثير من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى الثقة 95% لا توجد فروق ثنائية دالة إحصائياً في متوسط مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين طرائق القياس المعنية في عينة الدراسة الشعاعية.

« دراسة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT ومقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بواسطة كل من البرامج الحاسوبية المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمقطع المدروس:

تم حساب معامل الارتباط بيرسون لدراسة طبيعة العلاقة بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT ومقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بواسطة برنامج حاسوبي مدروس على حدة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمقطع المدروس كما يلي:

- نتائج حساب قيم معامل الارتباط بيرسون:

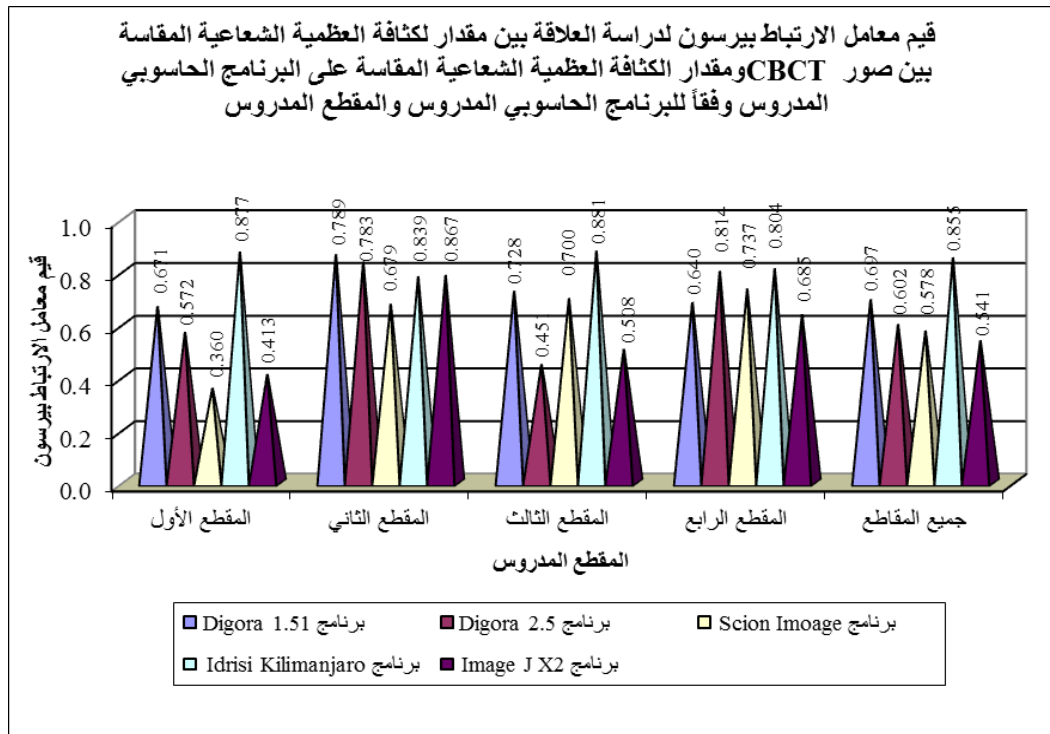
جدول رقم (3-46) يبين قيم معاملات الارتباط بين الكثافات على CBCT والكثافات من البرامج المدروسة

المقطع المدروس	المتغير الثاني = قيم الكثافة العظمية على البرنامج الحاسوبي:	المتغير الأول = مقدار الكثافة العظمية على CBCT			وجود علاقة ارتباط	جهة العلاقة	شدة العلاقة
		قيمة معامل الارتباط بيرسون	عدد المقاطع	قيمة مستوى الدلالة			
المقطع الأول	برنامج Digora 1.51	0.671	25	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
	برنامج Digora 2.5	0.572	25	0.003	توجد علاقة ارتباط	طردية	متوسطة
	برنامج Scion Image	0.360	25	0.077	لا توجد علاقة ارتباط	-	-
	برنامج Idrisi Kilimanjaro	0.877	25	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	متوسطة
	برنامج Image J X2	0.413	25	0.040	توجد علاقة ارتباط	طردية	ضعيفة
المقطع الثاني	برنامج Digora 1.51	0.867	25	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
	برنامج Digora 2.5	0.839	25	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
	برنامج Scion Image	0.679	25	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
	برنامج Idrisi Kilimanjaro	0.783	25	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
	برنامج Image J X2	0.789	25	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
المقطع الثالث	برنامج Digora 1.51	0.728	25	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
	برنامج Digora 2.5	0.451	25	0.024	توجد علاقة ارتباط	طردية	متوسطة
	برنامج Scion Image	0.700	25	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
	برنامج Idrisi Kilimanjaro	0.881	25	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
	برنامج Image J X2	0.508	25	0.009	توجد علاقة ارتباط	طردية	متوسطة
المقطع الرابع	برنامج Digora 1.51	0.685	25	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
	برنامج Digora 2.5	0.804	25	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
	برنامج Scion Image	0.737	25	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
	برنامج Idrisi Kilimanjaro	0.814	25	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
	برنامج Image J X2	0.640	25	0.001	توجد علاقة ارتباط	طردية	متوسطة
جميع المقاطع	برنامج Digora 1.51	0.697	100	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
	برنامج Digora 2.5	0.602	100	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	متوسطة
	برنامج Scion Image	0.578	100	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	متوسطة
	برنامج Idrisi Kilimanjaro	0.855	100	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	قوية
	برنامج Image J X2	0.541	100	0.000	توجد علاقة ارتباط	طردية	متوسطة

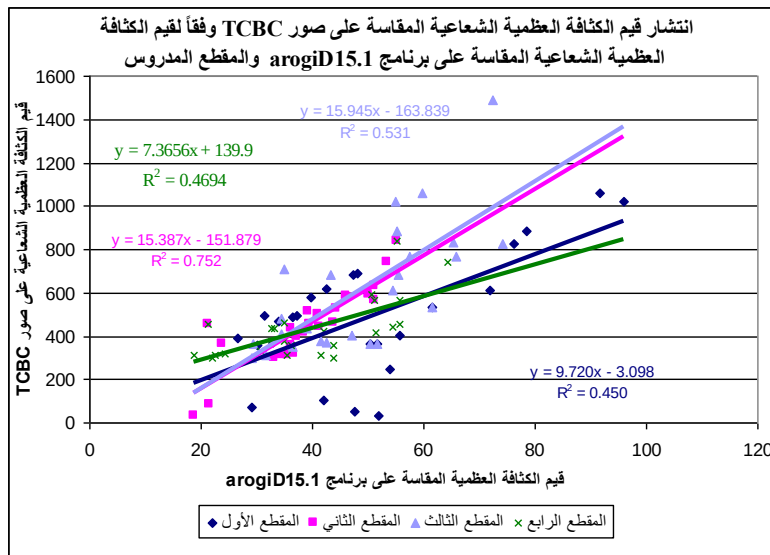
يبين الجدول (3-46) أن قيمة مستوى الدلالة أكبر من القيمة 0.05 بالنسبة لمعامل الارتباط الموافق لمجموعة القياسات في المقطع الأول في برنامج Scion Image، أي أنه عند مستوى الثقة 95% لا توجد علاقة ارتباط خطية دالة إحصائياً بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT ومقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بواسطة برنامج Scion Image في مجموعة القياسات في المقطع الأول من عينة الدراسة الشعاعية.

أما بالنسبة لباقي معاملات الارتباط المحسوبة فيلاحظ أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد علاقة ارتباط خطية دالة إحصائياً بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT ومقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بواسطة كل من البرامج المعنية في المقاطع المعنية في عينة الدراسة الشعاعية، وبما أن الإشارة الجبرية لمعاملات الارتباط المحسوبة كانت موجبة نستنتج أن كلاً من العلاقات الموافقة كانت طردية (ارتفاع قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT ومقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بواسطة البرنامج الحاسوبي المدروس)، وبما أن القيمة المطلقة لمعامل الارتباط الموافق لبرنامج Image J X2 في المقطع الأول كانت قريبة من القيمة 0.4 نستنتج أن العلاقة الموافقة كانت ضعيفة الشدة ويمكن إهمالها، وبما أن القيم المطلقة لمعاملات الارتباط الموافقة لكل من برنامج Digora 2.5 وبرنامج Idrisi Kilimanjaro في المقطع الأول وبرنامج Digora 2.5 وبرنامج Image J X2 في المقطع الثالث وبرنامج Image J X2 في المقطع الرابع وبرنامج Digora 2.5 وبرنامج Scion Image وبرنامج Image J X2 في عينة البحث كاملة كانت قريبة من القيمتين 0.5 و 0.6 نستنتج أن كلاً من العلاقات الموافقة كانت متوسطة الشدة، وبما أن القيم المطلقة لمعاملات الارتباط الباقية كانت قريبة من القيمة 0.7 أو أكثر نستنتج أن كلاً

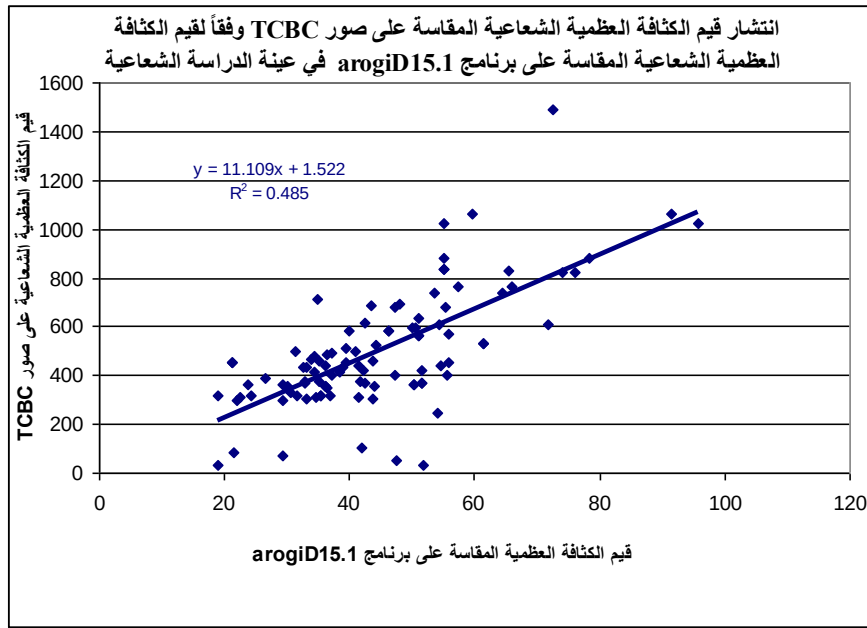
من العلاقات الموافقة كانت قوية الشدة في عينة الدراسة الشعاعية.



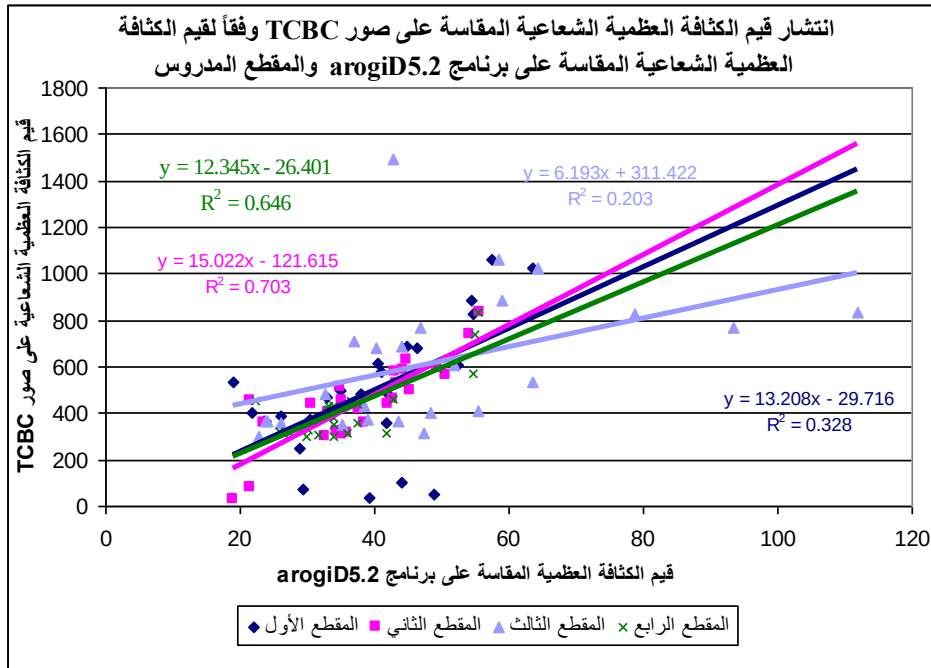
مخطط رقم (3-24) يمثل قيم معامل الارتباط بيرسون لدراسة العلاقة بين مقدار لكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بين صور CBCT ومقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على البرنامج الحاسوبي المدروس وفقاً للبرنامج الحاسوبي المدروس والمقطع المدروس.



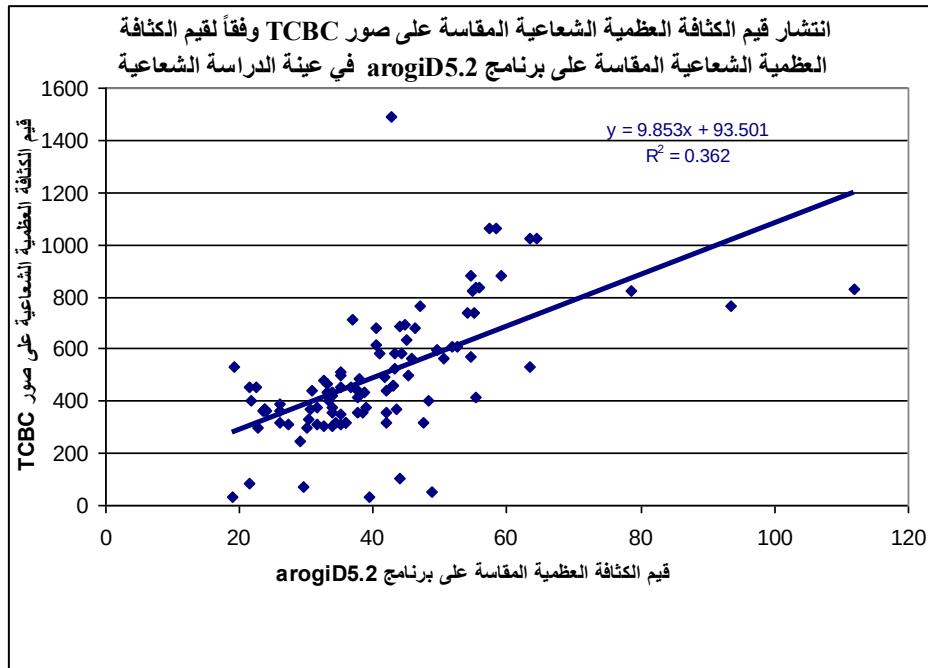
مخطط رقم (3-25) يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Digora 1.51 والمقطع المدروس.



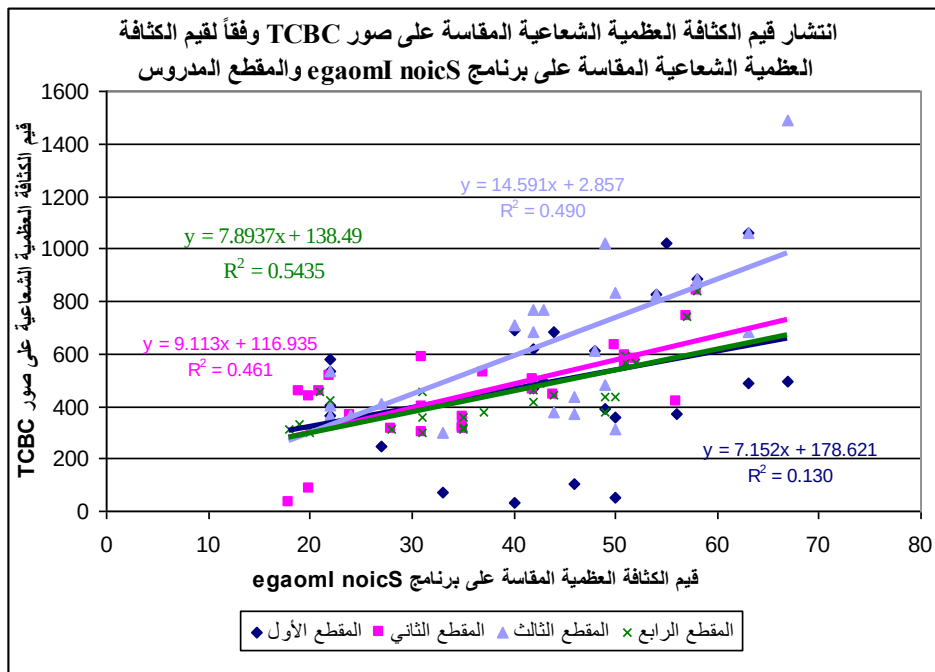
مخطط رقم (3-26) يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Digora 1.51 في عينة الدراسة الشعاعية.



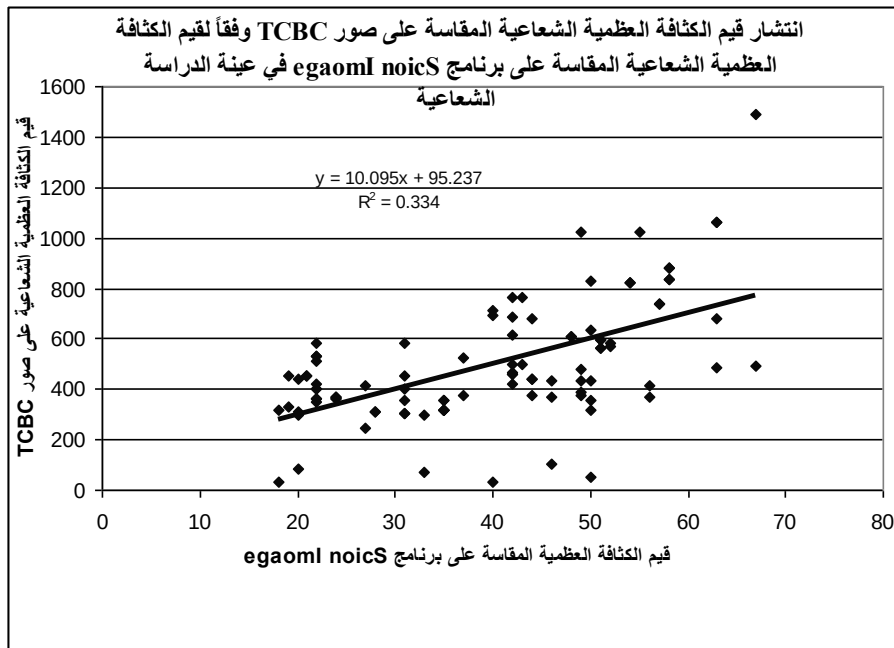
مخطط رقم (3-27) يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Digora 2.5 والمقطع المدروس.



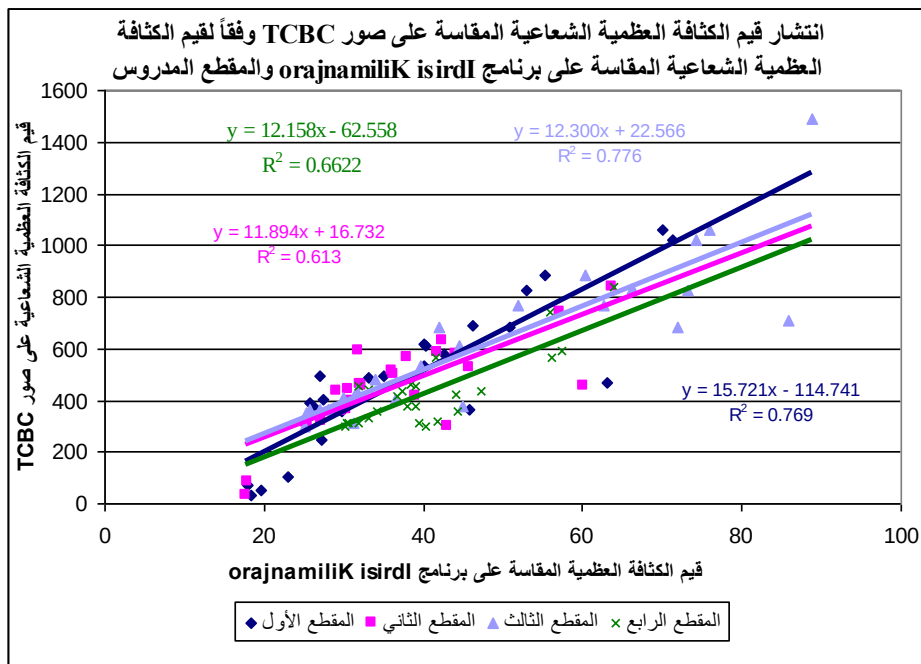
مخطط رقم (28-3) يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Digora 2.5 في عينة الدراسة الشعاعية.



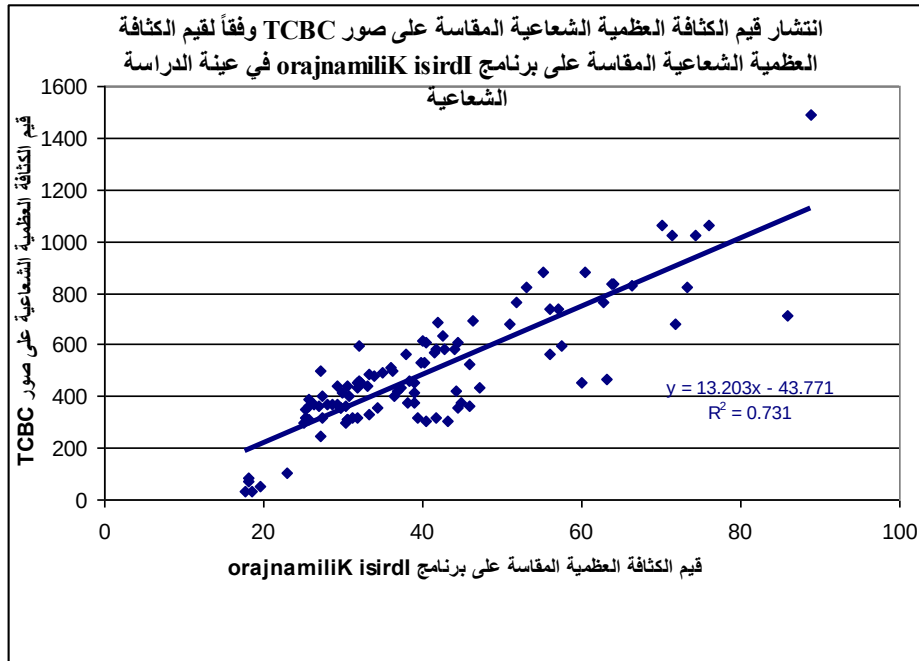
مخطط رقم (29-3) يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Image J X2 والمقطع المدروس.



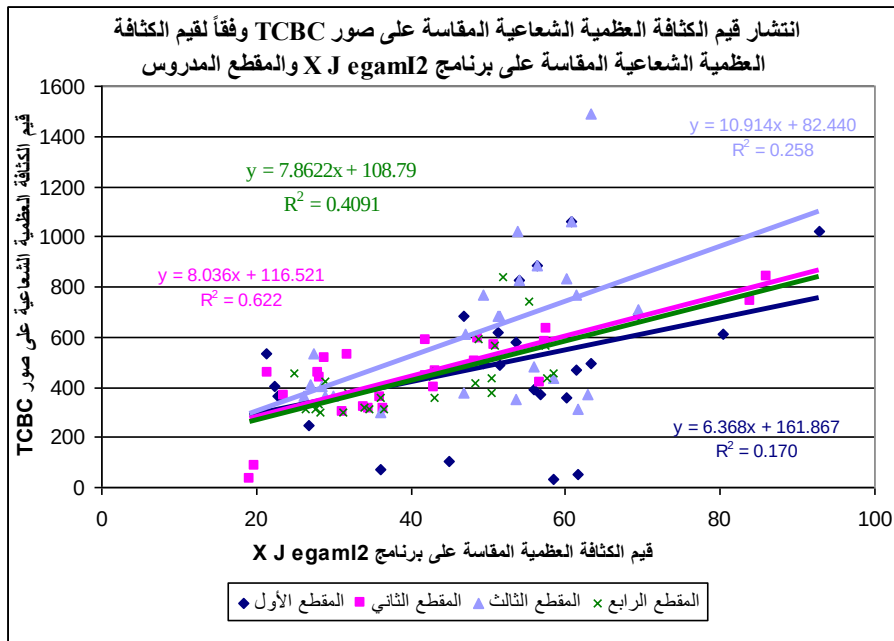
مخطط رقم (30-3) يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Scion Image في عينة الدراسة الشعاعية.



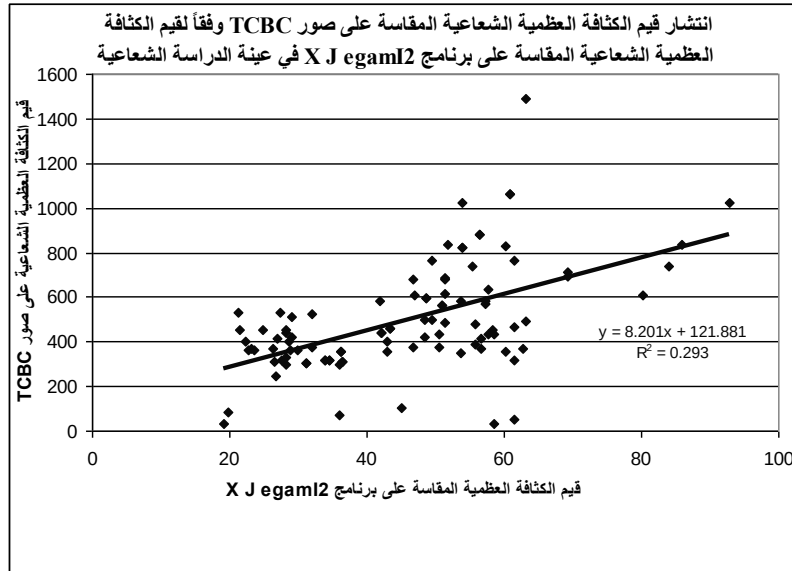
مخطط رقم (31-3) يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Idrisi Kilimanjaro والمقطع المدروس.



مخطط رقم (3-32) يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Idrisi Kilimanjaro في عينة الدراسة الشعاعية.



مخطط رقم (3-33) يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Image J X2 والمقطع المدروس.



مخطط رقم (3-34) يمثل انتشار قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT وفقاً لقيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على برنامج Image J X2 في عينة الدراسة الشعاعية.

< دراسة مصداقية البرامج الحاسوبية المدروسة في قياس مقدار الكثافة العظمية الشعاعية في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمقطع المدروس:

تم حساب معامل الثبات ألفا كرونباخ بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور

CBCT ومقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بواسطة كل من البرامج الحاسوبية المدروسة

في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمقطع المدروس كما يلي:

- نتائج حساب قيم معامل الثبات ألفا كرونباخ:

جدول رقم (3-47) يبين قيم معامل الثبات ألفا كرونباخ بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة على صور CBCT ومقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بواسطة كل من البرامج الحاسوبية المدروسة في عينة الدراسة الشعاعية وفقاً للمقطع

المدروس.

المتغير الأول = مقدار الكثافة العظمية على CBCT			المتغير الثاني = قيم الكثافة العظمية على البرنامج الحاسوبي:	المقطع المدروس
تقييم المصدقية	قيمة معامل الثبات	التيابن المشترك		
ضعيفة	0.169	38872.48	برنامج Digora 1.51	المقطع الأول
ضعيفة	0.094	38760.97	برنامج Digora 2.5	
ضعيفة	0.070	38786.30	برنامج Scion Image	
ضعيفة	0.178	38808.68	برنامج Idrisi Kilimanjaro	
ضعيفة	0.101	38850.93	برنامج Image J X2	
ضعيفة	0.178	15786.45	برنامج Digora 1.51	المقطع الثاني
ضعيفة	0.171	15785.53	برنامج Digora 2.5	
ضعيفة	0.183	15823.82	برنامج Scion Image	
ضعيفة	0.186	15804.73	برنامج Idrisi Kilimanjaro	

ضعيفة	0.266	15888.11	برنامج Image J X2	
ضعيفة	0.125	43176.79	برنامج Digora 1.51	المقطع الثالث
ضعيفة	0.123	43315.37	برنامج Digora 2.5	
ضعيفة	0.126	43186.13	برنامج Scion Image	
ضعيفة	0.223	43307.78	برنامج Idrisi Kilimanjaro	
ضعيفة	0.090	43180.35	برنامج Image J X2	
ضعيفة	0.224	9537.02	برنامج Digora 1.51	المقطع الرابع
ضعيفة	0.189	9495.29	برنامج Digora 2.5	
ضعيفة	0.240	9537.69	برنامج Scion Image	
ضعيفة	0.196	9497.58	برنامج Idrisi Kilimanjaro	
ضعيفة	0.187	9517.79	برنامج Image J X2	
ضعيفة	0.160	28668.11	برنامج Digora 1.51	جميع المقاطع
ضعيفة	0.136	28662.30	برنامج Digora 2.5	
ضعيفة	0.124	28649.34	برنامج Scion Image	
ضعيفة	0.199	28675.66	برنامج Idrisi Kilimanjaro	
ضعيفة	0.133	28680.14	برنامج Image J X2	

نلاحظ في الجدول (3-47) أن قيمة معامل ألفا كرونباخ كانت أقل من القيمة 0.3 مهما كان البرنامج المدروس ومهما كان المقطع المدروس، ما يدل على مصداقية ضعيفة لكل من البرامج الحاسوبية المدروسة في قياس قيم مقدار الكثافة العظمية الشعاعية في عينة الدراسة الشعاعية كاملة.

دراسة مصداقية البرامج الحاسوبية المدروسة في التعبير عن بعضها البعض في عينة الدراسة الشعاعية:

تم حساب معامل الثبات ألفا كرونباخ بين مقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بواسطة برنامج Idrisi Kilimanjaro ومقدار الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بواسطة كل من Digora 1.51 و Digora 2.5 وهي الأقوى ارتباطاً مع CBCT في عينة الدراسة الشعاعية:

- نتائج حساب قيم معامل الثبات ألفا كرونباخ:

جدول رقم (3-48) يبين العلاقة بين قياسات البرامج الأقوى ارتباطاً مع التصوير المخروطي CBCT وقيمة معامل الثبات بينها

المتغير الثاني	المتغير الأول = الكثافة الشعاعية العظمية من Idrisi Kilimanjaro			شدة العلاقة	قيمة معامل الثبات	تقييم المصداقية
	قيمة معامل الارتباط بيرسون	عدد الحالات	قيمة مستوى الدلالة			
الكثافة الشعاعية من Digora 1.51	0.572	100	0.000	متوسطة	0.727	ممتازة
الكثافة الشعاعية من Digora 2.5	0.556	100	0.000	متوسطة	0.713	ممتازة

نلاحظ في الجدول (3-48) أن قيمة معامل ألفا كرونباخ كانت قريبة من القيمة 0.7 ما يدل على مصداقية قوية لكل من البرامج الحاسوبية المدروسة في التعبير عن بعضها البعض في عينة الدراسة الشعاعية كاملة.

❖ ملخص نتائج البحث:

- كانت علاقة الارتباط بين قيم سرعة الصوت SOS وقيم الكثافة العظمية الشعاعية للعظم السنخي الطبيعي طردية قوية ($r=0.715$, $P<0.001$) في عينة الدراسة الشعاعية كاملة.
- كانت قيمة معامل الثبات 0.761 مما يشير إلى مصداقية جيدة لتقنية قياس سرعة الصوت SOS في التعبير عن الكثافة العظمية.
- لم تكن الفروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم بين الفترات الزمنية المدروسة في عينة رفع قاع الجيب الفكي وبالتالي لم تعبر المعلومات الشعاعية عن تغيرات مادة الطعم.
- كانت الفروق دالة في متوسط مقدار سرعة الصوت SOS بين القراءات التي سجلت بعد الجراحة مباشرة والقراءات التي سجلت بعد ستة أشهر من الجراحة والتي كانت أعلى بشكل هام إحصائياً.
- أثبتت الدراسة النسيجية حدوث التشكل العظمي ضمن مادة الطعم وكانت نسبة العظم الحي الجديد المتشكل بعد ستة أشهر $20.64 \pm 5.36\%$.
- كانت علاقة الارتباط بين متوسط قيم سرعة الصوت SOS ضمن مادة الطعم بعد ستة أشهر و نسبة النسيج العظمي المتشكل طردية قوية ($r=0.696$, $P<0.001$) وبالتالي فإن قيم سرعة الصوت

تعبّر عن التشكل العظمي الجديد وتتناسب طرداً معه.

- كانت قيمة معامل الثبات 0.140 وتشير هذه القيمة إلى مصداقية ضعيفة لقيم سرعة الصوت

SOS في التعبير عن نسبة العظم المتشكل ضمن مادة الطعم.

- لم توجد علاقة هامة إحصائياً بين أبعاد الحافة السنخية وقيم سرعة الصوت SOS ضمن

العظم السنخي الطبيعي.

- لم توجد علاقة هامة إحصائياً بين عرض الجيب (البعد الدهليزي الحنكي) في منطقة تطبيق

الطعم وقيم سرعة الصوت SOS ضمن نفس المنطقة.

- كان مقدار الزيادة في ارتفاع الحافة السنخية دالاً إحصائياً 6.06 ± 2.4 مم بعد 6 أشهر من

الجراحة وبنسبة $152.68 \pm 69.3\%$ ، ولدى دراسة تأثير الكثافة الشعاعية للحافة السنخية قبل الجراحة

على مقدار الزيادة في ارتفاعها لم تكن هناك فروق تذكر.

- كانت علاقة الارتباط بين الكثافة الشعاعية العظمية المقاسة بالتصوير الطبقي ذي الحزمة

المخروطية CBCT و الكثافة الشعاعية المقاسة ببرنامج Digora 1.51 و Digora 2.5 قوية، $r=0.697$

$P=0.000$ و $r=0.602$, $P=0.000$ على الترتيب، بينما كانت أقوى قيمة للارتباط مع قيم الكثافة

المأخوذة من برنامج Idrisi Kilimanjaro $(r=0.855, P=0.000)$.

- لدى إجراء اختبار معامل الثبات ألفا كرونباخ وُجدت مصداقية ضعيفة لجميع البرامج

المدرسة في التعبير عن قيم الكثافة المقاسة بواسطة CBCT إذ كانت قيمة معامل الثبات 0.199

في أحسن الأحوال.

[Discussion]



4

المناقشة



4- المناقشة Discussion

يعتمد نجاح أي عملية زرع سنّي على عوامل متعدّدة بدءاً من التشخيص السليم للحالة، ووضع خطة المعالجة الصحيحة وصولاً إلى خصائص العظم في الناحية الهدف كمّاً ونوعاً، وتُعتبر الوسائل الشعاعية الحديثة أفضل الطرق لتقييمها (Misch 2005).

تظهر التحديات في عمليات الزرع عندما نتعامل مع عظم فقير بالكمية والنوعية كالمنطقة الخلفية من الفك العلوي (Jensen 2006)، وتظهر الصعوبات عموماً على المستوى التشخيصي قبل الجراحة وخلال وضع خطة المعالجة وأثناء العمل الجراحي. يُعتبر التصوير الطبقي المحوري ذو الحزمة المخروطية CBCT حالياً الوسيلة التشخيصية الأكثر توفراً وسهولة ودقة للتقييم ما قبل الجراحي للناحية المستهدفة كمّاً ونوعاً (Shahbazian et al 2010، Wahed et al 2012) بما يعطيه من خيارات في قياسات الأبعاد والكثافات والتي أثبتت الدراسات جودتها وتطابقها مع معطيات التصوير الطبقي المحوري العادي الذي يعتبر حتى الآن القاعدة الذهبية في هذا المجال إضافةً إلى الدراسات النسيجية (Fatemitabar et al 2010)، (Liang 2010) (Garcia et al 2012). ومع ذلك استنتج Stoppie منذ عام 2006 أن التنبؤ بالخصائص الميكانيكية للعظم اعتماداً على وحدات هاونسفيلد HU لا يمكن أن يكون فعالاً إلا عندما يكون العظم القشري رقيقاً، ومع ازدياد سماكة القشرة العظمية كما في الفك السفلي تصبح القدرة التنبؤية أقل بشكل واضح.

لا تقتصر التحديات في المنطقة الخلفية من الفك العلوي على ماسبق فقط، بل تمتد إلى فترة ما بعد التطبيق الجراحي للزرعات السنية أو الطعوم العظمية بما تحمله في طياتها من

احتمالاتٍ للفشل أكثر من أي منطقةٍ أخرى في الفكين (Jensen 2006). إن النتيجة المنشودة في أية حالة تطعيمٍ عظمي حسب Lundgren و Sennerby عام 2008 هي استعادة الوضع التشريحي والوظيفي بحصول الاحتواء الكامل Complete Incorporation للطعم العظمي مع المحافظة على حجمه والحد الأدنى من الامتصاص لمادة الطعم. وبما أن الوسائل الشعاعية تعد قاصرةً في مجال التقييم الدقيق لمراحل شفاء ومحتوى الطعوم العظمية (Khoury 2007) و (Avila 2011) كان لابد من وسائل مساعدةٍ أخرى تعطي ولو فكرةً بسيطةً عن محتوى الطعم المستخدم.

هدفت الدراسة الحالية إلى الإجابة عن التساؤلين الآتيين:

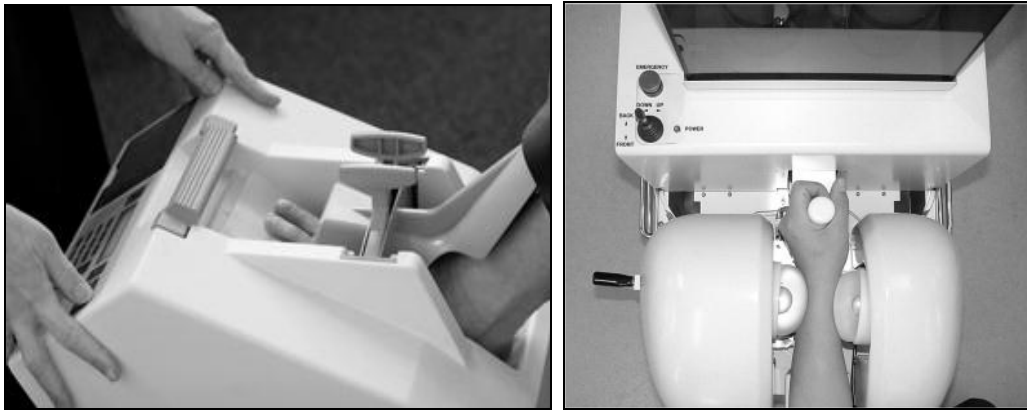
- هل تعتبر تقنية قياس سرعة الصوت (SOS) Speed of Sound أو Ultrasound Transmission Velocity (UTV) طريقة ممكنة لتحري الكثافة العظمية وتحري تطور شفاء الطعم؟

- على ضوء التطور الحاصل في تقنيات التصوير الشعاعي وفي مجال البرمجيات الملحق بها، ومع انتشار استخدام برامج قياس الكثافة الشعاعية للعظم في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق، ما مدى مصداقية استخدام هذه البرامج وهل يمكن معايرتها مقارنةً مع التصوير الطبقي المخروطي CBCT؟

وعلى هامش محاولة الإجابة عن التساؤلين السابقين، دُرست - شعاعياً - عدة متغيرات كمية ونوعية في البنية التشريحية للمنطقة الخلفية من الفك العلوي تلعب دوراً كبيراً في إنجاح التقييم ما قبل الجراحي من الناحية الكمية والنوعية.

4-1- مناقشة نتائج قياس سرعة الصوت ضمن العظم الطبيعي:

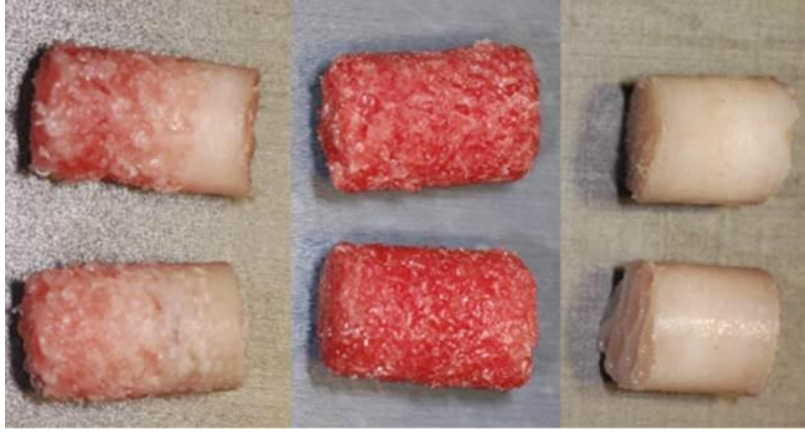
استنتج Padilla وزملاؤه في دراستهم عام 2008 على عظم الفخذ أن قيم سرعة الصوت SOS ضمن العظم تعكس كلاً من الكثافة العظمية بما يحتوية من نسيج متمعدن، ونمط الاتصالات بين الحجب العظمية أو الـ "Connectivity" والتي تعد أحد أهم معايير الدراسات الشكلية النسيجية، كما ذكر ذلك كل من Woolf و Akesson في كتابهما حول تقصي وتدبير ترقق العظام عام 2008 حيث ذكرا أهمية الموجات فوق الصوتية عالية التردد في إعطاء معلومات عن الكتلة العظمية Bone Mass والبنية العظمية Bone Structure وخصائص المادة العظمية Bone Material Features، حيث تُستخدم أجهزة قياس سرعة الصوت ضمن العظام المحيطية كسلاميات أصابع اليد أو الساعد أو عظم الكاحل، الشكل (4-1).



شكل (4-1): أجهزة قياس سرعة الصوت ضمن العظام المحيطية

قام Al-Nawas عام 2008 بدراسة مخبرية لتحري علاقة قيم SOS ضمن الفك السفلي المستأصل مع قيم الكثافة المعدنية العظمية والتي درسها نسيجياً، ومع اعتبار الباحث أن نسبة التمعدن التي تقل عن 40% هي نسبة حرجة فقد استنتج أن قيمة سرعة الصوت التي تقل عن 1767 m/s تدل على خصائص نوعية حرجة أيضاً في الفك السفلي.

بلغ متوسط سرعة الصوت في دراسة Veltri وزملائه عام 2010 1710.9 m/s ولكن كان ذلك عند دراسة الارتباط مع قيم عزم إدخال الزرعات عند الأرنب، بينما كان متوسط قيم SOS في دراسة Kammerer وزملائه عام 2012 1472.2 m/s على عظم مختلط (قشري وإسفنجي) مخبرياً، شكل (2-4).



شكل (2-4): نماذج العظم المختبرة في دراسة (Kammerer et al 2012)

تم في الدراسة الحالية تطبيق تقنية قياس سرعة الصوت ضمن العظم السنخي عند المرضى الطبيعيين وذلك على مناطق الدرد المفرد أو المتعدد في الفك العلوي في عينة الدراسة الشعاعية، وتم دراسة العلاقة مع قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بالأبعاد الثلاثة بجميع مقاطع المناطق المدروسة المستخلصة من ملفات التصوير المقطعي CBCT.

كان المتوسط الحسابي لقيم الكثافة الشعاعية للعظم السنخي $(689.52 \pm 177.53 \text{ HU})$ في المنطقة الأمامية من الفك العلوي و $(448.06 \pm 182.28 \text{ HU})$ في المنطقة الخلفية و $(526.67 \pm 212.16 \text{ HU})$ في عينة الدراسة الشعاعية كاملةً، أما قيم SOS فقد كانت $(1885.4 \pm 78.5 \text{ m/s})$ في المنطقة الأمامية و $(1745.17 \pm 78.47 \text{ m/s})$ في المنطقة الخلفية و $(1790.8 \pm 96.04 \text{ m/s})$ في عينة البحث كاملةً مع

فروق دالة إحصائية بين المنطقتين الأمامية والخلفية لكل من المتغيرين لصالح المنطقة الأمامية وفق اختبار T للعينات المستقلة.

كانت دراسة Klein عام 2008 هي الدراسة الأولى والوحيدة في الأدبيات الطبية التي تم فيها قياس سرعة الصوت أو سرعة عبور الأمواج فوق الصوتية Ultrasound Transmission Velocity (UTV) ضمن العظم السنخي الطبيعي لدى البشر، بينما تركزت دراسة Takaishi قبله في العام 2005 على القياس ضمن العظم السنخي لدى المرضى المصابين بترقق العظام ودراسة علاقة الارتباط مع قيم الكثافة المعدنية العظمية. بلغ متوسط قيم SOS في دراسة Klein في المنطقة الخلفية من الفك السفلي عند الإناث $(1713 \pm 153 \text{ m/s})$ وعند الذكور $(1734 \pm 221 \text{ m/s})$ ، بينما كانت القيمة في المنطقة الأمامية من الفك العلوي عند الإناث $(1665 \pm 189 \text{ m/s})$ وعند الذكور $(1648 \pm 82 \text{ m/s})$ وفي المنطقة الخلفية من الفك العلوي عند الإناث $(1538 \pm 177 \text{ m/s})$ وعند الذكور $(1583 \pm 90 \text{ m/s})$.

نلاحظ أن نتائج الدراسة الحالية تختلف عن الدراسة المذكورة حيث أن القيم التي حصلنا عليها أعلى في المنطقة الأمامية والخلفية وفي عينة البحث كاملةً فيما يتعلق بالفك العلوي، وقد يعود سبب ذلك إلى اختلاف الجهاز المستخدم في الدراسة الحالية (نسخة تجريبية غير تجارية) عن الجهاز المستخدم في دراسة Klein وهو (DBM Sonic 1200, Italy)، كما ويمكن أن يعزى السبب إلى اختلاف التردد الذي يعمل عليه الجهازان حيث يعمل الجهاز المستخدم في هذه الدراسة على موجة مستمرة بتردد قدره 1.6 ميغاهرتز بينما يعمل الثاني على موجة نبضية Pulsed بتردد قدره 1.25 ميغاهرتز.

كانت علاقة الارتباط في الدراسة الحالية بين قياسات سرعة الصوت ضمن العظم السنخي والكثافة العظمية الشعاعية ذات دلالة إحصائية في المنطقة الأمامية والخلفية من الفك العلوي ($r=0.544, P=0.044$) و ($r=0.628, P=0.000$) على الترتيب، وأظهر اختبار بيرسون أعلى قيمة له لدى دراسة علاقة الارتباط في عينة البحث كاملةً ($r=0.715, P=0.000$).

أجري أيضاً اختبار معامل الثبات ألفا كرونباخ وكانت المصادقية ممتازة حيث بلغت قيمة معامل الثبات 0.761 مما يزيد من مستوى الثقة في قدرة SOS في التعبير عن الكثافة العظمية الشعاعية للعظم السنخي.

وجدت جميع الدراسات التي أجريت على هذه التقنية علاقة ارتباط بين قيم SOS مع محددات نوعية العظم بكل أشكالها الشعاعية والنسيجية وهي كثيرة، ولكن لم نجد دراسة مماثلة للدراسة الحالية تدرس العلاقة بين قيم سرعة الصوت ضمن العظم السنخي الطبيعي وقيم الكثافة العظمية الشعاعية ثلاثية الأبعاد بالتصوير المقطعي CBCT على البشر.

4-2- مناقشة نتائج قياس سرعة الصوت ضمن الطعم المستخدم:

ذكرنا في الفقرة السابقة لدى مناقشة نتائج قياس سرعة الصوت في العظم السنخي الطبيعي أن الدراسات التي تمت على البشر كانت محدودة ولم توجد دراسة على مناطق التطعيم العظمي في الفكين، وبناءً على ذلك كان لابد لدى مناقشة نتائج هذه التقنية على حالات رفع الجيب الفكي مع تطبيق الطعوم من ذكر أهم جوانب آليات شفاء الطعوم بشكل عام والطعم المستخدم في هذه الدراسة بشكل خاص من وجهة النظر الجراحية والنسيجية.

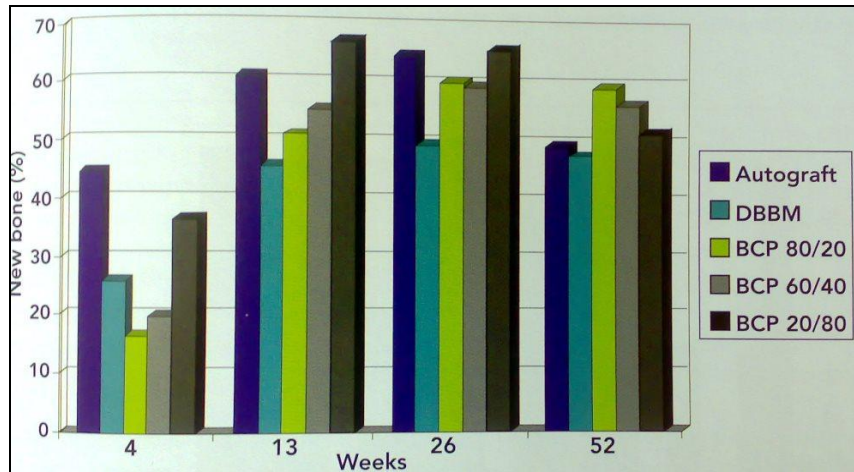
تُصنف الطعوم وفقاً لآلية تأثيرها ضمن فئتين هما الطعوم المحرصة على التشكل العظمي Osteoinductive كالطعوم الذاتية Autogenous Grafts، والطعوم الموجهة للتشكل العظمي Osteoconductive كالطعوم الصناعية (Garg 2004) و (Alfaro 2006)، كما ذكر Buser تصنيفاً للمواد المستخدمة في التطعيم العظمي تضمّن الطعوم ذاتية المنشأ Autografts والتي تؤخذ من نفس الشخص، والطعوم المغايرة Allografts وتؤخذ من جثث أو متبرعين بشر بعد معالجتها، والطعوم الأجنبية Xenografts وتؤخذ من أجناس أخرى كالحيوانات، والطعوم غير العظمية أو الصناعية Alloplasts كالطعم المستخدم في الدراسة الحالية.

يعتبر الهيدروكسي أباتيت HA من المواد الموجهة للتشكل العظمي ذات الكفاءة الجيدة وغير القابلة للامتصاص (Ono et al 2000)، بينما تتصف فوسفات الكالسيوم الثلاثية بنفس الصفات لكنها تمتلك خصائص مولدة للعظم Osteogenic وتُمتص بسرعة كبيرة، كما لوحظ عند استخدامها لوحدها شفاءً أسرع بكثيرٍ مقارنةً مع المناطق المطعمة بـ HA لوحده (Jensen et al 2007)، كما سجلت عدة دراسات تشكل شبكة عظمية جديدة مع كثافة عظمية عالية لدى تطبيق TCP في أسنخ الكلاب بعد 24 أسبوع حيث تُمتص المادة بشكلٍ كامل وتستبدل بنسيجٍ عظمي جديد (Buser 2009).

فسّر Buser ذلك بأن TCP تطلق شوارد الكالسيوم والفوسفات والتي تشكل المادة الأولية (Raw Material) لتشكيل العظم الجديد، كما أن امتصاص TCP السريع يفسح المجال بشكلٍ مبكرٍ للعظم غير الناضج الذي سيتشكل، وبالتالي فإن مزج HA مع TCP (طعم فوسفات الكالسيوم ثنائي الطور Biphasic Calcium Phosphate BCP) يؤدي إلى فائدة مزدوجة حيث يحافظ HA

على أبعاد الطعم مشكلاً الهيكل أو (السقالة Scaffold) الذي يلعب ضمنه TCP دوره الهام في التشكل العظمي.

من أهم مميزات هاتين المادتين هو تركيبهما المشابه للجزء غير العضوي من العظم الطبيعي، ومن الممكن التحكم بزمان الشفاء والخصائص الحيوية للطعم بتغيير نسبة المادتين ضمن الطعم، ويُظهر المخطط (4-1) بأن استخدام طعم مكون من 80% HA و 20% TCP أعطى أفضل النتائج على المدى البعيد وهي النسبة الأقرب للطعم المستخدم في الدراسة الحالية.

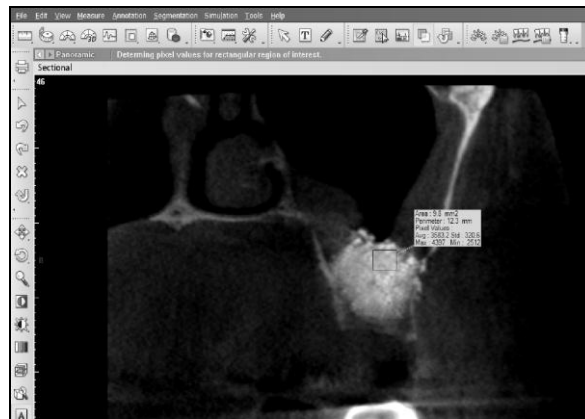


مخطط رقم (4-1) يظهر أعلى نسبة من التشكل العظمي الجديد بعد 52 أسبوع عند استخدام الطعم BCP 80/20 (Buser 2009)

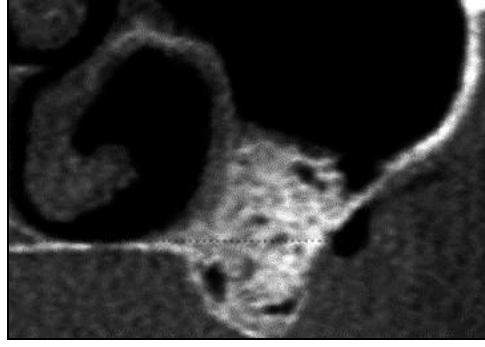
حدد Schenk عام 1987 مجموعةً من الشروط الواجب توافرها لضمان نجاح عملية التشكل العظمي وهي التروية الدموية الكافية، والاستقرار الميكانيكي، والسطوح الصلبة، وحجم الآفة الصغير وكذلك المنافسة بين الخلايا، وهي شروطٌ يمكن تحقيقها بسهولة في حال الدراسة على عيوبٍ عظميةٍ تجريبيةٍ يتم تصميمها لتحقيق الشروط السابقة، ولكن عند تطبيق الطعوم الموجهة للتشكل العظمي Osteoconductive كالطعم المستخدم في الدراسة الحالية على حالات

رفع الجيب الفكي فإن العظم يبدأ بالتشكل بدءاً من جدران العيب العظمي (Trisi 2009) (وهي الجدران العظمية المشكلة لقاع الجيب الفكي). يلعب الهيدروكسي أباتيت دوراً في ملء المسافة حتى تُستعمر بالنسيج العظمي، ويساعد TCP على قيادة الخلايا المشكلة للنسيج العظمي، والمساعدة على التشكل الوعائي وكذلك السماح بعملية إنجاز إعادة التقلب العظمي. يجب أن تُمتص الطعوم في وقت متزامن مع التشكل العظمي الجديد حيث أن امتصاصها السريع سوف يؤدي إلى خفض نسبة النسيج العظمي المتشكل واستعمار المنطقة بالنسيج الضام، ولكن يُستفاد هنا من وجود الهيدروكسي أباتيت الذي يحافظ على الأبعاد بعد الامتصاص السريع لـ TCP حيث بيّن Marorana وزملاؤه عام 2005 أن نسبة الامتصاص في طعوم HA كانت ضئيلة بعد فترة مراقبة 4 سنوات.

كانت قيم الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم عاليةً في جميع فترات المراقبة حيث بلغ المتوسط الحسابي (2665.11 ± 203.34 HU) بعد 6 أسابيع من الجراحة و (2639.62 ± 401.91 HU) بعد 6 أشهر، ونشاهد في الشكل (3-4) المظهر الشعاعي للطعم بعد 6 أسابيع من الجراحة ومظهراً آخر لحالة أخرى تم متابعتها بعد مرور 8 أشهر، شكل رقم (4-4).



شكل (3-4): المظهر الشعاعي للطعم بعد 6 أسابيع من الجراحة



شكل (4-4): المظهر الشعاعي للطعم بعد 8 أشهر (حالة أخرى)

يعود سبب ذلك إلى البقاء المديد لحبيبات الهيدروكسي أباتيت HA غير الممتصة وهي شديدة الظلالية على الصور الشعاعية بمختلف أنواعها، كما أنها تشكل معظم كتلة الطعم المتبقية بينما يشكل العظم الجديد المتشكل مانسبته 12% حتى 28% في أحسن الأحوال عند استخدام هذا النوع من الطعوم حسب (Khoury 2007) و (Froum et al 2006).

أجرى Jung وزملاؤه عام 2010 دراسةً لتحري الزيادة في الكثافة العظمية الشعاعية بعد تطبيق طعم العظم المجمد المجفف منزوع المعدن DFDB في المنطقة الخلفية من الفك العلوي مقارنةً مع الزيادة في الطرف المقابل دون تطعيم عظمي. ازدادت قيم الكثافة الشعاعية في المناطق المطعمة من 157 HU إلى 387 HU، أما الطرف المقابل فقد ازدادت من 62 HU إلى 342 HU، كما وجد أن الكثافة العظمية الشعاعية تزداد في المناطق التي تُطبق فيها الزرعات السنوية مقارنةً مع المناطق الأخرى مع أفضليةً للمناطق المطعمة. أجرى Jung هذه الدراسة باستخدام التصوير الطبقي المحوري مع برنامج V-Implant 2.0 وقارن النتائج مع نتائج التصوير المقطعي المخروطي CBCT وكانت العلاقات قوية ذات دلالات إحصائية. ظهر من نتائج القياسات ذات القيم السلبية أن التصوير الطبقي المحوري بنوعيه لم يعبر عن موجودات الطعم بشكلٍ دقيقٍ رغم احتوائه على عناصر متمعدنة وأن القيم التي نحصل عليها

بعد شفاء الطعوم قد تكون نتيجة التوعية الدموية وخاصةً مع تقاربها مع نتائج المناطق غير المطعمة (Jung et al 2010).

كانت قيم SOS في الدراسة الحالية منخفضةً خلال الأشهر الثلاثة الأولى من فترات المراقبة، ويُفسّر ذلك أنه بعد الجراحة مباشرةً تكون كتلة الطعم رخوةً بعد دكّها مع تماسٍ غير صميغي بين حبيبات الطعم وامتلائه بمكونات الدم.

يبدأ التشكل الوعائي مباشرةً بعد الجراحة، وبحلول اليوم الثالث يمكن مشاهدة براعم الأوعية الدموية المندخلة ضمن مادة الطعم وتستمر هذه العملية لتتشكل شبكة متكاملة من الأوعية الدموية بحلول اليوم 10 - 14 من الجراحة (Marx 2008). مع الوقت يُمتص TCP بسرعة وتمتلئ الأفضية بين حبيبات HA - التي تظهر عالية الكثافة شعاعياً - بالدم وأوعية دموية ونواتج الهجرة الخلوية (خلايا خلالية وخلايا مولدة للعظم) من السطح العظمي المجاور (قاع الجيب الفكي) والتي تعمل على إنتاج عظم جنيني غير متكلس يطوّق مادة الطعم مما يشكل المعقد طعم-عظم جنيني (Graft-Woven bone Complex) (Marx 2008) وبالتالي يكون الاتصال بين جزيئات HA غير صميغي مع نسيج غير متمعدن بينها مما يعطي قيماً منخفضةً على مقياس سرعة الصوت حتى الشهر الثالث من فترة المراقبة.

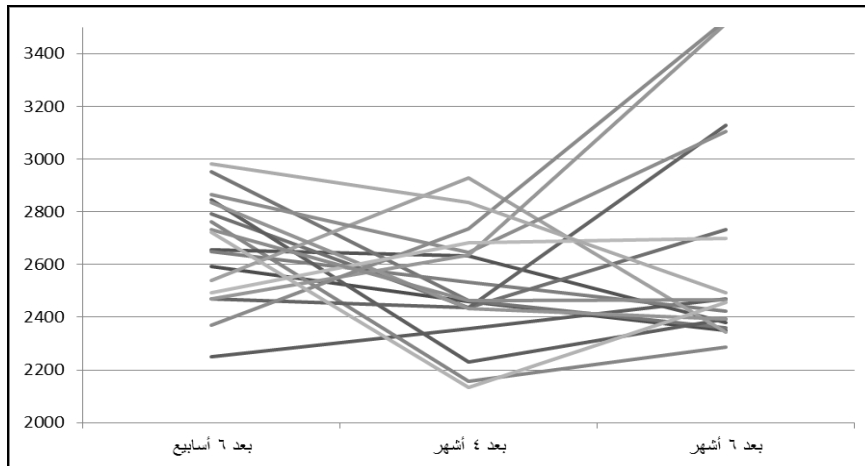
بعد 6 أشهر يكون قد بدأ تشكل جسورٍ من العظم المجدول الجديد Woven Bone ضمن هيكل HA ولكن تكون كثافته العظمية معتبرة حسب (Jensen 2007) و (Buser 2009) وتبدأ مرحلة إعادة التحويل العظمي Bone Remodeling لتحويل العظم المجدول إلى عظم صفيحي ناضج Mature Lamellar Bone، وهذا يُفسر ازدياد قيم SOS بعد انخفاضها في المراحل المبكرة من فترة المراقبة كما في الجدول (1-4). يبين الجدول أيضاً مع المخططين (2-4) و (3-4) القيم

العالية للكثافة الشعاعية لمادة الطعم خلال فترات المراقبة كما يبين عدم التناغم في تغيراتها، بينما كان التناغم واضحاً في تغيرات قيم SOS بالإضافة إلى وجود فروقٍ دالةٍ إحصائياً بين قيمها خلال فترات المراقبة.

جدول (1-4) يبين تغير قيم الكثافة العظمية الشعاعية المقاسة بواسطة CBCT وقيم سرعة الصوت الموافقة ضمن الطعم

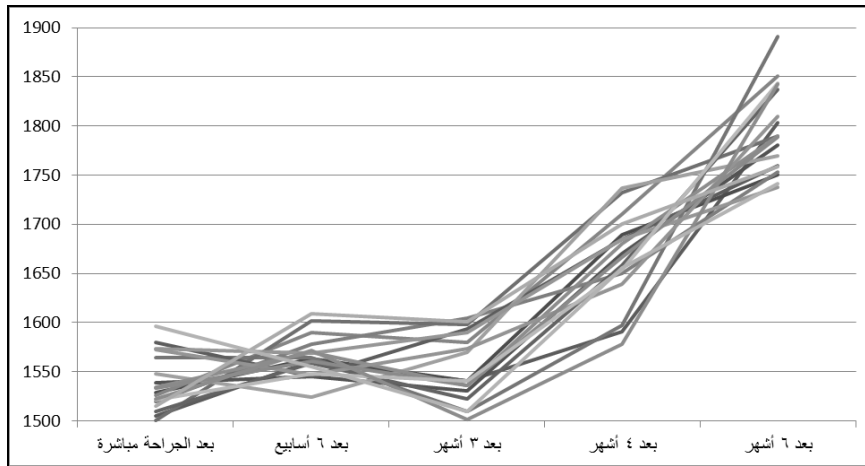
خلال فترة المراقبة

فترة المراقبة	الكثافة الشعاعية	SOS
بعد الجراحة مباشرةً	-	1538.18 m/s
بعد 6 أسابيع	2665.11	1564.61m/s
بعد 3 أشهر	-	1554.32 m/s
بعد 4 أشهر	2511.03	1665.42 m/s
بعد 6 أشهر	2639.62	1794.21 m/s



مخطط رقم (2-4) تغيرات قيم الكثافة الشعاعية لمادة الطعم لكل حالة من حالات عينة رفع الجيب الفكي خلال فترات المراقبة

مع عدم وجود فروق دالة



مخطط رقم (3-4) تغيرات قيم SOS ضمن مادة الطعام لكل حالة من حالات عينة رفع الجيب الفكي خلال فترات المراقبة مع

وجود فروق دالة

أجريت الدراسة النسيجية على عيناتٍ من مناطق التطعيم عند جميع أفراد عينة رفع الجيب الفكي بعد 6 أشهر، تمت دراسة نسبة العظم الجديد المتشكل ونسبة مادة الطعام المتبقية ونسبة النسيج غير المتمعدن. بلغت نسبة النسيج العظمي المتشكل $(20.64\% \pm 5.36\%)$ ومادة الطعام المتبقية $(23.67\% \pm 2.99\%)$ والنسيج غير المتمعدن $(55.68\% \pm 4.29\%)$.

لدى إجراء اختبار بيرسون r لتحري علاقة الارتباط بين قيم الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعام ونسبة العظم الجديد المتشكل نسيجياً وجدنا أنه لا توجد علاقة $(r = -0.17, P = 0.44)$. كما أُجري اختبار T لدراسة دلالة الفروق بين قيم الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعام خلال فترات المراقبة وكانت الفروق غير دالة، كما كانت العلاقة بين قيم كثافة الطعام الشعاعية و SOS عكسية ضعيفة $(r = -0.332, P = 0.023)$ بعد 6 أشهر.

تؤكد النتائج السابقة قصور التقنيات الشعاعية في التعبير عن المحتوى الحقيقي لمنطقة الطعام، ونتفق في هذا مع (Marx 2008) و (Khoury 2007)، ونختلف مع دراسة (Lee et al 2011) الذي استنتج أن المعطيات الشعاعية تعبر عن المحتوى المعدني والنسيجي لمادة الطعام

ولكن دراسته كانت على الطعم المكون من 50% طعم ذاتي و 50% طعم الهيدروكسي أباتيت.

لم نجد دراسةً حول تحري شفاء الطعوم العظمية المطبقة على حالات رفع الجيب الفكّي باستخدام تقنية قياس سرعة الصوت، واقتصرت دراسة Klein عام 2008 على تطبيق القياسات ضمن العظم السنخي الطبيعي مع ذكر أهمية هذا النوع من التقنيات في دراسة شفاء الطعوم ضمن استنتاجه فقط.

بيّن Szabo وزملاؤه عام 2005 أنه لافروق هامةً في نسبة العظم المتشكل بين حالات رفع الجيب باستخدام الطعوم الذاتية أو طعوم TCP لوحدها، كما أورد Khoury عام 2007 في كتابه دراسةً استخدم فيها TCP لوحده في رفع الجيب الفكّي وكانت نسبة النسيج العظمي المتشكل بحدود 20% و 44% نسيج ضام بعد 8 أشهر وهي نسبةٌ جيدة مقارنةً مع الامتصاص السريع لهذه المادة.

استخدم Franken وزملاؤه عام 2009 طعم الهيدروكسي أباتيت HA 60% و TCP 40% في رفع الجيب الفكّي ووجد بالدراسة النسيجية بعد 6 أشهر من الجراحة الأولى أن العظم المتشكل ذو بنيةٍ حبيبيةٍ مع مناطق نضوج بعظم صفيحي وبلغت نسبة العظم المتشكل $27.3\% \pm 4.9\%$ من إجمالي مساحة العينات النسيجية المأخوذة.

أضاف Shayesteh وزملاؤه عام 2008 الخلايا الميزانشيمية الجذعية على طعم HA/TCP أثناء رفع الجيب الفكّي وتم تطبيق 30 زرعة سنّية ووجد تشكلاً عظميةً بنسبة عالية بلغت 41.34% بعد 3 أشهر من الجراحة فقط.

وجد Friedmann وزملاؤه عام 2009 وبعد 6 أشهر من تطبيق طعم HA 60% مع TCP 40% في رفع الجيب الفكي أن نسبة النسيج العظمي الجديد المتشكل بلغت $38.8\% \pm 5.89\%$ ونسبة مادة الطعم المتبقية $19.63\% \pm 4.85\%$ ونسبة النسيج غير المتمعدن $41.75\% \pm 6.08\%$.

قارن Cordaro وزملاؤه عام 2008 حالة رفع جيب باستخدام طعم HA/TCP مع 23 حالة باستخدام طعم قالب عظم البقر اللاعضوي Bio-Oss بعد 6 أشهر من الجراحة ووجد عدم وجود فروق دالة إحصائية بين نسبة النسيج العظمي المتشكل بين نوعي الطعوم وقد بلغت $21.6\% \pm 10.0\%$ في طعم HA/TCP.

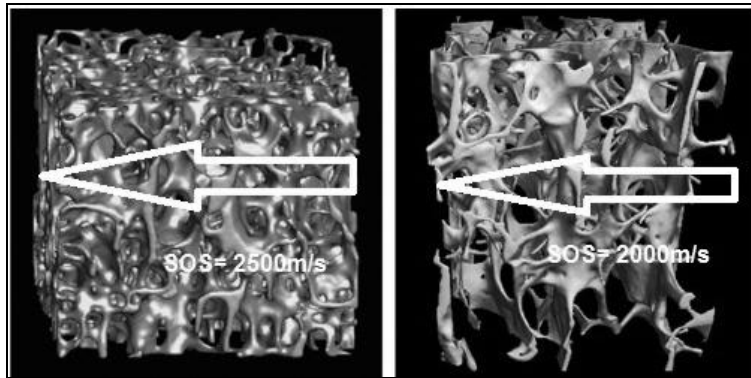
درس Artzi وزملاؤه عام 2008 نسبة النسيج العظمي المتشكل نسيجياً بعد 6 أشهر من تطبيق طعم HA/TCP عند 14 مريضاً وكانت $28.6\% \pm 7.8\%$ ، وقد ارتفعت هذه النسبة بشكل هام عند 13 مريضاً آخرين درسوا بعد 9 أشهر من الجراحة إذ بلغت $41.6\% \pm 8.3\%$.

وجد Kurkcu عام 2012 نسبة عظم جديد $21.09\% \pm 2.86\%$ بعد فترة شفاء ستة أشهر ونصف لطمع TCP استخدم لرفع الجيب الفكي عند 10 مرضى مقارنةً مع نسبة عظم متشكل $30.13\% \pm 3.45\%$ في طعم الهيدروكسي أباتيت المشتق من البقر.

كان الارتباط في الدراسة الحالية بين قيم سرعة الصوت ضمن الطعم وكمية العظم الجديد المتشكل قوياً ($r = 0.696, P = 0.001$)، ولكن مصداقية SOS كانت ضعيفةً في التعبير عن كمية العظم المتشكل (معامل الثبات = 0.140) ويدعم ذلك نتائج تحليل التباين ANOVA ونتائج حساب قيم معامل التحديد R^2 . قد يعود سبب ذلك إما إلى صغر حجم عينة الدراسة النسيجية أو إلى الاختلاف الكبير بين طبيعتي المتغيرين المدروسين إذ يقيس الأول سرعة الصوت ضمن كتلة ذات حجم معتبر أخذت منها العينة النسيجية ذات الأبعاد المحدودة جداً،

وبالإضافة إلى الأسباب السابقة - وهو الأهم - قد تكون فترة المراقبة التي استمرت 6 أشهر فقط غير كافية إذ بدا واضحاً من الدراسة النسيجية - وبعد المقارنة مع الدراسات المذكورة آنفاً - أن كمية العظم الجديد مازالت أقل من مثيلاتها في الدراسات السابقة مع كمية أكبر من مادة الطعم المتبقية والنسيج غير المتمعدن أيضاً.

تمت الاستفادة من الدراسة النسيجية مع اختبار T للعينة الوحيدة في إثبات تشكل العظم الجديد الذي يفسر ارتفاع قيم سرعة الصوت ضمن مادة الطعم. يمكن أن نخلص من خلال ربط نتائج الدراسات السابقة المتعلقة بالفترة الزمنية اللازمة لبدء تشكل العظم الجديد في الطعوم الصناعية مع معطيات الدراسة الحالية سريراً ونسيجياً إلى نتيجة مفادها إمكانية تحري مراحل شفاء الطعوم من خلال التغيرات الحاصلة في قيم سرعة الصوت ضمن مادة الطعم كونه يعبر بشكل كبير عن البنية الداخلية للمادة ووجود الاتصالات أو الـ "Connectivity" حسب دراسة (Padilla 2008) كما في الشكل (4-5)، ومع ذلك يتطلب مثل هذا الاستنتاج أيضاً العمل على الأنواع المختلفة من الطعوم المتوفرة وكذلك فترات مراقبة طويلة الأمد.



شكل (4-5): تزداد الناقلية للنضجات الصوتية بازدياد نقاط الاتصال بين مكونات النسيج وازدياد كثافته

4-3 مناقشة نتائج عملية رفع الجيب الفكي على المستوى الكمي والنوعي من الناحية

الشعاعية:

كان متوسط الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية في جميع حالات عينة رفع الجيب الفكي باستثناء حالتي الفشل (615.56 ± 230.68 HU) قبل العمل الجراحي، وبعد مرور 6 أسابيع انخفض متوسط الكثافة قليلاً إلى (608.61 ± 206.59 HU)، ولكن حافظ بعد 4 أشهر على قيمته تقريباً (607.34 ± 228.32 HU)، وبعد 6 أشهر ارتفع حتى وصل إلى (698.37 ± 242.89 HU). كانت الزيادة في الكثافة الشعاعية بعد التطعيم بمقدار 82.81 HU بنسبة 15.24% خلال 6 أشهر بفروقٍ دالةٍ إحصائيةٍ وفق اختبار T للعينات المترابطة. نتفق من حيث النتيجة في هذه الدراسة مع دراسة (Jung et al 2010) الذي استنتج زيادة الكثافة الشعاعية للعظم بعد التطعيم ولكن نختلف معه من حيث مقدار الزيادة التي وصلت عنده إلى 544 HU مقارنةً بـ 82.81 HU في دراستنا وقد يعزى سبب ذلك إلى استخدامه طعم العظم المجفف منزوع المعدن DFDB. بين الاختبار الإحصائي أيضاً أن مقدار الزيادة في الكثافة الشعاعية للحافة السنخية بعد الجراحة ومقدار الزيادة في قيم SOS كان أكبر كلما كانت كثافة الحافة السنخية قبل الجراحة أكبر.

كان متوسط ارتفاع الحافة السنخية لجميع أفراد عينة رفع الجيب الفكي 4.17 ± 1.42 مم وقد ازداد ارتفاعها ليصل إلى 10.23 ± 3.41 مم بزيادةٍ دالةٍ إحصائيةٍ قدرها 6.06 ± 2.4 مم بعد 6 أشهر وبنسبة $152.68 \pm 69.3\%$ ، ولدى دراسة تأثير الكثافة الشعاعية للحافة السنخية قبل الجراحة على مقدار الزيادة في ارتفاعها وُجد أنه لا علاقة للكثافة قبل الجراحة بنتائج رفع الجيب من حيث زيادة ارتفاع الحافة السنخية.

لم توجد علاقة بين أبعاد الحافة السنخية (الارتفاع والعرض) مع كثافتها المقاسة شعاعياً، ولم يؤثر ارتفاع الحافة السنخية أو عرضها قبل الجراحة على نتائج زيادة الأبعاد بعد الجراحة أي أنه ليس من الضروري كلما كان ارتفاع الحافة السنخية أكبر قبل الجراحة حتى يكون مقدار الزيادة في أبعادها أكبر كما لم توجد علاقة بين ارتفاع الحافة السنخية وقيم SOS أو الدراسة النسيجية بعد 6 أشهر وهنا نتفق مع دراسة (Avila et al 2011) الذي استنتج أنه لا تأثير لارتفاع الحافة السنخية على نتائج رفع الجيب الفكي مع التطعيم.

دُرست علاقة عرض الجيب (البعد الدهليزي - الحنكي) في منطقة تطبيق قياسات سرعة الصوت مع نتائج قياسات مقدار سرعة الصوت ضمن مادة الطعم في فترات المراقبة ولم يكن هناك علاقة تُذكر ولا تأثير لعرض الجيب على مقدار التغير في قيم سرعة الصوت بين فترات المراقبة. دُرست علاقة العرض أيضاً مع نتائج قياس كمية العظم الجديد المحدد نسيجياً ولم تكن هناك علاقة وهنا نختلف مع (Avila et al 2010 B) الذي وجد علاقة عكسية بين عرض الجيب وكمية العظم المتشكل أي أن التشكل العظمي يكون أكبر نسيجياً في الجيوب الضيقة.

4-4- مناقشة نتائج دراسة مصداقية برامج مختلفة لقياس الكثافة العظمية الشعاعية

بمعايرتها بالتصوير الطبقي ذي الحزمة المخروطية CBCT:

لا تقتصر دراسة الكثافة الشعاعية العظمية على التصوير المقطعي بل يمكن دراستها في الصور الذروية أو البانورامية أو السيفالومترية وحتى الصور الإسقاطية البسيطة كصورة اليد مثلاً.

ظهرت مجموعة كبيرة من البرامج الحاسوبية التي تقوم بقياس الكثافة الشعاعية للعظم وذلك بمعزلٍ عن تقنية التصوير المتبعة. يعتمد المبدأ الأساسي لهذه البرامج على قياس قيم تدرج اللون الرمادي Grayscale Value Measurement وذلك بعد تحويل الصورة الشعاعية الرقمية من التدرج اللوني العادي RGB إلى التدرج الرمادي Grayscale بواسطة البرامج الحاسوبية، ويقصد بذلك إعطاء القيمة (0) للون الأسود والقيمة (256) للون الأبيض (وهي عدد درجات اللون الرمادي التي يعمل الحاسب عليها) (Elhayes et al 2012) وبالتالي تمتلك كل وحدةٍ من وحدات الصورة أو ال Pixel قيمةً رقميةً مقابل كل تدرجةٍ من التدرجات السابقة، وهنا يكمن عمل البرنامج في حساب متوسط قيم جميع وحدات الصورة المشمولة ضمن منطقةٍ محددةٍ على الصورة الشعاعية (Wang et al 2010)، (Panduric et al 2011).

يُفسّر ماسبق حقيقة أن أعلى قيمةٍ للكثافة الشعاعية يمكن أن نحصل عليها بهذه البرامج هي القيمة 255 بينما تعمل البرامج الملحقة بأجهزة التصوير الطبقي المحوري التقليدي على قياس الكثافة الشعاعية اعتماداً على مدرّج هاونسفيلد الذي سبق ذكره في باب المراجعة النظرية وتعطي النتائج بوحدة هاونسفيلد HU التي تصل حتى القيمة 3000 HU.

من أهم البرامج المستخدمة وأكثرها شيوعاً برنامج الـ Digora من إنتاج شركة (Soredex for medical systems) الطبية بإصداراته المختلفة والذي ظهر عام 1994 وبرنامج Scion image المتخصص بدراسة وتعديل صور الرنين المغناطيسي، وبرنامج Dicom works المستخدم لدراسة الصور الطبقيّة المحورية، و (ImageJ X2®, Bethesda, USA) المعتمد في العديد من الجامعات والمراكز الطبية في العالم لدراسة الأبعاد وصور العينات النسيجية، وحديثاً ظهر

برنامج (Idrisi Kilimanjaro®, Clark Lab, Clark University USA) في حقل طب الأسنان وهو من

صنع المخابر التابعة لجامعة Clark في الولايات المتحدة الأمريكية (Elhayes et al 2012).

اختيرت تقنية CBCT كوسيلةٍ لمعايرة البرامج التي ندرسها كونها الوسيلة الشعاعية المتوفرة

الأفضل في قياس الكثافة الشعاعية العظمية (Yim et al 2011)، كما استخدمت في الكثير من

الدراسات كتقنيةٍ مرجعيةٍ Standard انطلاقاً من وجود علاقات ارتباطٍ قويةٍ بين الكثافة

الشعاعية العظمية المقاسة بواسطتها مع الكثافة المعدنية العظمية Bone Mineral Density

المقاسة باستخدام مقياس الكثافة ثنائي الطاقة Dual Energy X-ray Absorptiometry (DEXA)

وهي التقنية الأكثر دقةً في تحري نوعية العظم (Marquezan et al 2011).

تم اختيار مجموعة البرامج المدروسة انطلاقاً من توفرها وسهولة الحصول عليها من قبل

الممارسين، كما أنها تعد أدواتٍ تشخيصيةٍ منخفضة التكلفة مقارنةً مع وسائل قياس الكثافة

العظمية الأخرى. شاع استخدام برنامج Digora بإصداراته المختلفة حالياً بشكلٍ كبيرٍ في

الدراسات المتعلقة بنوعية العظم (Wang et al 2010)، كما ظهر حالياً برنامج Image J الذي

استخدم في الدراسات النسيجية بموثوقيةٍ عاليةٍ (Egan 2012) ولكن يمتلك القدرة على حساب

كثافة المناطق المدروسة أيضاً.

بدأ استخدام الأصدارات الأولى لبرنامج Idrisi منذ عام 1994 كمشروعٍ للدراسات الجغرافية في

جامعة Clark بالولايات المتحدة الأمريكية، وتطور مع الوقت لدراسة التفاصيل الدقيقة لصور

الأقمار الصناعية حيث تتميز الإصدارات الحديثة منه بالقدرة العالية على تعزيز إظهار

موجودات الصور ودراسة تفاصيلها الدقيقة. في عام 2005 تم استخدامه في مجال طب

الأسنان لدراسة الكثافات العظمية في مناطق الاندخال العظمي Osseointegration Sites على الصور الشعاعية وكانت النتائج واعدة جداً (Mohammed et al 2012).

في الدراسة الحالية، كانت علاقة الارتباط بين الكثافة الشعاعية العظمية المقاسة بالتصوير الطبقي ذي الحزمة المخروطية CBCT و الكثافة الشعاعية المقاسة ببرنامج Digora 1.51 و Digora 2.5 قويةً ($r=0.697, P=0.000$) و ($r=0.602, P=0.000$) على الترتيب، بينما كانت أقوى قيمة للارتباط مع قيم الكثافة المأخوذة من برنامج Idrisi Kilimanjaro ($r=0.855, P=0.000$).

تتفق هذه الدراسة مع دراسة Radwan وزملائه عام 2005 الذي اعتبر برنامج Idrisi الأكثر دقةً في التقييم النوعي للعظم، ودراسة Dawoud وزملائه عام 2009 الذي استخدم هذا البرنامج لتقييم الاندخال العظمي بعد التحميل الفوري للزرعات السنية.

تتفق هذه الدراسة من حيث النتيجة مع دراسة قام بها Elhayes وزميله عام 2012 لتحري مصداقية برنامج Idrisi وذلك بمقارنة قيم الكثافة الشعاعية العظمية للمناطق المحيطة بالزرعات السنية والمقاسة بواسطة البرنامج المذكور مع قيم الكثافة في نفس المناطق والمقاسة بالتصوير الطبقي CBCT بهدف معايرة البرنامج، ولكن كانت قيمة معامل الارتباط شبه تامة ($r=0.94, P=0.000$) ووضع في استنتاجه أن برنامج Idrisi Kilimanjaro تقنية ذات فعالية Validity ومصداقية Reliability في قياس الكثافة الشعاعية العظمية وهنا نخالف معه في طريقة المعايرة.

إن وجود علاقة ارتباط قوية بين قيم CBCT وقيم برنامج Idrisi أو Digora يعني أنه كلما ازدادت الكثافة الحقيقية للنسيج العظمي ازدادت معها قيم الكثافة الشعاعية على CBCT، ومن الطبيعي أن تزداد قيم درجات اللون الرمادي Grayscale Values ضمن الصورة الرقمية وبالتالي

تزداد قيم القراءة على البرامج المدروسة، ولكن هذا لا يعني بالضرورة المصادقية الحقيقية للبرنامج المدروس في التعبير عن قيم CBCT، إذ أن هناك حالات تفاوتٍ لدى مقابلة القيم المأخوذة بالطريقتين تكون فيها قيم CBCT عاليةً يقابلها قيمٌ منخفضةٌ على البرامج والعكس بالعكس. في مثل هذه الحالات قد تكون قيم معاملات الارتباط عاليةً وخاصةً مع العدد الكبير لوحدات العينة ولكن لابد من تقييم المصادقية باختباراتٍ أخرى (Kuzma 2005).

لدى إجراء اختبار معامل الثبات ألفا كرونباخ وُجدت مصادقية جميع البرامج المدروسة ضعيفةً في التعبير عن قيم الكثافة المقاسة بواسطة CBCT إذ كانت قيمة معامل الثبات 0.199 في أحسن الأحوال. كل ما سبق يعني أن برامج Idrisi و Digora تعطي فكرة عن الكثافة العظمية بارتباطها القوي مع قيم CBCT ولكن يجب معايرتها مع وسائل أخرى تمكننا من وضع سلمٍ مدرّجٍ أو مقياسٍ عدديٍّ نعرف من خلاله نوعية العظم عند قيمةٍ ما على هذه البرامج.

اعتبر Chau و Fung عام 2009 أن Digora كبرنامجٍ مرفقٍ مع تقنية تصويرٍ رقميةٍ كافٍ لتقييم الكثافة الشعاعية العظمية مقارنةً مع قيم CBCT وهذا يتفق مع الدراسة الحالية من حيث النتيجة.

تختلف الدراسة الحالية عن الدراسات التي ذُكرت في تصميم الدراسة، فقد اعتمدت الدراسات السابقة على قياس الكثافة الشعاعية للعظم في منطقةٍ تم تصويرها بتقنيتي تصويرٍ مختلفتين (CBCT أو DEXA مقارنةً مع ذروي أو بانورامي) واستخدمت البرامج لقياس الكثافة الشعاعية على صورتين رقميتين مختلفتين ومع ذلك فقد كانت قيم الارتباط عاليةً جداً مقارنةً مع

الدراسة الحالية التي تم فيها قياس الكثافة بعدة برامج ولكن على نفس الصورة الرقمية مايزيد الشكوك حول المصادقية العلمية لهذه البرامج.

قام Mohammed عام 2012 بمعايرة برنامج Idrisi بدراسة علاقة الارتباط بين قيم الكثافة المستخلصة منه مع قيم برنامج Digora لدى تقييم درجة التعظم بعد إغلاق شقوق قبة الحنك، ووجد أن علاقة الارتباط شبه تامة ($r=0.98$, $P=0.000$) وأن برنامج Idrisi ذو كفاءة ومصادقية عالية كبديل عن برنامج Digora، وهذا يتفق مع الدراسة الحالية من حيث النتيجة والتصميم إذ تم القياس ببرنامجين مختلفين على نفس الصورة ولكن يختلف في قيمة قوة الارتباط حيث كانت متوسطة في الدراسة الحالية ($r=0.572$, $P=0.000$) ولكن تحري المصادقية بين البرنامجين بواسطة اختبار ألفا كرونباخ أعطى نتائج ممتازة فقد وصلت قيمة معامل الثبات حتى 0.727. لم تكن برامج Scion Image و Image J بكفاءة Idrisi و Digora إذ كانت شدة العلاقة متوسطة مع قيم الكثافة المأخوذة من CBCT ($r=0.578$, $P=0.000$) و ($r=0.541$, $P=0.000$) على الترتيب مما يقلل من مصداقيتها، ومع ذلك فقد استخدم Ay وزملاؤه عام 2005 برنامج Scion Image كأداة لقياس التغير في الكثافة الشعاعية العظمية على صور البانوراما عند مرضى السكري وقارن النتائج مع قياسات تقنية DEXA وكانت النتائج متقاربة وكانت الفروق غير هامة إحصائياً بين التقنيتين، كما اعتمدت Pavicic وزملاؤها عام 2009 نفس البرنامج في تحري تغيرات الكثافة العظمية حول جذور الدعامات السنية التي تحمل الأجهزة المتحركة الجزئية بالتوازي مع القياسات المأخوذة من تقنية DEXA وهذا يختلف مع الدراسة الحالية في كون DEXA وسيلة موثوقة عالية الدقة. قد يعود السبب في ذلك إلى التفاوت الكبير في قيم الكثافة المقاسة بواسطة CBCT وانخفاض مصداقية برنامج Scion Image كمعبر عن قياسات CBCT

كما ويمكن أن تكون المعايرة بواسطة تقنية DEXA هي الأكثر دقة وينطبق ذلك أيضاً على برنامج Image J.

كانت الفروق كبيرة ودالة إحصائياً بين قيم الكثافة المقاسة بواسطة CBCT وقيم البرامج الأخرى ويعود ذلك إلى اختلاف مبدأ القياس، فهو يعتمد على وحدات هاونسفيلد في التصوير المقطعي بينما يعتمد القياس في البرامج المدروسة على حساب وسطي قيم وحدات الصورة أو قيمة الـ Bits ضمن كل Pixel. يدعم ذلك أيضاً كون المصادقية (ألفا كرونباخ) ممتازة بين البرامج نفسها وضعيفة لدى المقارنة بين هذه البرامج و CBCT.

لم نجد في الأدبيات الطبية السابقة دراسات مقارنة بين برامج مختلفة بهدف الوصول إلى البرنامج الأكثر موثوقية لقياس الكثافة الشعاعية العظمية بدقة، بل اقتصر على معايرة برامج جديدة بدراسة علاقة الارتباط فقط مع تقنيات أخرى مما يتطلب المزيد من الدراسات بهذا الصدد.

ملاحظة:

إن هذه الدراسة لم تضع في سياق أهدافها دراسة عملية رفع الجيب الفكي بالخاصة من حيث التقنية المتبعة والمدخل المستخدم، أو تقييم الطعم المستخدم وحجمه ومقدار الامتصاص أو حتى تقييم نجاح الطعم أو فشله من وجهة النظر الجراحية فهي خارج سياق الدراسة والتي اقتصر على جانب شعاعي كوسيلة تشخيصية مساعدة وجانب سريري يضم تقنية قد تساعد في تحري موجودات الطعم مهما كان نوعه ولكن لانستطيع إسقاط نتائج هذه الدراسة إلا على الطعم المستخدم فقط.

وانطلاقاً مما سبق، لم تُدرس العديد من المتغيرات كتأثير جنس المريض والتدخين على نتائج رفع الجيب، وكذلك لم تُدرس الاختلاطات المبكرة (كالانتقابات والنزف والإنتان)، والمتأخرة كفشل الطعم الذي يُكتشف أثناء مرحلة الزرع أو فشل الثبات الأولي لهذه الزرعات.

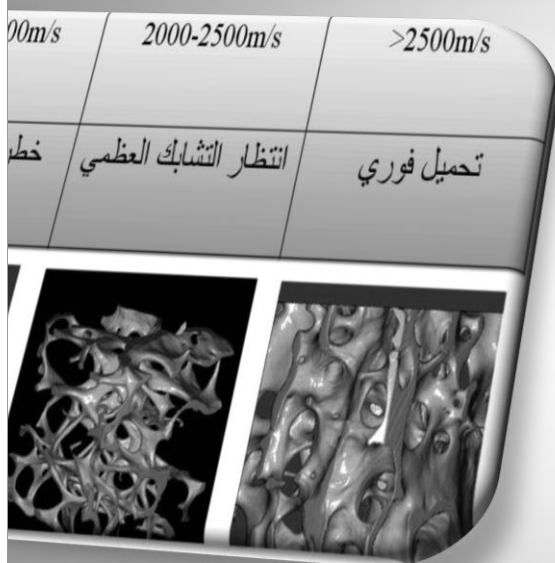
كان من الأفضل لدى دراسة علاقة الارتباط بين الكثافة العظمية الشعاعية وقيم سرعة الصوت ضمن العظم السنخي الطبيعي في المنطقة الأمامية والخلفية (الهدف الأول للبحث) استخدام عينة كبيرة الحجم رغم أن العينة المستخدمة مقبولة من وجهة النظر الإحصائية، ولكن العيب الأكبر يظهر عند الدراسة على الطعوم العظمية، إذ كان من الأفضل ضم عدد أكبر من المرضى مع وجود تقنية مرجعية كقاعدة ذهبية Gold Standard وهي الدراسة الشكلية النسيجية Histomorphometric Study التي تتم بعد استخلاص عينات من الطعم المستخدم في مرحلة متأخرة أكثر من 6 أشهر من كل موقع زرع حتى لو كان الزرع متعددًا على عينة ذات حجم أكبر ودراسة ارتباط نتائج قياس سرعة الصوت ضمن الطعم مع الموجودات النسيجية فيه مما يزيد من فعالية الدراسة Validity ومصداقيتها Reliability.

[Conclusions]



5

الاستنتاجات



5- الاستنتاجات:

- ✓ تُعتبر تقنية قياس سرعة الصوت ضمن العظم السنخي Speed of Sound SOS أو Ultrasound Transmission Velocity UTV طريقة بسيطة وآمنة غير راضية تُعبر عن الخصائص الميكانيكية للناحية العظمية المدروسة.
- ✓ بناءً على نتائج الدراسة فإن تقنية قياس سرعة الصوت SOS تُعتبر طريقةً واعدةً في إمكانية مراقبة شفاء الطعم الصناعي (HA+TCP) بطريقة آمنة وأكثر مصداقيةً من الطرق الشعاعية.
- ✓ إن الكثافة الشعاعية لمنطقة الطعم على الصور الشعاعية لا تُعبر عن الموجودات الحقيقية لنوعية النسيج المتواجد.
- ✓ لاعلاقة لأبعاد الحافة السنخية ولعرض الجيب (البعد الدهليزي الحنكي) مع نتائج قياس سرعة الصوت SOS ونتائج الدراسة النسيجية من حيث كمية العظم الجديد المتشكل.
- ✓ كان لكثافة الحافة السنخية قبل الجراحة دورٌ في التأثير على نتائج التطعيم العظمي، حيث لوحظ أن مقدار الزيادة في الكثافة الشعاعية كان أكبر كلما ازدادت الكثافة قبل الجراحة كما ازدادت قيم قراءات SOS وكمية العظم المتشكل نسيجياً مع ازدياد قيم الكثافة الشعاعية للحافة السنخية.
- ✓ بشكلٍ عام، تعتبر البرامج المتوفرة والتي تمت دراستها ذات قدرة جيدة في التعبير عن كثافة العظم بشكلٍ تقريبي، ويمكن استخدامها بشكلٍ روتيني في الممارسة اليومية نظراً لسهولة التعامل معها ولكن كوسيلة مساعدة غير أساسية.

✓ من حيث النتيجة، يعتبر برنامج Idrisi Kilimanjaro الأفضل في تحري الكثافة الشعاعية العظمية، هذا وتعتبر النسخة 1.51 من برنامج Digora أفضل من النسخة 2.5، بينما كانت كفاءة كل من Scion Image و Image J متوسطة ولكن مصداقية هذه البرامج كانت ضعيفة في التعبير عن قيم الكثافة المستخلصة من التصوير المقطعي.

[Suggestions & Recommendations]



6

المقترحات والتوصيات



6- المقترحات والتوصيات Suggestions and Recommendations

6-1 مقترحات لأبحاثٍ مستقبليةٍ Suggestions for further studies

1- إجراء دراسةٍ مماثلةٍ للدراسة الحالية على عينةٍ كبيرةٍ تشمل الفكّين لمعرفة القيم التي تنحصر ضمنها قيم سرعة الصوت ضمن العظم الطبيعي.

2- إجراء دراسةٍ تربط بين قيم سرعة الصوت في العظم السنخي الطبيعي ومجموعات نوعيّة العظم حسب تصنيف كلّ من Lekholm & Zarb (Type I, II,..) وتصنيف Misch المعتمد على وحدات هاونسفيلد (D1, D2..) لمعرفة القيم التي يكون عندها الزرع مشكوكاً بنسبة نجاحه.

3- إجراء دراسةٍ مراقبةٍ طويلة الأمد (أكثر من سنة) لتحريّ تغيرات قيم سرعة الصوت مع تقدم شفاء الطعوم العظمية مع إضافة جانبٍ نسيجيٍّ لدراسة علاقة قيم سرعة الصوت مع الموجودات النسيجية للطعوم العظمية خلال مراحل الشفاء.

4- لا بد من إجراء دراساتٍ لتحريّ علاقة المتغيرات الشعاعية التي نحصل عليها من مختلف برامج وتقنيات التصوير المتوفرة مع الموجودات النسيجية للعظم السنخي باعتبارها المحدد الأكثر أهميةً لنوعية وجودة العظم، كما ويجب معايرة هذه البرامج مع تقنياتٍ مرجعيةٍ عالية الدقة للحصول على مدرّج Scale يمكن اعتماده للتقييم الدقيق لنوعية العظم.

2-6- التوصيات Recommendations

- 1- يُوصى أطباء الأسنان بالتعرف على تقنية قياس سرعة الصوت كأداة بسيطة وسهلة الاستخدام ضمن العظم السنخي والطعم العظمي واستخدامه لتحري تطور مراحل الشفاء كوسيلة مساعدة غير أساسية.
- 2- إن جهاز قياس سرعة الصوت المستخدم في الدراسة الحالية هو نسخة تجريبية، وبالتالي نوصي باعتماد إحدى النسخ التجارية المتوفرة عالمياً - والتي تتميز بصغر الحجم وسهولة العمل - في كلية طب الأسنان للمزيد من الدراسة.

[References]



7

المراجع

Wallace SS, Froum SJ. Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *J Periodontol* 2003; 8: 328-343.

P, Sauerbier, Wiedmann-Al Ahmad M, Zizelmann C, et al, Schmelzeisen R, Gutwald R. Bone regeneration in maxilla: Comparing tissue-engineered bone and iliac bone. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2009 May 30. Epub ahead of print.

Al, Degidi M, Iezzi G, Pecora G, Piattelli M, Orsini G, Perrotti V, Mangano C, Piattelli A. Maxillary sinus augmentation with different biomaterials: a comparative histologic and morphometric study in man. *Impact Dent*, 2006 Jun; 12(2): 107.

The osteotome technique: Part 3: Less invasive technique for raising the sinus floor. *Compend Conting Educ Dent* 2008; 30(1): 108.

Francetti L, Taschieri S, Testori T. Systematic literature review on maxillary sinus augmentation procedures. In: Testori T, Del Fabbro M, Wallace S. Maxillary sinus surgery as a

7- المراجع References

-A-

1. Al Haffar I, Padilla F, Laugier P, et al. Experimental evaluation of bone quality using speed of sound measurement in cadaver mandibles. *Acoustical Society of America Journal* 2004;116(4):2477-2478.
2. Al-Nawas B, Klein MO, Götz H, et al. Dental implantation: ultrasound transmission velocity to evaluate critical bone quality--an animal model. *Ultraschall Med.* 2008 Jun;29(3):302-7. Epub 2007 Sep5.
3. Albrektsson T. Biologic and bioengineering considerations for prescribing prosthetic implant. In: Zarb G, Lekholm U, Albrektsson T, Tenenbaum H, (eds). *Aging, Osteoporosis, and Dental Implants.* Hong Kong, Quintessence, 2002:15-16.
4. Alfaro FH. *Bone grafting in oral implantology: Techniques and clinical applications.* Quintessence Publishing (UK) 2006.
5. Aparicio C. The use of the Periotest value as the initial success criteria of an implant: 8-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1997;17:151-161.
6. Artzi Z, Weinreb M, Carmeli G, et al. Histomorphometric assessment of bone formation in sinus augmentation utilizing a combination of autogenous and hydroxyapatite/biphasic tricalcium phosphate graft materials: at 6 and 9 months in humans. *Clin Oral Implants Res.* 2008 Jul;19(7):686-692.
7. Atwood DA. Postextraction changes in the adult mandible as illustrated by microradiographs of midsagittal sections and serial cephalometric roentgenograms. *J Prosthet Dent* 1963;13:810-824.
8. Avila G, Rodrigo N, Misch C, et al. Clinical and Histologic Outcomes After the Use of a Novel Allograft for Maxillary Sinus Augmentation: A Case Series. *Basic and Clinical Research*, 2010;19(4):330-341.(A)
9. Avila G, Wang HL, Galindo-Moreno P, et al. The Influence of the Bucco-Palatal Distance on Sinus Augmentation Outcomes. *J Periodontol* 2010;81:1041-1050.(B)
10. Avila-Ortiz G, Neiva R, Moreno P, et al. Analysis of the influence of residual alveolar bone height on sinus augmentation outcomes. *Clinical Oral Implants Research.* 2011;23(9):1082-1088.

11. Ay S, Gursay UK, Erselcan T, Marakoglu I. Assessment of Mandibular bone mineral density in patients with type 2 diabetes mellitus. Dentomaxillofacial Radiology 2005;34:327-331.

-B-

12. Bahat O. Branemark system implants in the posterior maxilla: Clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15:646-653.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Dental implants in the diabetic patient: A retrospective study. Implant Dent 1999;8:355-359.
14. Bamgbose BO, Adeyemo WL, Ladeinde AL, Ogunlewe MO: Cone beam computed tomography (CBCT): the new vista in oral and maxillofacial imaging. Nig Q J Hosp Med. 2008 Jan-Mar; 18(1):32-5.
15. Barnes GL, Kostenuik PJ, Gerstenfeld LC, Einhorn TA. Growth factor regulation of fracture repair. J Bone Miner Res 1999;14:1805-1815.
16. Barriviera M, Duarte WRm, Januário AL, et al. A new method to assess and measure palatal masticatory mucosa by cone-beam computerized tomography. Journal of Clinical Periodontology, 2009; 36: 564–568.
17. Becker W, Hujoel P, Becker B, Willingham H. Osteoporosis and implant failure: An exploratory case-control study. J Periodontol 2000;71:625-631.
18. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. Clin Oral Implants Res 2003; 14 : 616-20.
19. Benavides E, Rios H, Ganz HDm et al. Use of Cone Beam Computed Tomography in Implant Dentistry: The International Congress of Oral Implantologists Consensus Report. 2012;21(2):78-86.
20. Benninger B, Peterson A, Cook V: Assessing validity of actual tooth height and width from cone beam images of cadavers with subsequent dissection to aid oral surgery. J Oral Maxillofac. Surg. 2012 Feb; 70(2):302-6. Epub 2011 Nov 17.
21. Bianco P, Riminucci M, Gronthos S, Robey PG. Bone marrow stromal stem cells: Nature, biology, and potential applications. Stem Cells 2001;9:180-192.

22. Bilhan H, Arat S, Geckili O. How Precise Is Dental Volumetric Tomography in the Prediction of Bone Density? International Journal of Dentistry April 2012; vol2012, Article ID 348908.
23. Blake F, Blessmann M, Pohlenz P, et al. A new imaging modality for intraoperative evaluation of sinus floor augmentation. International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery. 2008;37(2):183-185.
24. Branemark PI, Engstrand P, Ohnrell LO, et al. Branemark novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible-preliminary results from prospective clinical follow-up study. Clin Implant Dent Relat Res 1999;1:2-16.
25. Branemark PI. Osseointegration implant in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10-year period. Scand J Plastic Surg 1977;16:1.
26. Bréban S, Padilla F, Fujisawa Y, et al. Trabecular and cortical bone separately assessed at radius with a new ultrasound device, in a young adult population with various physical activities. Bone J 2010;46(6):1620-1625.
27. Brocard D, Barthet P, Baysse E, et al. A multicenter report on 1022 consecutively placed ITI implants: A 7-year longitudinal study. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:691-700.
28. Bryant SR, Zarb GA. Implant prosthodontic treatment outcomes in elderly patients. In: Zarb G, Lekholm U, Albrektsson T, Tenenbaum H, (eds). Aging, Osteoporosis, and Dental Implants. Hong Kong, 2002, Quintessence.
29. Buser D. 20 years of guided bone regeneration in implant dentistry. Quintessence Publishing 2nd Edition, 2009.

-C-

30. Cann CE et al: Qualitative computed tomography for prediction of vertebral fracture risk, Bone 1985;6:1.
31. Carstanjen B, Duboeuf F, Detilleux J, et al. Equine third metacarpal bone assessment by quantitative ultrasound and dual energy X-ray absorptiometry: an ex vivo study. J Vet Med A Physiol Pathol Clin Med. 2003 Feb;50(1):42-7.
32. Cawood JJ, Howell Ra. A classification of the edentulous jaws classes I to IV. Int J Oral Maxillofac Surg 1988;17:232-279.
33. Chandra S et al. Textbook of dental and oral histology with embryology and MCQs. 2nd edition, Jaypee Bros Medical Publishers 2010:229-241.

34. Chau AC, Fung K: Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomography, computed tomography, and conebeam computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral RadiolEndod. 2009 Apr;107(4):559-65. Epub 2009 Jan 25.
35. Chiang YY, Wang SL, Liu S, et al. Using cone beam CT with image processing in detecting the bone mineral density of jaw. Biomedical Engineering and Informatics (BMEI). 2011;4:2009-2013.
36. Chiapasco M, Rosenlicht J L, Schneider R, Ruggiero S L. Contraindications for sinus augmentation. In Jensen ole T , The sinus bone graft, Quintessence2006, Chapter 8.
37. Clark RA. Fibrin and wound healing. Ann N Y Acad Sci 2001;936:355-967.
38. Cordaro L, Bosshardt D, Palattella P, et al. Maxillary sinus grafting with Bio-Oss[®] or Straumann[®] Bone Ceramic: histomorphometric results from a randomized controlled multicenter clinical trial. Clinical Oral Implants Research,2008;19(8):796–803.
39. Cucchiaro PJ, DeLuzio A, Dario LJ, Cucchiaro SJ [inventors]. Structural analyzer in particular for medical implants. US patent 5,518,008. 21 May 1996.

-D-

40. Dawood A, Patel S, Brown J, Cone beam CT in dental practice. Br Dent J, 2009, 207(1):23–28.
41. Dawoud N.M: Effect of low intensity laser versus bone substitute on osseointegration after immediate implant. Thesis of Master degree. Cairo University. 2009, p: 100.
42. Del Fabbro M, Francetti L, Taschieri S, Testori T. Systematic review of the literature on maxillary sinus augmentation associated with implantation procedures. In: Testori T, Del Fabbro M, Weinstein R, Wallace S. Maxillary sinus surgery and alternatives in treatment. Quintessence 2009 , Chapter 20.
43. Durstberger G, Celar A, Watzek G. Implant-surgical and prosthetic rehabilitation of patients with multiple dental aplasia: A clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:417-423.

-E-

44. Ederer A, Watzek G. Treatment of patient with severe osteoporosis and chronic polyarthritis with fixed implant-supported prostheses: A case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:587-590.
45. Egan KP, Brennan TA, Pignolo RJ. Bone histomorphometry using free and commonly available software. *Histopathology*. 2012 Dec;61(6):1168-73.
46. Elhayes KA, Gamal Eldin MA. Calibration of new software with cone beam C.T for evaluation of its reliability in densitometric analysis around dental implant. *Life Science Journal*, 2012;9(2).
47. Elias JJ, Brunski JB, Scarton HA. A dynamic modal testing technique for noninvasive assessment of bone-dental implant interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:728-734.
48. Esfahanizadeh N, Rokn AR, Paknejad M, et al. Comparison of Lateral Window and Osteotome Techniques in Sinus Augmentation: Histological and Histomorphometric Evaluation. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*, 2012;9(3):121-127.
49. Esposito M, Hirsch J-M, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants.(I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998;106:527-551.A.
50. Esposito M, Hirsch J-M, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants.(II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 1998;106:721-764.(B).

-F-

51. Fallschussel GKH. Untersuchungen zur Anatomie des zahntosen Oberkiefers. *Z Zahnartztl Implantol* 1986;2:64-72.
52. Fatemitabar SA, Nikgoo A. Multichannel computed tomography versus cone-beam computed tomography: linear accuracy of in vitro measurements of the maxilla for implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 May-Jun;25(3):499-505.
53. Fermergard. Osteotome Sinus floor Elevation and Simultaneous placement of implants. A 1-year Retrospective study with Astra Tech Implant. *Journal Clinical Implant Dentistry and Related Research* Vol(10), November, 2008.
54. Frenken, J, Bouwman, W, Bravenboer, N, et al. The use of Straumann® Bone Ceramic in a maxillary sinus floor elevation procedure: a clinical, radiological,

- histological and histomorphometric evaluation with a 6-month healing period. *Clinical Oral Implants Research*, 2010;21: 201–208.
55. Friberg B, Ekestubbe A, Mellstrom D, Sennerby L. Branemark implants and osteoporosis: A clinical exploratory study. *Clin Implant Dent Rel Res* 2001;3:50-56.
 56. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of one stage Branemark implants during healing in mandibles: a clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28:266-272.(A).
 57. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28(4):297-303.(B).
 58. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid K-G, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and radiography. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:164-171.(A).
 59. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. *Clin Oral Implant Res* 1995;6:213-219.(B).
 60. Friedmann A, Dard M, Kleber BM, et al. Ridge augmentation and maxillary sinus grafting with a biphasic calcium phosphate: histologic and histomorphometric observations. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Jul;20(7):708-714.
 61. Froum S, Wallace S, Elian N, Cho S, Tarnow D. Comparison of mineralized cancellous bone allograft (Puros) and anorganic bovine matrix (Bio-Oss) for sinus augmentation : Histomorphometry at 26 to 32 weeks after grafting . *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006; 26:543-551.
 62. Fugazzotto PA, Wheeler SL, Lindsay JA. Success and failure rates of cylinder implants in type IV bone. *J Periodontol* 1993;64:1085-1087.
 63. Fujimoto T, Niimi A, Nakai H, Ueda M. Osseointegrated implants in a patient with osteoporosis. A case report. *Int J Oral Maxillofac implants* 1996;11:539-542.

-G-

64. Gahleitner A, Monov G. Assessment of bone quality: techniques, procedures, and limitations. In: Watzek G.(ed). Implants in qualitatively compromised bone. Quintessence 2004:55-64.
65. Gahleitner A, Watzek G, Imhof H. Dental CT: imaging technique, anatomy, and pathologic conditions of the jaws. J Euro Radiol Feb2003;13(2):366-376.
66. Galindo-Moreno P, Moreno-Riestra I, Ávila-Ortiz G, et al. Predictive Factors for Maxillary Sinus Augmentation Outcomes: A Case Series Analysis. Basic and Clinical Research, 2012;21(5):433-440.
67. Ganz SD. 3D Imaging and Cone Beam CT. AEGIS Communications Feb 2007;3(2)59-63.
68. Garcia RG, Monje F. Is micro-computed tomography reliable to determine the microstructure of the maxillary alveolar bone? Clin. Oral Impl. Res.00, 2012, 1-8.
69. Garg AK. Biology, Harvesting, Grafting for Dental Implants, Rationale and Clinical Applications. Quintessence Publishing 2004, Chapter 1, p13-p17.
70. Georgescu CE. Cone beam computed tomography as a method of quantitative and qualitative analysis of alveolar crest in the frontal mandibular area. Romanian Journal of Morphology and Embryology 2010, 51(4):713–717.
71. Gianni AB, Monteverdi R, Baj A, Carlino F, Tomic O. Maxillary atrophy: classification and surgical protocols. In: Testori T, Del Fabbro M, Weinstein R, Wallace S. Maxillary sinus surgery and alternatives in treatment. Quintessence 2009 , Chapter 7.
72. Goo JG, Kim HS, Kim JD. Quantitative assessment of periimplant bone density (HU) on CBCT image. Korean J Oral Maxillofac Radio 2008; 38: 1-5.
73. Gruber R. Mechanisms of bone development, remodeling, and loss. In: Watzek G. Implants in qualitatively compromised bone. Quintessence 2004:9-26.
74. Grunheid T, Kolbeck Schieck JR, Pliska BT, et al. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in

- orthodontic imaging. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2012;141(4):436-443.
75. Gryn timer MD, Holmyard D, Pritzeker KP. Bone mineralization and histomorphometry in biopsies of patients treated with fluoride. Cells Mater 1994;4:287-297.(A).
76. Gryn timer MD, Kasra M, Dumitriu M, Nespeca R, Very JM, Mertz BP. Recovery from pamidronate (APD): A two-year study in the dog. Calif Tissue Int 1994;55:288-294.(B).
77. Gryn timer MD. The concept of bone quality in osteoporosis. In: Zarb G, Lekholm U, Albrektsson T, Tenenbaum H.(eds). Aging, osteoporosis, and dental implants. Quintessence 2002:25-32.

-H-

78. Hallman M et al. A 3-year prospective follow-up study of implant-supported fixed prostheses in patients subjected to maxillary sinus floor augmentation with a 80:20 mixture of deproteinised bovine bone and autogenous. Clinical, radiographic and resonance frequency analysis. Int J Oral Maxillofac Surg 2005;34:273-280.
79. Hallman M, Sennerby L, Lundgren S. A clinical and histologic evaluation of implant integration in the posterior maxilla after sinus floor augmentation with autogenous bone, bovine hydroxyapatite, or a 20:80 mixture. Int J Oral Maxillofac Implants 2002; 17: 635-643.
80. Hashimoto K, Kawashima S, Araki M, Iwai K, Sawada K, Akiyama Y. Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. J Oral Sci 2006; 48 : 27-34.
81. Hodez C, Griffaton-Taillandier C, Bensimon I: Cone-beam imaging: applications in ENT. Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis. 2011 Apr; 128(2):65-78. Epub 2011 Apr 2.
82. Hohlweg-Majert B, Metzger MC, Kummer T, et al. Morphometric analysis e Cone beam computed tomography to predict bone quality and quantity. Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery 2011;39:330-334.
83. Horner K, Devlin H. The relationship between mandibular bone mineral density and panoramic radiographic measurements. J Dent 1998;26:337-343.

84. Horner K, Islam M, Flygare L, Tsiklakis K, Whaites E. Basic principles for use of dental cone beam computed tomography: consensus guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology, Dentomaxillofac Radiol, 2009, 38(4):187–195.
85. Hua Y, Nackaerts O, Jacobs R, et al. Bone Quality assessment on cone beam computed tomography imaging. Clin Oral impl Res 2009;20(8):767-771.
86. Huang C, Chang Y, Chuang M, et al. Evaluation of Root and Canal Systems of Mandibular First Molars in Taiwanese Individuals Using Cone-beam Computed Tomography. Journal of the Formosan Medical Association. 2010;109(4):303-308.

-I-

87. IDRISI Kilimanjaro: Guide to GIS and Image Processing. web: <http://www.clarklabs.org>. Accessed in December 2012.
88. Ivekovic S, McIntyre GT, Gillgrass T, et al. Validation of the Volumetric Measurement of a Simulated Maxillary Alveolar Bone Defect Using Cone-Beam Computed Tomography. The Cleft Palate-Craniofacial Journal. 2012.

-J-

89. Jacobs R, van Steenberghe D. Radiographic planning and assessment of endosseous oral implants. Berlin, Germany: Springer, 1998.
90. Jaffin R, Bermann C. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. J Periodont 1991;62:2-4.
91. Jensen O.T., Shulman L.B., Block M.S., Iacono V.J. Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 1998; 13 Suppl: 11-45.
92. Jensen Ole T, The osteoperiosteal flap: A simplified approach to alveolar bone reconstruction. Quintessence 2010, chapter 15.
93. Jensen Ole T, The sinus bone graft, 2nd ed : Quintessence 2006, chapter 1.
94. Jensen Ole T, The sinus bone graft. Quintessence 1999, chapter 5.
95. Jensen SS, Yeo A, Dard M, et al. Evaluation of novel biphasic calcium phosphate in standardized bone defects. A histologic and histomorphometric study in the mandibles of minipigs. Clin Oral Implants Res 2007;18:752-760.
96. Johansson P, Strid K-G. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:279-288.

97. John G-D, Wenz B. Histomorphometric analysis of natural mineral for maxillary sinus augmentation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19: 199-207.
98. Jung JH et al. Bone density around the fixture after function of implant molar prosthesis using CBCT. *Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2010; 40 : 1-7.

-K-

99. Kämmerer PW, Kumar VV, Brüllmann D, et al. Evaluation of ultrasound transmission velocity and 3-dimensional radiology in different bone types for dental implantology: a comparative ex vivo study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol and Oral Radiol*. 2009;20(3):151-162.
100. Kang SJ, Shin S, Herr Y, et al. Anatomical structures in the maxillary sinus related to lateral sinus elevation: a cone beam computed tomographic analysis. *Clinical Oral Implants Research*, Published Online Dec 2011, DOI: 10.1111/j.1600-0501.2011.02378.x.
101. Kanis JA. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis: Synopsis of a WHO report. *Osteoporos Int* 1994;4:368-381.
102. Karjodkar FR. Textbook of dental and maxillofacial radiology. 2nd edition, Jaypee bros medical publishers 2011;257-284.
103. Khoury F, Antoun H, Missika P. Bone augmentation in oral implantology. Quintessence Publishing 2007.
104. Kim JH, Lee JG, Han DH, Kim HG. Morphometric analysis of the anterior region of the maxillary bone for immediate implant placement using micro-CT. *J Clin Anatomy*. 2011;4(24):462-468.
105. Klein MO, Grotz KA, Manefeld B, et al. Ultrasound Transmission Velocity for Noninvasive Evaluation of Jaw Bone Quality In Vivo Before Dental Implantation. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2008;34(12):1966-1971.
106. Klinger MH. Platelets and inflammation. *Anat Embryol (Berl)* 1997;196:1-11.
107. Kraut RA, Babbush CA. Radiographic evaluation of the implant candidate. In: Babbush CA(ed). *Dental implant art and science*. USA, Saunders, 2001:35-56.

- 108.Kropil P, Hakimi A, Jungbluth P, et al. Cone Beam CT in Assessment of Tibial Bone Defect Healing: An Animal Study. Academic Radiology, 2012;19(3):320-325.
- 109.Kühl S, Götz H, Hansen T, et al. Three-dimensional analysis of bone formation after maxillary sinus augmentation by means of microcomputed tomography: a pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Sep-Oct;25(5):930-938.
- 110.Kumar VV, Sagheb K, Klein MO, et al. Relation between bone quality values from ultrasound transmission velocity and implant stability parameters – an ex vivo study. Clin. Oral Impl Res. 2011 ; 23(8) : 975–980.
- 111.Kurkcu M, Benlidayi ME, Cam B, Sertdemir Y. Anorganic bovine-derived hydroxyapatite vs β -tricalcium phosphate in sinus augmentation: a comparative histomorphometric study. J Oral Implantol. 2012 Sep;38 Spec No:519-26. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00061.
- 112.Kuzma JW, Bohnenblust SE. Basic statistics for the health sciences. 5th edition, New York, WB Saunders Company 2005;13:236-250.

-L-

- 113.Lacan A, Teman G, Sarazin L, Suissa M. Medical imaging and bone grafts. (In): Khoury F, Antoun H, Missika P, (Eds): Bone augmentation in oral implantology. Quintessence Publishing, 2007:53-66.
- 114.Lappa V, Dontas IA, Trovas G, et al. Quantitative ultrasound is better correlated with bone mineral density and biochemical bone markers in elderly women. Clin Rheumatol. 2007 Jul;26(7):1067-73. Epub 2006 Nov 21.
- 115.Lee C, Prasad H, Suzuki JB, et al. The Correlation of Bone Mineral Density and Histologic Data in the Early Grafted Maxillary Sinus: A Preliminary Report. Basic and Clinical Research, 2011;20(3):202-214.
- 116.Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T, eds. Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago,III: Quintessence, 1985;199-209.
- 117.Levin L, Herzberg R, Dolev E, Schwartz-Arad D. Smoking and complications of onlay bone grafts and sinus lift operations. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:369-373.

- 118.Liang X, Lambrichts I, Sun Y, et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *European Journal of Radiology*.2010;75:270–274.
- 119.Lindgren C, Hallman M, Sennerby L, Sammons R. Back-scattered electron imaging and elemental analysis of retrieved bone tissue following sinus augmentation with deproteinized bovine bone or biphasic calcium phosphate. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Sep;21(9):924-30.
- 120.Lindhe J, Araújo MG, Bufler M, Liljenberg B. Biphasic alloplastic graft used to preserve the dimension of the edentulous ridge: an experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Jul 16. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02527.x. [Epub ahead of print]
- 121.Linkow LI, Cherchere R: Theories and techniques of oral Implantology, vol.I, St Louis, 1970, Mosby.
- 122.Ludlow JB, Davis-Ludlow LE, Brooks SL, et al. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofacial Radiology* 2006;35(4):219-226.
- 123.Luiz CJ, Carneiro J. Basic histology. 10th edition. Mc-Graw Hill, USA. 2003:141-159.
- 124.Lundgren S, Sennerby L. Bone Reformation: Contemporary bone augmentation procedures in oral and maxillofacial implant surgery. *Quintessence* 2008; 103-122.
- 125.Lundgren S, Sennerby L. Bone reformation: contemporary bone augmentation procedures in oral and maxillofacial implant surgery. *Quintessence* 2008; p 103-121.
- 126.Lynch Samueel E, Marx Robert E, Nevins M, Wisner-Lynch L. *Tissue Engineering : 2nd ed: quintessence* 2008, chapter 4.

-M-

- 127.Madhav VNV. Cone Beam Computed Tomography In Implantology. *Indian Journal of Dental Sciences*. 2012;5(3):10-15.
- 128.Mah P, Reeves TE, McDavid WE. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology* (2010) 39, 323-335.

- 129.Marorana C, Sigurta D, Mirandola A, et al. Bone resorption around dental implants placed in grafted sinuses; Clinical and radiologic follow-up after up to 4 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:261-266.
- 130.Marquezan M, Lau TC, Mattos CT, da Cunha AC, Nojima LI, Sant'anna EF, de Souza MM, de Souza Araújo MT: Bone mineral density. *Angle Orthod.* 2012 Jan; 82(1):62-6. Epub 2011 Jul 20.
- 131.Marx RE. Application of tissue engineering principles to clinical practice. (In): Lynch SE, Marx RE, Nevins M, Wisner-Lynch LA, (Eds). *Tissue engineering; Applications in oral and maxillofacial surgery and periodontics.* Quintessence Publishing 2nd Edition, 2008:47-63.
- 132.Meredith N, Cawley P, Alleyne D. The application of modal vibration analysis to study bone healing in vivo [abstract]. *J Dent Res* 1994;73:793.
- 133.Meredith N, Friberg B, Aparicio C, Sennerby L. Relationship between contact time measurements and PTV when using the Periotest to measure implant stability. *Int J Prosthodont* 1998;11:269-275.
- 134.Meredith N, Sennerby L. European Commission Demonstration Project. [*Proceedings of the Resonance Frequency Analysis Symposium, 6 July 2000, Goteborg, Sweden*]. Goteborg: Vasastadens Bokbinderi, 2000.
- 135.Mericske-stern R, Milani D, Mericske E. Periotest measurements and osseointegration of mandibular ITI implants supporting overdentures. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:234-243.
- 136.Miracle AC, Mukherji SK . Conebeam CT of the Head and Neck , Part 1: Physical Principles. *American Journal of Neuroradiology* 2009;30:1088-1095.
- 137.Misch CE, Judy KW. Classification of the partially edentulous arches for implant dentistry. *Int J Oral Implantol* 1985; 4: 7-12.
- 138.Misch CE. *Dental implant prosthetics.* Ed 1, St Louis, 2005, Elsevier Mosby.
- 139.Misch CE. Divisions of available bone in implant dentistry. *Int J Oral Implant* 1990;7:9-21.
- 140.Misch CE: Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today* 29, 39-49, June/July 1988.
- 141.Misch CE: *Contemporary implant dentistry*, 2nd edition, pp 89-117, St.Louis, 1999, Mosby.

142. Mohammed NH, Omar HM. Radiodensitometric Assessment Of Alveolar Cleft Grafting Using Two Different Softwares. Journal of American Science 2012;8(11).
143. Munhoz EA & Bodanezi A & Ferreira O & Granjeiro JM. Bone crestal height and bone density after third-molar extraction and grafting: a long-term follow-up study. Clin Oral Invest (2011) 15:123–126.
144. Munhoz EA, Ferreira O, Yaedu RYF, Granjeiro JM. Radiographic assessment of impacted mandibular third molar sockets filled with composite xenogenic bone graft. Dentomaxillofacial Radiology (2006) 35, 371-375.
145. Munish K, Ravi N, Prabhjot G. Role Of Cone Beam CT In Oral & Maxillofacial Surgery – A Diagnostic Boon. Indian Journal of Dental Sciences. 2012;4(1):83-86.

-N-

146. Nackaerts O, et al. Bone density measurements in intra-oral radiographs. Clinical Oral Investigations 2007;11(3)225-229.
147. Naitoh M, Aimiya H, Hirukawa A, Arij E: Morphometric analysis of mandibular trabecular bone using cone beam computed tomography: an in vitro study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Nov-Dec; 25(6):1093-8.
148. Naitoh M, Katsumata A, Kubota Y, Arkji E. Assessment of threedimensional x-ray images; reconstruction from conventional tomograms, compact computerized tomography images, and multislice helical computerized tomography images. J Oral Implants 2005; 31 :234-41.
149. Naitoh M, Katsumata A, Mitsuya S, Kamemoto H, Arij E. Measurement of mandibles with microfocus x-ray computerized tomography and compact computerized tomography for dental use. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004;19(2):239-246.
150. Naitoh M, Nakahara K, Hiraiwa Y, et al. Observation of buccal foramen in mandibular body using cone-beam computed tomography. 2009;86:25-29.
151. Nedir et al. Osteotome sinus floor elevation without grating material; a -1-year prospective pilot Study with ITI implants. Journal Clin. Oral. Impl. Res. 177. 2006.

- 152.Njeh CF, Wu C, Fan B, et al. Estimation of wrist fracture load using phalangeal speed of sound: an in vitro study. *Ultrasound Med Biol.* 2000 Nov;26(9):1517-23.

-O-

- 153.Ono I, Tateshita T, Nakajima T. Evaluation of a high density polyethylene fixing system for hydroxyapatite ceramic implants. *Biomaterials* 2000;21:143-151.

-P-

- 154.Padilla F, Camus E, Chaffai S, et al. Quantitative ultrasound for bone status assessment. *Ultrasonics Symposium, 2000 IEEE.* 2000;(2):1341-1350.
- 155.Padilla F, Jenson F, Bousson V, et al. Relationships of trabecular bone structure with quantitative ultrasound parameters: In vitro study on human proximal femur using transmission and backscatter measurements. *Elsevier/BONE*, 2008;42:1193-1202.
- 156.Panduric DG, Granic M, Susic M, Katanec D. Current concept of densitometry in dental implantology. In: Turkyilmaz I (Ed.). *Implant dentistry - The most promising discipline of dentistry.* In Tech Publishing 2011.
- 157.Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *European Journal of Radiology.* 2012;81(2):267-271.
- 158.Pavičić DK, Delić Z, Lajnert V, et al. Changes of Alveolar Bone Density Around the Abutment Teeth in Patients Wearing Removable Partial Dentures Depending on Kennedy Classification. *Collegium Antropologicum*, Vol.33 No.4 Prosinac 2009.
- 159.Philias RG. *Oral cells and tissues.* Quintessence publishing co, Canada, 2003:195-238.
- 160.Piccinini M, Rebaudi A, Sglavo VM, et al. A new HA/TTCP material for bone augmentation: an in vivo histological pilot study in primates sinus grafting. *Implant Dent.* 2013 Feb ;22(1):83-90. doi: 10.1097/ID.0b013e31827afc19.
- 161.Pires CA, Bissada NF, Becker JJ, et al. Mandibular Incisive Canal: Cone Beam Computed Tomography. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*,2012;14: 67–73.

162. Pokorny GM. Surgical perspectives for compromised bone. In: Watzek G.(ed). Implants in qualitatively compromised bone. Quintessence 2004:67-73.

-Q-

163. Quirynen M, Lamoral Y, Deheyser C, et al. The CT scan standard reconstruction technique for reliable jaw bone volume determination. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5:384-389.

-R-

164. Radwan D.A.: A clinical study on the effect of diode laser therapy on the osseointegration of delayed immediate implant. Thesis of Doctor degree. Cairo University. 2005, p: 114.
165. Rose EC, Hagenmüller M, Jonas IE, et al. Validation of speed of sound for the assessment of cortical bone maturity. Eur J Orthod. 2005 Apr;27(2):190-5.

-S-

166. Saadoun AP, LeGall ML. Clinical results and guidelines in Steri-Oss endosseous implants. Int J Periodontics Restorative Dent 1992;12:487-500.
167. Sarvazyan A, Tatarinove A, Sarvazyan N. Ultrasonic assessment of tissue hydration status. Elsevier Ultrasonics 2005;43(8):661-671.
168. Scarano A, Dequidi M, Iezzi G, Pecora G, Piatelli M, Orsini G, Caputi S, Perrotti V, Mangano C, Piattelli A. Maxillary sinus augmentation with different biomaterials: a comparative histologic and histomorphometric study in man. Impact Dent, 2006 Jun; 15(2): 197–207.
169. Scarfe WC, Farman AG. Cone-beam computed tomography. In: White SC, Pharoah MJ.(ed). Oral radiology: principles and interpretation. 6th edition, Mosby Elsevier 2009;225-243.
170. Schenk R.K. Cytodynamics and histodynamics of primary bone repair. In Fracture Healing. Lane J.M., editor. Churchill Livingstone, New York, Edinburgh, London, Melbourne. 1987; 23-32.
171. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: A reality. Periodontol 2000 1998Jun;17:22-35.
172. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: A reality. Periodontol 2000;17:22-35.

173. Schliephake H, Neukam FW, Wichman M. Survival analysis of endosseous implants in bone grafts used for the treatment of severe alveolar ridge atrophy. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:1227-1233.
174. Schulte W, Lukas D, Muhlbrodt L, et al. Periotest: ein neues Meßverfahren der Funktion des Paradontiums. *Zahnärztl Mitt* 1983 June 1;73(11):1229-1230, 1233-1236, 1239-1240.
175. Sennerby L, Rasmusson L. Osseointegration surgery: Host determinants and outcome criteria. In: Zarb G, Lekholm U, Albrektsson T, Tenenbaum H, (eds). *Aging, Osteoporosis, and Dental Implants*. Hong Kong, 2002, Quintessence.
176. Shahbazian M, Xue D, Hu Y, et al. Spiral Computed Tomography Based Maxillary Sinus Imaging in Relation to Tooth Loss, Implant Placement and Potential Grafting Procedure. *J Oral Maxillofac Res* 2010 (Jan-Mar);1(1):e7.
177. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):290-297.
178. Shayesteh YS, Khojasteh A, Soleimani M, et al. Sinus augmentation using human mesenchymal stem cells loaded into a beta-tricalcium phosphate/hydroxyapatite scaffold. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008 Aug;106(2):203-209.
179. Shayesteh YS, Khojasteh A, Soleimani M, et al. Sinus augmentation using human mesenchymal stem cells loaded into a β -tricalcium phosphate/hydroxyapatite scaffold. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2008;106(2):203-209.
180. Shernoff AF, Colwell JA, Bingham SF. Implants for type II diabetic patients: Interim report. VA implants in diabetes study group. *Implant Dent* 1994;3:183-185.
181. Sherrard J, Rossouw PE, Benson BW, et al. Accuracy and reliability of tooth and root lengths measured on cone-beam computed tomographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:S100-8.
182. Sones S, Fazio R, Fang L, editors: *Principles and practice of oral medicine*, Philadelphia, 1984, WB Saunders.
183. Sosa M, Saavedra P, del Pino-Montes J, et al. Postmenopausal women with colles' fracture have lower values of bone mineral density than controls as

- measured by quantitative ultrasound and densitometry. J Clin Densitom. 2005 Winter;8(4):430-5.
184. Sternberg SS. Histology for pathologists. 2nd edition. Lippincott-Raven, Philadelphia. 1997:85-105.
 185. Stoppie N et al. Structural and radiological parameters for the characterization of jawbone. Clinical Oral Implants Research 2006;17(2):124-133.
 186. Stoppie N, Pattijn V, Van Cleynenbreugel T, Wevers M, Vander Sloten J, Naert I. Structural and radiological parameters for the characterization of jawbone. Clin Oral Implants Res 2006;17:124 –133.
 187. Summers RB. The osteotome technique: Part 3: Less invasive methods of elevating the sinus floor. Compend Conting Educ Dent 1994; 15: 698-708.
 188. Szabo C, Huys L, Coulthard P, et al. A prospective multicenter randomized clinical trial of autogenous bone versus, -tricalcium phosphate graft alone for bilateral sinus elevation: histologic and histomorphometric evaluation. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20:371-381.
 189. Szabó G, Huys L, Coulthard P, et al. A prospective multicenter randomized clinical trial of autogenous bone versus beta-tricalcium phosphate graft alone for bilateral sinus elevation: histologic and histomorphometric evaluation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005 May-Jun;20(3):371-81.

-T-

190. Takaishi Y, Okamoto Y, Ikeo Tm et al. Correlations between periodontitis and loss of mandibular bone in relation to systemic bone changes in postmenopausal Japanese women. Osteoporos Int. 2005 Dec;16(12):1875-82. Epub 2005 Jul 19.
191. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers. A mixed longitudinal study covering 25 years. J Prosthet Dent 1972;27:120-132.
192. Tannaz S, Petros DD, Gary MR, Terrence JG, William MR. Quantitative evaluation of bone density using the hounsfield index. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 21 : 290-7.
193. Testori.T, Del fabbro M . Anatomy of the maxillary sinus. In Maxillary sinus surgery and alternatives in treatment. Quintessence 2009 Chapter 2.

194. Trisi P, Massei G. Biologic and biomechanical basis of bone healing and osseointegration of implants in sinus grafts In Maxillary sinus surgery and alternatives in treatment. Quintessence 2009 ,Chapter 5.
195. Turkeyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. J BMC Oral health 2008;8:32.
196. Turkeyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. BMC Oral Health 2008, 8:32.
197. Turkeyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C: Bone Density Assessments of Oral Implant Sites Using Computerized Tomography. J Oral Rehabil 2007, 34:267-272.

-U-

198. Ulm C, Kneissel M, Schedle A, et al. Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. Clin Oral Implants Res 1999;10:459-467.
199. Ulm CW, Kneissel M, Hahn M, Solar P, Matejka M, Donath K. Atrophy-related changes in bone volume and microarchitecture of Mandibular cancellous bone. Clin Oral Implants Res 1997;8:125-130.

-V-

200. Vaidya N, Amarnath GS, Muddugangadhar BC. Cone Beam Computed Tomography: Third Eye In Diagnosis And Treatment Planning. Indian Journal of Dental Sciences 2012;4(2):73-77.
201. van Steenberghe D et al. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22:446-454.
202. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, et al. The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5:272-281.
203. Veltri M, Valenti R, Ceccarelli E et al. The speed of sound correlates with implant insertion torque in rabbit bone: an in vitro experiment. Clinical Oral Implants Research, 2010; 21(7): 751–755.

- 204.Venturin JS, Shintaku WH, Shigeta Y, et al. Temporomandibular Joint Condylar Abnormality: Evaluation, Treatment Planning, and Surgical Approach. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.2010;68(5):1189-1196.
- 205.Vishwanath S B, Kumar V, Kumar S, et al. Correlation of periodontal status and bone mineral density in postmenopausal women: A digital radiographic and quantitative ultrasound study. Indian J Dent Res [serial online] 2011 [cited 2013 Apr 15];22:270-6.
- 206.Voss P, Sauerbier , Wiedmann-Al0Ahmad M , Zizelmann C, Stricker A, Schmelzeisen R, Gutwald R. Bone regeneration in sinus lifts: Comparing tissue- engineered bone and iliac bone. Br J Oral Maxillofac Surg. 2009 May 30. Epub ahead of print.
- 207.Voss R. Statistische Befunde uber die Verteilung des Restgebisses. Dtsch Zahnarztl Z 1972;27:377-382.

-W-

- 208.Wahed N, Hamdy R, Abdel Latif Z. Measurements of jaw bones for implant site assessment using cone-beam computed tomography: interobserver and intraobserver agreement. Egyptian Journal of Oral & Maxillofacial Surgery. 2012;(3):62–69.
- 209.Walker L, Enciso R, Mah J. Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2005;128(4):418-423.
- 210.Wallace SS, Froum SJ. Effect of maxillar sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants . A systematic review . Ann–Periodontoil 2003; 8: 328-343.
- 211.Wang YN, Zhao Y, Liu B, Wang SP. Computed densitometry of panoramic radiographs in evaluation of bone healing after enucleation of mandibular odontogenic keratocytes. The Chinese Journal of Dental Research, vol 13(2) 2010.
- 212.Watzek G (ed) . Implants in qualitatively compromised bone. Quintessence 2004:1-5.

213. Watzek G (ed) . Implants in qualitatively compromised bone. Quintessence 2004:1-5.
214. Weiss CM, Judy KWM. Severe mandibular atrophy: biological considerations of routine treatment with complete subperiosteal implants. J Oral Implant 1974;4:431-469.
215. Woolf AD, Akesson K. An atlas of investigation and management osteoporosis. Oxford Clinical Publishing, 2008. Chapter 3:p61-p63.
216. Worthington P, Rubenstein J, Hatcher D. The Role of Cone-Beam Computed Tomography in the Planning and Placement of Implants. J Am Dent Assoc, 2010 ;3(114) 19S-24S.
217. Worthington P, Rubenstein J, Hatcher D. The Role of Cone-Beam Computed Tomography in the Planning and Placement of Implants. J Am Dent Assoc, 2010;141(3):19S-24S.

-Y-

218. Yim JH, Ryu DM, Lee BS, Kwon YD: Analysis of digitalized panorama and cone beam computed tomographic image distortion for the diagnosis of dental implant surgery. J Craniofac Surg. 2011 Mar; 22(2):669-73.
219. Yoshimine SI, Nishihara K, Nozoe E, et al. Topographic Analysis of Maxillary Premolars and Molars and Maxillary Sinus Using Cone Beam Computed Tomography. J Implant Dentistry 2012;21(6):528-535.

ملخص البحث:

خلفية وهدف البحث: لنوعية العظم الحظ الأوفر في الدراسات الشعاعية والسريرية والنسجية التي ركزت على الكثافة العظمية كمُشعرٍ عند التخطيط للزرع السني، واعتماداً على قصور تقنيات التصوير الشعاعي في تحري تغيرات الكثافة الشعاعية لمناطق التطعيم العظمي فإن هذه الدراسة تهدف إلى تحري إمكانية قياس سرعة الصوت كوسيلة آمنة في التقييم الموضوعي لخصائص العظم في الفك العلوي كما تهدف إلى تحري قدرة تقنية قياس سرعة الصوت كوسيلة فعالة في تحري تطور شفاء الطعوم العظمية.

مواد وطرق البحث: أجريت الدراسة على 25 مريضاً من مراجعي كلية طب الأسنان بجامعة دمشق. تم تصوير كل مريض صورة شعاعية طبقية بالحزمة المخروطية Cone-beam CT بهدف الدراسة الكمية والنوعية الشعاعية للعظم السنخي في الفك العلوي بهدف تطبيق الزرعات السنية. طُبقت قياسات سرعة الصوت Speed of Sound SOS على 43 موقعاً أدرأً في المنطقة الأمامية والخلفية من الفك العلوي باستخدام جهاز لقياس سرعة النبضات فوق الصوتية ضمن العظم. تم حساب متوسط الكثافة العظمية الشعاعية في المكان المدروس بالمستويات الدهليزية-الحنكية والأنسية-الوَحشية والأفقية (المحورية). دُرست علاقة الارتباط بين قيم قياسات سرعة الصوت SOS ومتوسط الكثافة الشعاعية العظمية بإجراء اختبار Pearson "r" correlation coefficient كما دُرست مصداقية التقنية المدروسة باختبار ألفا كرونباخ.

أجريت الدراسة أيضاً على 20 مريضاً ممن يحتاجون لعملية رفع الجيب الفكي مع التطعيم العظمي. أُجري لكل مريض صورة طبقية مخروطية CBCT قبل الجراحة وبعد 6 أسابيع و4 أشهر و6 أشهر من الجراحة. استخدم طعم الهيدروكسي أباتيت وفوسفات الكالسيوم الثلاثية بنسبة 25:75 لرفع الجيب وتم تطبيق قياسات سرعة الصوت بالاتجاه الدهليزي الحنكي قبل الجراحة وبعدها مباشرة وبعد 6 أسابيع و3 أشهر و4 أشهر و6 أشهر من العمل الجراحي. تم في مرحلة تطبيق الزرعات السنية أخذ عينة عظمية من موقع الزرع لدراسة نسبة النسيج العظمي المتشكل ضمن مادة الطعم وتم ربط النتائج مع نتائج قياسات سرعة الصوت.

النتائج: كانت علاقة قياسات سرعة الصوت ضمن العظم مع الكثافة العظمية الشعاعية ذات دلالة إحصائية في المنطقة الأمامية والخلفية من الفك العلوي ($r=0.544$, $P=0.044$) و ($r=0.628$, $P=0.000$) على الترتيب. أظهر اختبار بيرسون أعلى قيمة لدى دراسة علاقة الارتباط في عينة البحث كاملةً ($r=0.715$, $P=0.000$) وكانت المصادقية ممتازة حيث بلغت قيمة معامل الثبات ألفا كرونباخ 0.761.

تم إقصاء حالتي رفع جيب فكي بسبب حدوث الإلتان وتضمنت الدراسة النهائية 18 حالة رفع جيب فكي عند 18 مريض بنسبة نجاح وصلت إلى 90%. كان متوسط قياسات سرعة الصوت 1538.18 ± 28.02 m/s بعد الجراحة مباشرةً و 1794.21 ± 43.54 m/s بعد 6 أشهر. بين التحليل النسيجي القياسي نسبة العظم الحي المتشكل VB 20.64 ± 5.36 % ومادة الطعم المتبقية RG 23.67 ± 2.99 % ونسبة النسيج الرخو ST 55.68 ± 4.29 %. كان الارتباط بين قيم SOS و VB $r=0.696$, $P=0.001$ ولم توجد علاقة تذكر بين المتغيرات الشعاعية لمادة الطعم وقيم سرعة الصوت أو التحليل النسيجي.

الاستنتاجات: يعتبر حساب سرعة عبور الصوت ضمن العظم السنخي وسيلة آمنة وفعالة في التعبير عن الكثافة الشعاعية للعظم السنخي في الفك العلوي والمقاسة باستخدام CBCT وبالتالي تقييم نوعية العظم في المنطقة الأمامية والخلفية من الفك العلوي. كما ويعتبر حساب سرعة عبور الصوت ضمن مناطق التطعيم العظمي وسيلة آمنة وفعالة في عكس موجودات وبنية الطعوم وبالتالي يمكن تحري مراحل الشفاء بموثوقية جيدة.

Summary:

Background and aim of the study: Bone density was the most studied factor in many reports as an important determinant factor of bone quality. Depending on the insufficiency of radiographic techniques in investigating changes in grafted sites, this study aimed to evaluate the ability of measuring speed of sound SOS as a safe technique for the local evaluation of bone properties in maxilla and for the evaluation of bone graft healing.

Materials and Methods: This study applied on 25 patients attended in the Faculty of Dentistry, Damascus University. Cone-beam CT scans performed for the quantitative and qualitative assessment prior to maxillary dental implants placement. Speed of Sound SOS measurements were performed on 43 edentulous sites using a device that measures the speed of ultrasonic pulses. Radiographic bone densities were measured in sites of interest from CBCT scans in the bucco-palatal and mesio-distal and axial plans. Pearson's correlations coefficients were studied between SOS measurements and mean of bone density from all plans. Reliability of the studied technique was also evaluated using Cronbach's Alpha test.

Another 20 patients in need of sinus augmentation were recruited for this study. Cone-beam CT scans were obtained presurgically, after 6 weeks, 4 months, and after 6 months from surgery per patient. A hydroxyapatite HA and tricalciumphosphate TCP (75:25) grafts were applied for sinus elevation. Speed of Sound (SOS) measurements within the grafted sites were performed in bucco-palatal direction presurgically, directly after surgery, 6 weeks, 3 months, 4 months and 6 months after surgery. At the time of implant placement, bone core biopsies were harvested and sections from the graft core were histomorphometrically analyzed. The new vital bone formation %VB was correlated with SOS measurement outcomes using a statistical model.

Results: SOS measurements significantly correlated with radiographic bone density in anterior and posterior maxilla ($r = 0.544$, $P = 0.044$) and ($r = 0.628$, $P = 0.000$) respectively. Pearson's correlation coefficient showed the higher value in the whole study sample ($r = 0.715$, $P = 0.000$) with strong reliability 0.761 in Cronbach's Alpha test.

Twenty patients underwent sinus augmentation for a total of 20 sinuses. Two sinuses developed an infection after grafting resulting in a 90% success rate for the sinus grafting procedure. An 18 sinuses were used in the final statistical analysis. SOS measurements revealed a mean of 1538.18 ± 28.02 m/s directly after surgery and 1794.21 ± 43.54 m/s after 6 months. Histomorphometric analysis revealed that mean %VB was 20.64 ± 5.36 , mean percent of remaining graft material was 23.67 ± 2.99 , and average percent of non-mineralized connective

tissue was 55.68 ± 4.29 . SOS values significantly correlated with %VB ($r = 0.696$, $P = 0.001$). No correlation found between radiographic density of the grafted sites after 6 months and SOS or histomorphometric results.

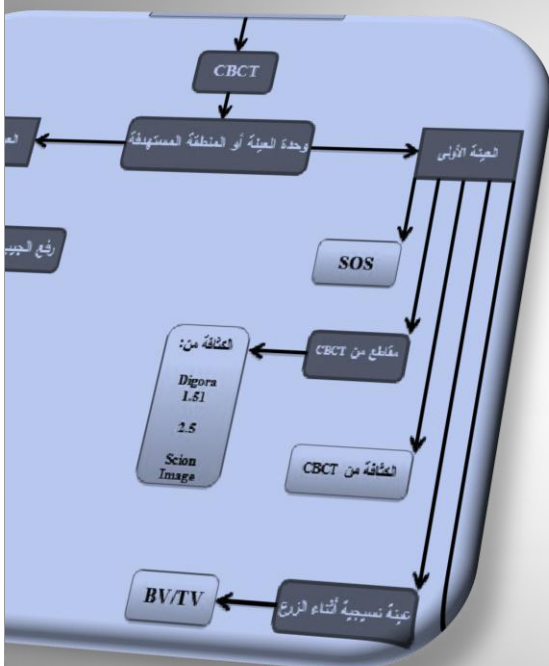
Conclusions: Measuring sound transmission velocity within the alveolar bone is a safe and active technique to express the radiographic bone density derived from CBCT and evaluates anterior and posterior maxillary bone quality. Furthermore, this technique is valid for the expression of graft content changes and structure and evaluating graft healing.

[Appendixes]



8

الملاحق



8- الملاحق:

1-8- استمارات البحث:

الجمهورية العربية السورية
جامعة دمشق
كلية طب الأسنان

رقم الحالة :
التاريخ :

استمارة المريض الخاصة بعينة الدراسة الشعاعية في بحث

"التقييم الكمي والنوعي للعظم السنخي في الفك العلوي عند التخطيط للزرع السني"

إعداد الباحث الدكتور وليد فؤاد سليمان

إشراف الأستاذ الدكتور عمار مشلح المشرف المشارك الأستاذ المساعد الدكتور إياد الحفار

المعلومات الشخصية :

- اسم المريض :
- العمر :
- الجنس :
- العنوان و رقم الهاتف :

العادات :

- التدخين :
- تناول الكحول :

الأمراض العامة :

- وفق شروط اختيار أفراد العينة فإن المريض لا يعاني من فرط التوتر الشرياني والداء السكري وأمراض الغدة الدرقية وترقق العظام وأمراض المناعة الذاتية أو أي مرض قد يؤثر على مجريات البحث كما لا يتعاطى أي أدوية مزمنة ولا يعاني من أي تحسس دوائي .

- تاريخ أخذ صورة ال CBCT:

1- الجزء المتعلق بتقييم نوعية العظم في الفك العلوي بقياس سرعة الصوت Speed of Sound

(SOS) ضمن العظم السنخي (علاقة الكثافة الشعاعية مع قراءات SOS):

- المناطق المستهدفة:

- عدد المقاطع المعترضة (الدهلزية الحنكية) المأخوذة من المناطق المستهدفة:

- عدد المقاطع الأنسية الوحشية المأخوذة من المناطق المستهدفة:

- متوسط الكثافة العظمية الشعاعية المأخوذة من كل المقاطع:

- متوسط سماكة السنخ في المنطقة المستهدفة:

- قيم SOS في القراءات الثلاث:

1- 2- 3- تاريخ إجراء القياسات:

2- الجزء المتعلق بتقييم مصداقية برامج مختلفة لقياس الكثافة العظمية الشعاعية بمعايرتها بالتصوير

الطبيقي ذي الحزمة المخروطية CBCT:

- المناطق المستهدفة:

- عدد المقاطع المدروسة:

- قيمة الكثافة العظمية الشعاعية في كل مقطع:

- قيمة الكثافة العظمية الشعاعية المأخوذة من نفس مقاطع CBCT السابقة بواسطة:

- Digora 1.51

- Digora 2.5

- Scion Image

- Image J

- Idrisi Kilimanjaro

مصادقة المريض على صحة المعلومات الواردة في شق المعلومات الشخصية والعادات والأمراض العامة

وموافقته الخطية على الانضمام إلى عينة الدراسة

اسم المريض والتوقيع:

رقم الحالة :

التاريخ :

الجمهورية العربية السورية

جامعة دمشق

كلية طب الأسنان

استمارة المريض الخاصة بعينة رفع الجيب الفكي مع التطعيم في بحث
"التقييم الكمي والنوعي للعظم السنخي في الفك العلوي عند التخطيط للزرع السني"

إعداد الباحث الدكتور وليد فؤاد سليمان

المشرف المشارك الأستاذ المساعد الدكتور إياد الحفار

إشراف الأستاذ الدكتور عمار مشلح

المعلومات الشخصية :

- اسم المريض :
- العمر :
- الجنس :
- العنوان و رقم الهاتف :

العادات :

- التدخين :
- تناول الكحول :

الأمراض العامة :

- وفق شروط اختيار أفراد العينة فإن المريض لا يعاني من فرط التوتر الشرياني والداء السكري وأمراض الغدة الدرقية وترقق العظام وأمراض المناعة الذاتية أو أي مرض قد يؤثر على مجريات البحث كما لا يتعاطى أي أدوية مزمنة ولا يعاني من أي تحسس دوائي .

- المناطق المستهدفة:

- تاريخ أخذ صورة ال CBCT الأولى:
- متوسط ارتفاع الحافة السنخية المتبقية:
- متوسط عرض الحافة السنخية المتبقية:
- متوسط الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية قبل الجراحة في جميع المقاطع الدهليزية الخنكية والأنسية الوحشية التي يمكن الحصول عليها:

- قيم SOS في القراءات الثلاث قبل الجراحة:

1- 2- 3- تاريخ إجراء القياسات:

- تاريخ إجراء الجراحة (رفع الجيب مع التطعيم):

- قيم SOS في القراءات الثلاث في اليوم التالي للجراحة:

1- 2- 3- تاريخ إجراء القياسات:

- قيم SOS في القراءات الثلاث بعد 6 أسابيع من الجراحة:

1- 2- 3- تاريخ إجراء القياسات:

- متوسط الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بعد 6 أسابيع من الجراحة:

- متوسط الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم بعد 6 أسابيع من الجراحة:

- قيم SOS في القراءات الثلاث بعد 3 أشهر من الجراحة:

1- 2- 3- تاريخ إجراء القياسات:

- قيم SOS في القراءات الثلاث بعد 4 أشهر من الجراحة:

1- 2- 3- تاريخ إجراء القياسات:

- متوسط الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بعد 4 أشهر من الجراحة:

- متوسط الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم بعد 4 أشهر من الجراحة:

- قيم SOS في القراءات الثلاث بعد 6 أشهر من الجراحة:

1- 2- 3- تاريخ إجراء القياسات:

- متوسط الكثافة العظمية الشعاعية للحافة السنخية بعد 6 أشهر من الجراحة:

- متوسط الكثافة العظمية الشعاعية لمنطقة الطعم بعد 6 أشهر من الجراحة:

- متوسط ارتفاع الحافة السنخية بعد 6 أشهر من الجراحة:

مصادقة المريض على صحة المعلومات الواردة في شق المعلومات الشخصية والعادات والأمراض العامة

وموافقته الخطية على الانضمام إلى عينة الدراسة

اسم المريض والتوقيع :

8-2- مواصفات الطعم المستخدم في الدراسة وفقاً للشركة الصانعة:

- طعم خزف فوسفات الكالسيوم ثنائي الطور Biphasic.
- الوصف: Adbone®BCP هو خزف صناعي يحتوي على فوسفات الكالسيوم مصمم لملء العيوب العظمية. يتكون الخزف من مزيج نوعين من فوسفات الكالسيوم، فوسفات الكالسيوم الثلاثية والهيدروكسي أباتيت.
- التركيب: خزف مسامي مكون من 75% هيدروكسي أباتيت +/- 5% $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$.
- 25% فوسفات الكالسيوم الثلاثية +/- 5% $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$.
- الأشكال: مكعبات، حبيبات، اسطوانات و أوتاد.
- الخصائص والتأثيرات: يمتاز خزف فوسفات الكالسيوم بسرعة الاندماج العظمي بسبب تركيبه الكيميائي المشابه للتركيب المعدني للعظم البشري، ومساميته التي تسمح بسرعة التوعية الدموية. وبما أن فوسفات الكالسيوم الثلاثية أسرع انحلالاً من الهيدروكسي أباتيت فإن ذلك يسرع الامتصاص الضروري للبناء العظمي الجديد.
- التطبيقات: ملء العيوب العظمية التي لا تتداخل مع استقرار الجهاز الهيكلي.
- تحذير: لا يمكن تحميل مادة الطعم أي جهد ميكانيكي.
- الاستطبابات: يمكن أن يستخدم كمكعبات جاهزة أو حبيبات لملء العيوب غير المنتظمة ويمكن مزجه مع دم المريض أو الطعم الذاتي. يجب وضعه بتماس مع العظم الإسفنجي أو على سطح عظمي منضّر.
- يجب إنهاء الملء بالدك اللطيف، والإغلاق التام للجرح مع تجنب الوذمة الهوائية. ويقع على مسؤولية الجراح مزج الطعم مع أي مادة كيميائية أخرى.
- التأثيرات غير المرغوبة: لم تسجل أي حالات لتأثيرات غير مرغوبة.
- مضادات الاستطباب: الالتهاب الحاد أو المزمن في منطقة العمل، الآفات البؤرية والتهتكات التي قد تسبب تسرب جزيئات معدنية للبنى الحيوية، وحالات العظم غير المستقرة ميكانيكياً.
- العقم: المنتج معقم عبوة مضاعفة بأشعة غاما بالجرعة 25kGy على الأقل وهو وحيد الاستخدام لايعقم مرة أخرى.

- التخزين: بدرجة حرارة الغرفة.

- المحاسن: لا ردود فعل مناعية، أو التهابية. ظليل على الأشعة، سهل الاستخدام.

adbone®BCP is a registered mark of Medbone® - Medical Devices.

3-8- ملاحظات حول الدراسة الإحصائية لعينة البحث:

أولاً - بالنسبة لاختبار T ستيودنت:

هناك أكثر من نوع لاختبار T ستيودنت يسمى النوع الأول (اختبار T ستيودنت للعينة الوحيدة One Sample T Test)، وهو مخصص لمقارنة متوسط متغير ما لعينة وحيدة مع قيمة معيارية معينة. أما النوع الثاني (الذي نسميه اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة Independent Samples T Test) فهو لاختبار فرضية تساوي متوسطين حسابيين لمجموعتين مختلفتين (بين مجموعة الذكور ومجموعة الإناث مثلاً)، والنوع الثالث هو ما يسمى بـ (اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة Paired Samples T Test)، وهو مخصص لمقارنة متوسطي متغير ما لعينة وحيدة ولكن في فترتين مختلفتين أو بطريقتين مختلفتين (كالمقارنة في قيم الكثافة الشعاعية بين الفترتين بعد ستة أسابيع وبعد أربعة أشهر مثلاً).

تتضمن هذه الأنواع من الاختبارات الجداول التالية:

1- الإحصاءات الوصفية : وتتضمن وصفاً للمتغيرات الإحصائية المحسوبة والمستخدم في الجدول التالي وهي العدد والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري.

2- نتائج اختبار T ستيودنت : ونجد في هذا النوع من الجداول (قيمة t المحسوبة) وهي القيمة التي من المفترض مقارنتها مع قيمة نظرية توجد في الجداول الإحصائية ووفق درجات الحرية المذكورة في الجدول نفسه (إذا أردنا استخدام الطريقة اليدوية في اتخاذ القرار الإحصائي)، ونجد أيضاً عموداً يحتوي على الفروقات في المتوسط الحسابي وفي الانحراف المعياري وفي الخطأ المعياري، وجميع هذه الفروقات بالإضافة إلى قيمة t المحسوبة تستخدم لحساب (قيمة مستوى الدلالة) التي عادة ما تسمى في الكتب الإحصائية أو في برنامج Excel بـ P

-value، وقد تسمى في الكتب والبرامج الأخرى بالدلالة أو Significance، وهي عبارة عن احتمال تساوي

المتوسطات. والحقل الذي يحتوي على قيمة مستوى الدلالة هو الحقل الأساس في تقرير وجود فروق

دالة بين المتوسطين المدروسين أم لا، فعندما نعلم مستوى الثقة 95% (وهذا هو المستوى الذي عادة

ما يأخذ به الإحصائيون والباحثون)، فإننا ننظر في قيمة مستوى الدلالة هذا، فإذا كان يساوي أو أقل من

0.05 فإننا نقرر عدم تحقق الفرضية (فرضية العدم، أي عدم وجود فروق دالة إحصائية)، ونقرر وجود

الفروق الإحصائية، والعكس بالعكس.

ثانياً – بالنسبة لمعامل الارتباط بيرسون **Pearson Correlation Coefficient**:

معامل ارتباط بيرسون ذو قيمة تتراوح بين (-1) و $(+1)$ ، إذ أن قيمة الصفر تعبر عن عدم وجود علاقة ارتباط

خطية بين المتغير الأول والمتغير الثاني وكذلك القيم القريبة منها، والإشارة الجبرية لمعامل الارتباط تعبر عن نوع

العلاقة (أو جهتها) فإذا كانت الإشارة الجبرية موجبة فهذا يعني أن العلاقة طردية (أي أن ارتفاعاً ما في قيم المتغير

الأول يوافق ارتفاعه في قيم المتغير الثاني)، أما إذا كانت سالبة فذلك يعني أن العلاقة عكسية (أي أن ارتفاعاً ما في

قيم المتغير الأول يوافق انخفاضه في قيم المتغير الثاني). القيمة المطلقة لمعامل الارتباط تعبر عن قوة العلاقة بين

المتغيرين، ويمكن اعتبار العلاقة دالة إحصائياً إذا كانت قيمة مستوى الدلالة أصغر من 0.05 إذا كنا نريد أن

نقرر بمستوى الثقة 95%، وبشكل عام تعتبر العلاقة موجودة إذا تجاوزت القيمة المطلقة لمعامل الارتباط (0.5).

ثالثاً - بالنسبة لمعامل الثبات ألفا كرونباخ Cronbach's Alpha Coefficient:

معامل الثبات ذو قيمة تتراوح بين (0) و (1)، إذ أن قيمة الصفر والقيم القريبة منها تعبر عن عدم وجود ترابط أو انسجام بين البنود أو المتغيرات المدروسة وتعبر القيم القريبة من الواحد الصحيح على الانسجام والترابط الجيد بين البنود أو المتغيرات المدروسة. وبشكل عام يُستخدم معامل ألفا كرونباخ لتحليل الثبات والاتساق الداخلي لأدوات البحث المختلفة Reliability Analysis.

ولمعامل الثبات ألفا كرونباخ أنواع متعددة منها ما يستخدم فيما يسمى بالنماذج المتوازية Parallel Models والتي فيها يكون أحد المتغيرات مقاساً بطريقتين مختلفتين أو من قبل فاحصين اثنين أو أكثر (وهذا النوع هو الذي أُستخدم في الدراسة الحالية)، وبالتالي تكون قيمة الصفر والقيم القريبة منها تعبر عن عدم انسجام بين المتغيرات المدروسة وتعبر القيم القريبة من الواحد الصحيح على الانسجام والتوافق الجيد بين المتغيرات المدروسة (بين الطرائق المدروسة). وبشكل عام يُستخدم معامل ألفا كرونباخ لتحليل الثبات والاتساق الداخلي ومصادقية أدوات البحث المختلفة Reliability Analysis.

رابعاً - حساب معاملات معادلة الانحدار الخطي Linear Regression Model:

معادلة الانحدار الخطي عادة تكون إما بمتغير مستقل وحيد وتكون من الشكل $Y = aX + b$ حيث X هو المتغير المستقل و a و b هي معاملات المعادلة ويكون الشكل البياني للعلاقة في هذه الحالة ممثلاً لشكل مستقيم، ويمكن أن تكون معادلة الانحدار بمتغيرات متعددة أي من الشكل $Y_1 = b_0 + b_1X_1 + b_2X_2 + \dots + b_nX_n + e$ حيث Y_1 هو المتغير التابع الذي يراد حساب تأثير المتغيرات المستقلة عليه، وحيث X_1 و X_2 و X_n هي المتغيرات المستقلة.

أما b_0 و b_1 و b_n و e فتسمى بمعاملات معادلة الانحدار الخطي حيث تعبر قيمة e عن نسبة الخطأ في القياس. المهم أنه يمكن عن طريق حساب معاملات معادلة الانحدار الخطي إيجاد علاقة بين المتغير التابع (قيمة الكثافة العظمية) والمتغير المستقل أو المتغيرات المستقلة (مقدار سرعة الصوت).

وقبل حساب معاملات معادلة الانحدار يجب حساب قيمة معامل التحديد الذي يسمى بـ R square القيم الموافقة و R square عبارة عن قيمة تتراوح بين 0 و 1 وكلما اقتربت القيمة من الواحد الصحيح كان تمثيل معادلة الانحدار الخطي المحسوبة للعلاقة بين المتغيرات قوياً وكلما اقتربت القيمة من الصفر فذلك يعني أنه لا يمكن تفسير التغيرات في المتغير التابع بمعادلة الانحدار الخطي.

يظهر في جدول نتائج اختبار تحليل التباين ANOVA قيمة F وقيمة مستوى الدلالة، ونعتمد على قيمة مستوى الدلالة لتحديد فيما إذا كانت معادلة الانحدار الخطي تمثل العلاقة بين المتغيرات أم لا، فعندما تكون قيمة مستوى الدلالة أصغر من 0.05 فإننا نقرر (عند مستوى الثقة 95%) أن معادلة الانحدار الخطي المحسوبة تمثل العلاقة بين المتغيرات التابعة والمستقلة تمثيلاً صحيحاً والعكس بالعكس (مثال: تم استنتاج أن معادلة الانحدار الخطي تمثل العلاقة بين المتغير التابع المتمثل بقيم الكثافة العظمية والمتغير المستقل المتمثل بقيم سرعة الصوت وبالتالي يمكن حساب معاملات المعادلة الموافقة لأن المعادلة تعبر عن العلاقة بين المتغيرات المدروسة).

يظهر في الجدول الخاص بمعاملات معادلة الانحدار الخطي حقل قيمة المعامل والذي يحتوي على قيم معاملات المعادلة الخطية المحسوبة، وتستخدم قيمة المعامل المحسوب لحساب قيمة مستوى الدلالة الموافق (P-Value أو Significance)، فإذا كانت قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أقل من 0.05 (عندما يكون مستوى الثقة 95%)، فذلك يعني أن المتغير الموافق يمكن أن يدخل كأحد المتغيرات المستقلة في معادلة الانحدار الخطي، وبالتالي فهناك تأثير للمعامل الموافق على المتغير التابع، أما إذا كانت قيمة مستوى الدلالة أصغر من 0.05 فإننا نقرر أن المتغير الموافق ليس له تأثير على المتغير التابع المدروس أو لا يدخل في معادلة الانحدار.

خامساً – بالنسبة لاختبار تحليل التباين أحادي الجانب One-Way ANOVA :

يستخدم اختبار تحليل التباين أحادي الجانب ANOVA للمقارنة في التباين بين أكثر من مجموعتين من القيم عادةً، ونلاحظ في الجداول المرافقة وجود قسمين من الجداول لهذا النوع من الاختبار :

1- **الإحصاءات الوصفية :** وتتضمن وصفاً للمتغيرات الإحصائية المحسوبة والمستخدم في الجدول التالي كالمتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري والحد الأدنى والحد الأعلى.

2- **نتائج اختبار تحليل التباين :** ونجد في هذا النوع من الجداول (قيمة F المحسوبة) وهي القيمة التي من المفترض مقارنتها مع قيمة نظرية توجد في الجداول الإحصائية ووفق درجات الحرية المذكورة في الجدول نفسه (إذا أردنا استخدام الطريقة اليدوية في اتخاذ القرار الإحصائي)، ونجد أيضاً عموداً يحتوي على مجموع المربعات بين المجموعات وداخل المجموعات وفي المجموع، وكل الأعمدة السابقة بالإضافة إلى قيمة F المحسوبة تستخدم لحساب **قيمة مستوى الدلالة** (التي عادة ما تسمى في الكتب الإحصائية أو في برنامج Excel بـ P value-)، وقد تسمى في الكتب والبرامج الأخرى بالدلالة أو Significance، وهي عبارة عن احتمال تساوي المتوسطات). والحقل الذي يحتوي على قيمة مستوى الدلالة هو الحقل الأساس في إقرار وجود فروق دالة إحصائية أم لا، فعندما نعلم مستوى الثقة 95% (وهذا هو المستوى الذي عادة ما يأخذ به الإحصائيون والباحثون وهو المعتمد في البحث الحالي)، فإننا ننظر في قيمة مستوى الدلالة هذا، فإذا كان يساوي أو أقل من 0.05 فإننا نقرر عدم تحقق الفرضية (فرضية العدم، أي عدم وجود فروق دالة بين المتوسطات)، ونقرر وجود الفروق الإحصائية بين اثنتين على الأقل من المجموعات المدروسة على الأقل، والعكس بالعكس.

سادساً – بالنسبة لطريقة Bonferroni لإجراء المقارنات الثنائية بين المتوسطات :

وهي عبارة عن طريقة للمقارنة الثنائية بين المجموعات المدروسة (أي للمقارنة بين كل زوج من متوسطات المتغير المدروس على حدة)، وتعتبر اختباراً **بعدياً** يلي اختبار تحليل التباين ANOVA في حال تم رفض فرضية العدم المختبرة فيه لاكتشاف أي من المتوسطات يختلف اختلافاً جوهرياً عن المتوسطات الأخرى. وهو يعتمد من حيث

المبدأ على اختبار T ستيودنت المعروف ولكن مع إدخال عامل تصحيح (وعامل التصحيح يساوي عدد المقارنات الثنائية المجرأة) نظراً لأن المقارنة تتم بين أكثر من مجموعتين اثنتين في الاختبار الذي يسبقه (أي اختبار تحليل التباين ANOVA).

سابعاً - بالنسبة للبيانات والنتائج التفصيلية للدراسة وتوزيعها:

- قد تظهر في بعض الجداول الخاصة بالاختبارات القيمة (0.000) كقيمة مستوى الدلالة المحسوبة، والرقم الظاهر لا يعني أن قيمة مستوى الدلالة هي الصفر وإنما قيمة موجبة صغيرة جداً إذا قُرِبت إلى أقرب ثلاث خانوات بعد الفاصلة تصبح صفراً.
- في بعض الجداول وردت عبارة "توجد فروق دالة" (تحتها خط منقط)، وهذا يعني أن الفروق الموجودة دالة فقط عند مستوى الثقة 95%، وهي غير دالة عند مستوى الثقة 99%، أي أن القرار الإحصائي المتخذ في الفقرات الموافقة يختلف باختلاف مستوى الثقة المعتمد في الدراسة، فلو اعتمدنا مستوى الثقة 99% يصبح القرار الإحصائي "لا توجد فروق دالة".
- تم التأكد من توزيع كل من المتغيرات المدروسة وفقاً للمنحنى الطبيعي (وهو أحد شروط استخدام اختبار T ستيودنت واختبار تحليل التباين ANOVA) باستخدام اختبار Kolmogorov-Smirnov.



الرقم: ٢٨٤ / ص

التاريخ: ٢٠١٤/٢/١٧

السيد الأستاذ الدكتور نائب رئيس جامعة دمشق لشؤون البحث العلمي والدراسات العليا

تقدم السيد وليد سليمان طالب الدكتوراه في كلية طب الأسنان جامعة دمشق ببحث
للتنشر في مجلة جامعة دمشق وهو بحث أصيل بعنوان:



« تقييم مصداقية برامج مختلفة لقياس الكثافة الشعاعية العظمية بمعايرتها
بالتصوير الطبقي ذي الحزمة المخروطية »

بإشراف الأستاذ الدكتور عمار مشلح ومشاركة الدكتور محمد إياد الحفار
وتم تحكيمه وقبوله للنشر.

رئيس تحرير

مجلة جامعة دمشق للعلوم الصحية

الأستاذ الدكتور محمد إياد الشطي





الرقم: ٦٨١ / ص

التاريخ: ٢٠١٤/٤/٩

السيد الأستاذ الدكتور نائب رئيس جامعة دمشق لشؤون البحث العلمي والدراسات العليا

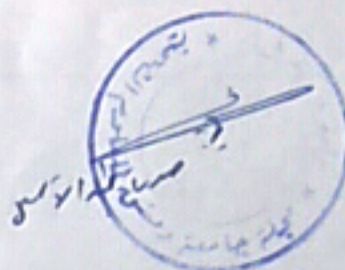
تقدم السيد وليد سليمان طالب الدكتوراه في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق ببحث
للتنشر في مجلة جامعة دمشق وهو بحث أصيل بعنوان:

« قياس سرعة الصوت لتقييم نوعية العظم قبل الزرع
السنّي في الفك العلوي »

بإشراف الأستاذ الدكتور عمار مشلح ومشاركة الأستاذ المساعد الدكتور محمد إياد الحفار
وتم تحكيمه وقبوله للنشر.

رئيس تحرير
مجلة جامعة دمشق للعلوم الصحية

الأستاذ الدكتور محمد إياد الشطي



بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

الجمهورية العربية السورية
جامعة إرب

عمادة الدراسات العليا والبحث العلمي
الإدارة العامة للبحث العلمي
مجلة الباحث الجامعي



قبول نشر

الأخوة/ وليد سليمان

د/ عمار مشلح

د/ محمد إياد

المحترمون

بعد التحية والتقدير،،،

يسر هيئة تحرير مجلة الباحث الجامعي أن تبلغكم بقبول بحثكم الموسوم بـ :
تأثير التطبيق الموضوعي لمادة الـ Simvastatin على شفاء الطعم
العظمي ثنائي الفوسفات (BCP)
(دراسة شكلية نسيجية على حيوان التجربة)

وسيتم النشر في الإصدار القادمة من المجلة.

وتقبلوا خالص التحية والتقدير،،،

أ.د/ عبد الله محمد الفلاحي

عميد الدراسات العليا والبحث العلمي



الأستاذ علي علوي

مدير عام البحث العلمي

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

الجمهورية العربية السورية
جامعة إب

عمادة الدراسات العليا والبحث العلمي
الإدارة العامة للبحث العلمي
مجلة الباحث الجامعي



قبول نشر

الأخوة/ وليد سليمان

د/ عمار مشلح

د/ محمود عبدالحق

د/ محمد إياد

المحترمون

بعد التحية والتقدير،،

يسر هيئة تحرير مجلة الباحث الجامعي أن تبلغكم بقبول بحثكم الموسوم بـ :
(التصوير الشعاعي الذروي الكمي كتقنية بسيطة لتقييم كثافة العظم السنخي
قبل إجراء الزرع السني)

وسيتم النشر في الإصدار القادمة من المجلة.

وتقبلوا خالص التحية والتقدير،،

أ.د/ عبد الله محمد الفلاح

عميد الدراسات العليا والبحث العلمي



أ.هاشم علي علوي

مدير عام البحث العلمي

