

A Comparison Between Landmark Identification On 2D Frontal Radiograph and 3D rendered volumes From CBCT Scans

Dr. Abdulkarim Hasan*

(Received 18 / 7 / 2017. Accepted 31 / 7 / 2017)

□ ABSTRACT □

The cone-beam computed tomography (CBCT) provided the chance to the practitioners to generate three dimensions volumes using personal computer's programs .

The quick spread of this available technology will doubtless widens the 3d imaging in orthodontics.

It is not clear whether these volumes give the similar amount of accuracy when compared to the two-dimensional projections of the same scanning.

The aim of this research is to investigate the differences between the measurements on the reconstructed size of the CBCT Scans and the traditional method of determining measurements on two-dimensional images in the measurements taken on the frontal image. Under the circumstances of this research, there was a statistical difference in one variable out of three variables included in the research

Key words: cone-beam computed tomography (CBCT), the three dimensions, two-dimensional imaging projections,

*Assistant Professor , Faculty of Dentistry, Tishreen University, Lattakia, Syria.

مقارنة بين تحديد النقاط المرجعية على الصورة الجبهية ثنائية البعد والحجم ثلاثي الأبعاد المأخوذين من المسح الطبقي المحوسب المخروطي

الدكتور عبد الكريم حسن*

(تاريخ الإيداع 18 / 7 / 2017. قُبِلَ للنشر في 31 / 7 / 2017)

□ ملخص □

أعطت تقنية المسح الطبقي المحوسب المخروطي للممارسين السريريين الفرصة لتوليد حجوم ثلاثية الأبعاد باستخدام برامج حاسوبية شخصية. انتشار هذه التكنولوجيا المتاحة بسرعة سيوسع بلا شك استخدام التصوير الشعاعي ثلاثي الأبعاد في مجال تقويم الأسنان. من غير الواضح إن كانت هذه الحجوم تعطي المقدار المشابه من الدقة عند مقارنتها بالمساقط ثنائية البعد لنفس المسح. هدف هذا البحث هو تقصي وجود فروق بين إجراء القياسات على الحجم المعاد بناؤه من المسح الطبقي المحوسب المخروطي والطريقة التقليدية في تحديد القياسات على الصور ثنائية البعد وذلك في القياسات المأخوذة على الصورة الجبهية. ضمن ظروف هذا البحث كان هناك فرق إحصائي عند متغير واحد من أصل ثلاث متغيرات شملها البحث.

الكلمات المفتاحية: المسح الطبقي المحوسب المخروطي، التصوير الشعاعي ثلاثي الأبعاد، الصور ثنائية البعد على الصورة الجبهية

* مدرس ، قسم تقويم الأسنان و الفكين، كلية طب الأسنان، جامعة تشرين، اللاذقية ،سورية.

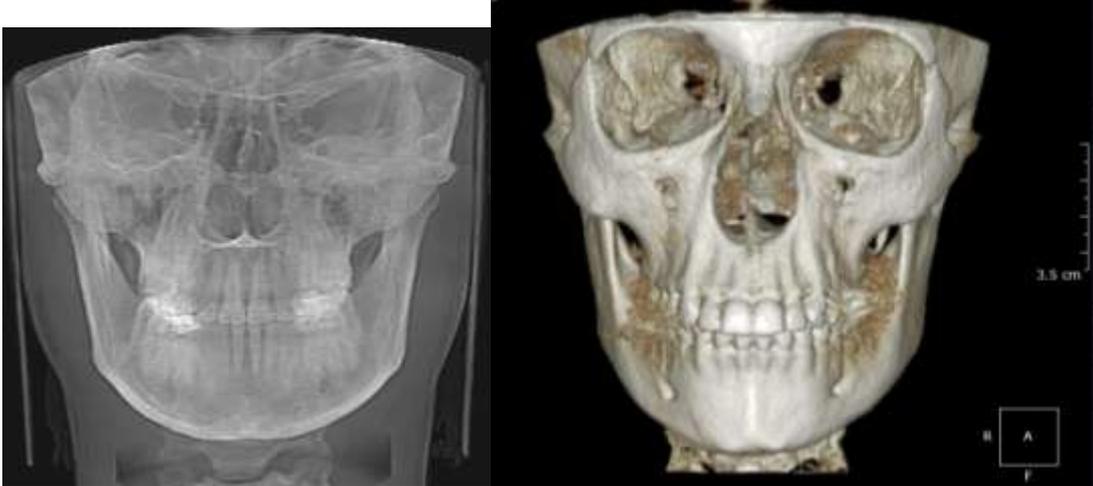
مقدمة:

غطى التقدم التقني في مجال التصوير نواحي القصور الموجودة في تقنيات التصوير الشعاعي ثنائية البعد. ومنذ ظهورها في عام 1998 زاد استخدام تقنية المسح الطبقي المحوسب المخروطي (CBCT) في مجال تقويم الأسنان والاختصاصات الأخرى. على الرغم من أن المعطيات الحجمية ثلاثية الأبعاد زودت الباحثين والممارسين بمعلومات قيمة جديدة، فإنه لا يوجد إجماع فيما يخص قيمتها التشخيصية الفعلية عند المجيء للاحية اتخاذ القرارات العلاجية⁽¹⁾. معظم الممارسين السريريين يدعمون استخدام الـ CBCT لحالات معينة مثل الانطمارات، اللاتناظرات الهيكلية، امتصاص الجذور، ومشاكل المجرى الهوائي حيث تقنيات التصوير التقليدية لن تؤمن المعطيات التشخيصية الكافية⁽²⁾، لكنهم يرفضون استخدامها بشكل روتيني نظراً لنسبة التشعيع الزائدة. الجرعة الفعالة من أجل مسوحات الـ CBCT يمكن أن تتراوح بين 1073 - 36.3 mSv اعتماداً على حجم الفوكسل وإعدادات حقل الرؤية وهي أعلى بعدة مرات مقارنة بتلك في التصوير البانورامي القياسي⁽³⁻⁷⁾.

تؤمن الصورة الجبهية معلومات هامة فيما يخص اللاتناظر وعرض الفكين وبذلك يمكن أن تكون مفيدة جداً في الخطط العلاجية للحالات الجراحية. على كل حال فإن العديد من الإجراءات العلاجية التقويمية تواجه بظروف لا يمكن تقييمها بشكل كاف عبر الصور الشعاعية التقليدية ثنائية البعد فعلى سبيل المثال العديد من العلاقات في المركب القحفي الوجهي مثل: تموضع اللقم الفكية في الحفرة المفصالية بالنسبة لمستوي الإطباق، وعلاقة شدوذات المجرى الهوائي مع الصفات الشكلية القحفية الوجهية لا يمكن تقييمها بمقاربات التصوير التقليدي وبعد ذلك أتت تقنية المسح الطبقي المحوسب متعدد الشرائح وسيلة مسهلة في الممارسة السنية في العقود الأخيرة واستبدلت بعد فترة بالمسح الطبقي المحوسب المخروطي والذي يعرض المريض لجرعة إشعاعية أقل⁽⁸⁾.

قارنت بعض الدراسات بين الصور الجبهية التقليدية والصور الجبهية المشتقة من المسح الطبقي المخروطي المحوسب. معظمها تقصى هذا الموضوع عبر تصوير الجماجم البشرية بالطريقتين المذكورتين ثم المقارنة. لكن على أي حال فإن الصور المأخوذة للجماجم البشرية لم تظهر التشوه الناتج عن النسيج الرخوة والذي سنتعامل معه عند تصوير المرضى ذوي الشذوذات لوضع الخطط العلاجية لهم⁽⁸⁻¹²⁾.

بهدف تحييد الأخطاء الناتجة عن التصوير الشعاعي التقليدي ويهدف عدم تعريض المرضى لإشعاع زائد ويهدف التحكم الكامل بطريقة توجيه الرأس وتوحيد ذلك بين أفراد العينة اتبعنا طريقة أخرى في هذه الدراسة عبر المقارنة بين تحديد النقاط على الحجم ثلاثي الأبعاد وبين الصورة المشتقة من ذلك الحجم بحيث يبقى المتغير المدروس هو طريقة تحديد النقاط لأخذ القياسات (صورة رقم 1).



الصورة 1: الفرق بين الصورة الجبهية ثنائية البعد المشتقة من مسح الـ CBCT وبين الحجم ثلاثي الأبعاد المعاد بناؤه من نفس المسح.

طرائق البحث ومواده:

عينة مؤلفة من 30 مسح CBCT تم إجراؤهم لأهداف غير هذا البحث. وجهنا الرأس بواسطة البرنامج الحاسوبي بحيث يكون مستوي فرانكفورت سهماً موازٍ للأفق وجبياً بحيث يكون الخط الواصل بين النقطتين تحت الحجاج موازٍ أيضاً للأفق والعمود على هذا الخط من النقطة Nasion (تقاطع الدرز بين عظمي الأنف مع الدرز الأنفي الجبهي) بديهياً عمودي على المستوي الأفقي.

البرنامج المستخدم هو

OnDemand 3D App 1.0.10.5385(Cybermed Inc., Seoul, South Korea)

منصّب على

windows 7 64bit(Microsoft, Redmond, Wash).

اخترنا ست نقاط نقاط مرجعية لتحديدها وبالتالي ثلاثة مستويات لقياس مقدار التوازي فيما بينها. أجرينا تحديد المستويات بطريقتين الأولى بعد تحديد النقاط المرجعية مباشرة على الحجم ثلاثي البعد (الجمجمة المعاد بناؤها من المسح ثلاثي البعد) أي ترسيم ثلاثي الأبعاد باستخدام نفس البرنامج المذكور ومن ثم حفظنا النتائج. الطريقة الثانية باشتقاق صورة جبهية ثنائية البعد من معطيات المسح ومن ثم تصديرها بصيغة DICOM إلى برنامج حاسوبي تقليدي للترسيم ثنائي البعد وهو (dHAL Software, Kifissia, Greece) Viewbox Version 4.0.1.7. ومن ثم تحديد النقاط على الصورة ثنائية البعد المشتقة وقياس الزوايا بين المستويات.

في كل جلسة ترسيم قمنا بترسيم خمس صور فقط منعاً للإرهاق.

قارنا بين نتائج القياسات باستخدام الطريقتين لتقصي وجود أثر لتقنية الترسيم (تحديد النقاط) على نتائج القياسات في المستوى الجبهي.

الموافقة الأخلاقية على هذا البحث لم تكن مطلوبة كونه دراسة راجعة لأرشيف سابق لم يعمل خصيصاً بهدف

هذا البحث.

معلومات التصوير الشعاعي:

- دقة المسح : 0.25x0.25x0.5 mm

- أبعاد المسح: 580x580x269 mm

- شدة تيار مصدر الأشعة: 15 mA

- توتر مصدر الأشعة: 85 KVp

النقاط المستخدمة هي :

- FZI: النقطة الأكثر وحشية في الدرز الجبهي الوجيه الأيسر.

- FZr: النقطة الأكثر وحشية في الدرز الجبهي الوجيه الأيمن.

- ORI: النقطة تحت الحجاج اليسرى.

- ORr: النقطة تحت الحجاج اليمينى.

- GOI: زاوية الفك السفلي اليسرى.

- GOr: زاوية الفك السفلي اليمينى.

- Nasion: تقاطع الدرز بين عظمي الأنف مع الدرز الأنفي الجبهي

- المستويات المستخدمة:

- FZ Line: المستوي الواصل بين FZI ، FZr .

- OR Line: المستوي الواصل بين ORI ، ORr .

- GO Line: المستوي الواصل بين GOI ، GOr .

ومن ثم حسبنا الزاوية بين كل مستويين .

الدراسة الإحصائية:

استخدمنا برنامج (Microsoft Excel 2016 (Microsoft, Redmond, Wash) حيث صدرنا كل القياسات

المأخوذة من برنامجي الترسيم ثنائي وثلاثي البعد ودمجنا النتائج في الجدول 1 .

قمنا بإجراء اختبار Paired t-tests لتقصي الفروقات. وذلك بعد إجراء اختبار Kolmogorov-Smirnov

للتأكد من التوزع الطبيعي. لقياس الخطأ الشخصي قمنا بإعادة الترسيمات بعد شهر من آخر جلسة ترسيم سابقة وذلك

باستخدام معامل بيرسون.

النتائج والمناقشة:

الموثوقية الشخصية لدقة الترسيم كانت مقبولة في كلا الطريقتين ثلاثية البعد وثنائية البعد (على التوالي

$r=0.96$ ، $r=0.98$) . يظهر الجدول 1 قيم القياسات ونتائج اختبار t.test لمتوسطات تلك القيم. أظهر التحليل

الإحصائي وجود اعتبار إحصائي للفروق عند متغير واحد فقط وهو الزاوية بين المستوي الواصل بين النقطتين تحت

الحجاج مع المستوي الواصل بين نقطتي زاويتي الفك السفلي حيث كانت $p \text{ value} < 0.05$.

الجدول 1 : مقدار الزاوية بين كل مستويين في كل طريقة ترسيم 2D أو 3D .

FH - GO 2d	FH-GO LINE 3d	FZ - FH 2d	FH-FZ LINE 3d	FZ - GO 2d	FZ LINE-GO LINE 3d
2.4	1.3	0.2	0.58	2.5	0.73
0	0.87	0.8	0.82	0.8	1.69
0.6	2.54	0.8	0.79	0.2	1.75
1.2	1.93	1.7	0.28	0.6	2.21
1.8	1.56	1.1	0.55	0.7	1
0.7	1.28	0.7	1.41	1.5	0.13
1.3	4.42	0	0.86	1.3	3.56
0.1	0.32	1.1	0	0.9	0.32
0.3	0.92	0.3	0.54	0.6	1.46
0	2.11	0.6	0	0.6	2.11
1.2	1.17	0	0	1.2	1.17
0.2	0.29	1.4	0	1.1	0.29
0	1.5	0.6	0.29	0.5	1.21
1.9	2.98	1	0.54	2.9	3.52
0.8	0.55	0.8	0.26	0	0.29
0.5	0.98	0.4	0.84	0.9	0.14
1.1	2.53	1	0.29	2.1	2.82
7.5	6.87	0.4	0.52	7.1	6.35
0.3	1.52	0	0.56	0.3	2.09
0.1	0.58	0.2	0.83	0	0.25
0.3	0.59	0.56	0.6	0.5	0.35
0.7	0.23	0.25	0.9	2.7	1.6
0.9	1.35	0.82	0.7	1.14	1
0.1	0.9	1.8	1.6	0.41	0.93
1.2	0.76	0.2	0.3	0.3	0.58
1	1.2	1.11	0.9	0	0.4
0.4	0	0.94	1.1	0.9	0.13
0.66	0.9	2.1	1.6	0.4	1
0.98	0.93	0.99	0.6	1.1	2
0.5	0.32	0.24	0.5	0.3	0.45
t.test = 0.00299		t.test = 0.15276		t.test = 0.07210	

المناقشة:

لقد وجدنا أنه من أصل ثلاث متغيرات، متغير واحد فقط كان له الفرق بين تقنيتي الترسيم إحصائياً وهو الزاوية بين المستوي الواصل بين النقطتين تحت الحجاج مع المستوي الواصل بين زاويتي الفك السفلي. هناك عدة اعتبارات يجب أخذها بعين الاعتبار عند المقارنة مع الدراسات السابقة أولها أن أغلب تلك الدراسات قاست الجماجم الجافة بينما إجراء القياسات على المسوح المأخوذة لمرضى سينتأثر بنقص نوعية الصورة الناتج عن التشوهات المعدنية وحركة المريض وعن تخفيف النسيج الرخوة Soft - tissue attenuation) رغم أن بعض تلك الدراسات اقترح وضع بالونات مائية في الحفر القحفية لمحاكاة النسيج الرخوة لكن عدم محاكاة تخفيف النسيج الرخوة المحيطية بقي يعطي دقة أكبر في تحديد النقاط من تلك المسوح المأخوذة لمرضى والتي استخدمناها في بحثنا⁽¹⁴⁾. الاختلافات في طريقة المسح مثل حجم الفوكسل يمكن ان يؤثر أيضاً في دقة القياسات⁽¹⁴⁾. هناك أيضاً بعض المحدوديات عند استخدام الصور ثلاثية الأبعاد من مسوح الـ CBCT . يتأثر البناء الحجمي ثلاثي البعد بالتجزئة أو القيم العنبية للعظم وإخماد النسيج الرخوة المحيطة بالبنية المراد تجزئتها أو دراستها (إخفاء النسيج الرخوة). يعتمد هذا الأمر على خوارزمية البرنامج الحاسوبي، دقة المسح المكانية ومقدار التباين، ثخانة ودرجة تكلس أو سماكة القشرة للبنى العظمية، والخبرة التقنية للممارس. هذه المحدوديات يمكن أن تظهر على شكل عيوب أو

فراغات (فجوات) في سطوح الصورة. وهذا يحدث في الأماكن التي تتمثل بعدد ضئيل من الفوكسل أو تتمثل بلون رمادي ما زال يمثل العظم لكنه خارج حدود العتبات المقررة. ومن تلك المناطق الجدران الخلفية والأمامية العلوية للجيب الفكي العلوي، العظم المغطي للأفواس السنية والعظم القشري للقامة الفكية. وهذا بالتالي سيقود لخطأ أكبر في تحديد النقاط المرجعية وخطأ لاحق في القياسات. من النقاط المرجعية التي يمكن أن تتأثر بالتجزئة غير الدقيقة مثلاً شوك الأنف الأمامي والخلف والنقاط اللقمية إلخ⁽¹⁴⁾ (صورة 2، 4).

في هذا البحث اخترنا القيم العتبية بحيث تكون بين القيمتين 200-400 عند بناء الحجم ثلاثي الأبعاد حيث أعطت هذه القيمة أكثر استمرارية ممكنة لسطوح العظمية المراد تعيين النقاط عليها مع أقل ظهور ممكن للنسج الرخوة. (صورة 3).

لاحظنا في هذا البحث أن النقطة المرجعية الواحدة يمكن تحديدها على الحجم ثلاثي الأبعاد من أكثر من منظور بينما في الصور التقليدية ثنائية البعد تحدد النقاط من منظور واحد. (صورة 5).

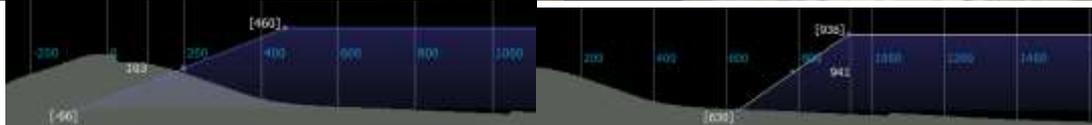
أيضاً في بعض الأحيان هناك اختلافات شخصية في سطوح العظم المتماثلة بين الجهة اليمنى واليسرى تظهر عند معاينته بشكل مجسم وربما لن يظهر ذلك في الصور التقليدية. هذا أيضاً يمكن أن يسبب اختلافاً عند تحديد النقاط اليمنى واليسرى. (صورة 6، 7).



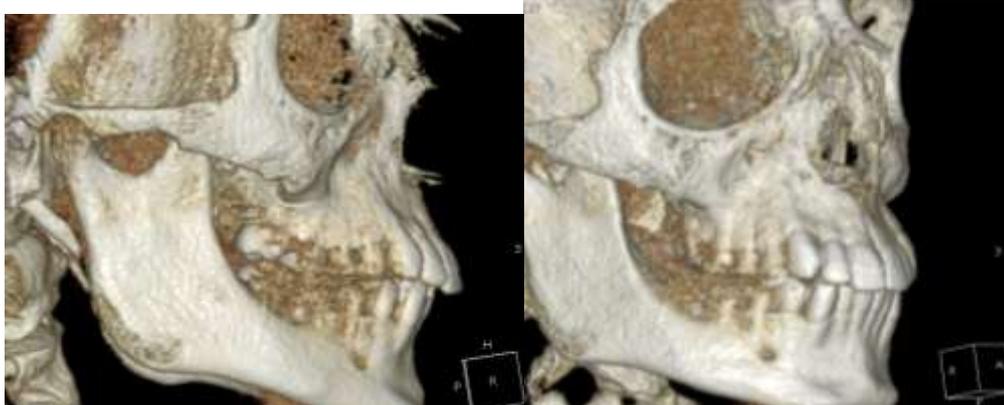
صورة 2: البناء الحجمي ثلاثي الأبعاد وفق الكثافة التلقائية التي يعطيها البرنامج. لاحظ التشوه والفراغات في السطوح العظمية.



صورة 3: البناء الحجمي ثلاثي الأبعاد لنفس المريض السابق وفق الكثافة المستخدمة في هذا البحث. لاحظ استمرارية المسطوح العظمية في المنطقة تحت الحجاج مع ظهور أقل مقدار من النسيج الرخوة.



صورة 4: أمثلة أخرى توضح اختلاف نواتج البناء عند اختلاف قيم الكثافات المعطاة للبرنامج.





صورة 5: إمكانية تحديد النقطة **Orbital** من أكثر من منظور. بالإضافة لاتجاهات محددة مسبقاً يقدمها البرنامج بعد أن يتم توجيه الرأس.



صورة 6: الاختلاف بين سطوح زاويتي الفك السفلي عند نفس المريض. هذه المعلومات لاتظهر بهذا الشكل في الصورة ثنائية البعد ولها تأثير على تحديد النقاط المرجعية في هذا المكان.



صورة 7: الصورة ثنائية البعد لنفس المريض في الصورة 6 .

حسب Metin فإن وضعية المريض أثناء تصوير الصورة الجبهة التقليدية حساس جداً لأن دوران الرأس يمكن أن ينتج عنه اختلافات في القياسات، ولأن جهاز CBCT لا يتضمن سيفالوستات فيجب أن يكون هناك عناية زائدة لتوضع المريض في الجهاز⁽⁸⁾. اقترح van vlijmen استخدام حزمة ضوئية خارجية لذلك بحيث يتم منع الميلان غير المرغوب للرأس^(10 ، 11). على أية حال فإن إعادة توجيه الرأس يمكن أن تتم باستخدام البرنامج الحاسوبي وفق قواعد ثابتة وهذا ما تم استخدامه في هذه الدراسة لدى جميع أفراد العينة.

على الرغم من أن بعض الأنظمة البرمجية حالياً تقدم جزءاً منها ثلاثي الأبعاد خاص للمعالجات التقويمية فإن أيّاً منها لم يتم تقييمه أو اختباره. لا يمكن افتراض نتيجة أن دراسة ما أخذت قياس على مسح CBCT باستخدام جهاز وبرنامج ما أن نتائجها يمكن أن تعمم لكل الأجهزة والبرمجيات الأخرى حيث يمكن أن تختلف فيما بينها⁽¹³⁾. القياسات المركبة تتطلب أن يتم تحديد النقطة المرجعية عدة مرات ويمكن أن يكون ذلك مصدراً مصدرًا للخطأ ويمكن تجنب ذلك في حال كان البرنامج يتضمن جزءاً خاصاً بالمعالجة التقويمية حيث يتم تحديد النقطة المرجعية مرة واحدة ويقوم البرنامج بحساب كل القياسات المتعلقة بها⁽¹³⁾. البرنامج المستخدم في هذه الدراسة ينتمي إلى هذه الفئة من البرامج.

بحسب Grauer وزملائه⁽¹⁵⁾ فإن حساب القياسات في الصور الحجمية ثلاثية الأبعاد بعيداً عن صور المساقط في كل مستوي ثنائي البعد (2D MPR images) ينتج عنه خطأ نتيجة الصعوبة المتضمنة في تحديد النقطة المرجعية في الفراغ ثلاثي الأبعاد والدقة من المستخدم الذي أدخل القيم العتبية (الحدية) من أجل بناء المثال المجسم ثلاثي الأبعاد (أي التجزئة Segmentation). استخدام الأمثلة المجسمة ثلاثية الأبعاد يمكن أن يكون كافياً من أجل التقييم النوعي qualitative assessment (مثل المطابقة superimposition)⁽¹³⁾.

دقة المسح المأخوذة في هذه الدراسة كانت أكبر من كثير من الدراسات السابقة حيث وصلت سماكة الشريحة الواحدة إلى 0.25 mm . والجزء المخصص من البرنامج الحاسوبي للمعالجة التقويمية قد تم استخدامه لأهداف متعددة في المجال الطبي الحيوي والبحثي في العديد من الدراسات والمراجع المعروفة في مجال تقويم الأسنان⁽¹⁶⁾. أشار McNamara وزملائه في دراسة مشابهة عن الصور السيفالومترية إلى أن الاختلافات في القيم بين الصورة ثنائية البعد والحجم ثلاثي الأبعاد يمكن أن يكون نتيجة التشوه والتكبير الحاصلين عند الحديث عن الصورة ثنائية البعد مقارنة بالحجم ثلاثي الأبعاد. إلا في حال كان التشوه يعاوض نسبة التكبير. إن فهمنا لكيفية تشوه الصورة من أجل كل قياس يمكن ان يساعدا لتطوير سبل لتصحيح هذه التشوهات واستخلاص قيم طبيعية من أجل القياسات ثلاثية الأبعاد بناءً على القيم الطبيعية الموجودة مسبقاً⁽¹³⁾.

الاستنتاجات والتوصيات:

الاستنتاجات

- 1- يوجد اختلافات بين القياسات المأخوذة من الصورة ثنائية البعد عن القياسات المأخوذة من الصور الحجمية ثلاثية الأبعاد.
- 2- من أجل التحديد الأدق للنقاط لا بد من إجراء قياس ثالث على الجماجم الحقيقية مباشرة.
- 3- تحديد النقاط المرجعية على الصورة الحجمية ثلاثية الأبعاد يتضمن عوامل غير مضبوطة منها ما هو تقني حاسوبي ومنها ما هو متعلق بالممارسة.

التوصيات:

- 1- إيجاد معايير موحدة للتصوير الطبقي المحوسب المخروطي الذي سيستخدم من أجل الترسيم في تقويم الأسنان والفكين من حيث حجم الفوكسل وثمانية الشرائح وكل ما يتعلق بالبناء الحجمي ثلاثي الأبعاد واستمرارية ونوعية سطوح الصورة المستخدمة.
- 2- إعادة صياغة تعاريف واضحة للنقاط التي ستستخدم في ترسيم الصور الحجمية ثلاثية الأبعاد بالإضافة للمنظور الذي سيتم منه تحديد موقع كل نقطة.
- 3- من أجل الأبحاث طويلة الأمد التي تتضمن تسجيلاتها الأولية صور جبهية تقليدية ثنائية البعد لا بد من أن تكون التسجيلات والترسيمات اللاحقة بنفس الطريقة.
- 4- ضرورة استخدام برامج حاسوبية تتضمن نافذة خاصة بالمعالجات التقويمية والترسيم ثلاثي الأبعاد تجنباً لتحديد النقطة المرجعية أكثر من مرة من أجل كل قياس.

المراجع:

1. Halazonetis DJ. Cone-beam computed tomography is not the imaging technique of choice for comprehensive orthodontic assessment. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012 . 141:403–405–407.
2. Kapila S, Conley RS, Harrell WE. The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. Dentomaxillofac Radiol. 2010 . 40:24–34.
3. Moonyoung Lee, Kanavakisb, Georgios R. Matthew Miner , Newly defined landmarks for a three-dimensionally based cephalometric analysis: A retrospective cone-beam computed tomography scan review, Angle Orthodontist, Vol 85, No 1, 2015.
4. Gru`nheid T, Kolbeck Schieck JR, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012 . 141:436–443.
5. Ludlow J. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. Dentomaxillofac Radiol. 2006 . 35:219–226.
6. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2008 . 106:106–114.
7. Silva MAG, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008 . 133:640.e1–640.e5.
8. Metin Nur, et al. Conventional frontal radiographs compared with frontal radiographs obtained from cone beam computed tomography. Angle Orthodontist, Vol 82, No 4, 2012.
9. Chidiac JJ, Shofer FS, Al-Kutoub A, Laster LL, Ghafari J. Comparison of CT scanograms and cephalometric radiographs in craniofacial imaging. Orthod Craniofac Res. 2002 . 5:104–113.
10. van Vlijmen OJ, Berge SJ, Bronkhorst EM, Swennen GR, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. A comparison of frontal radiographs obtained from cone beam CT scans and conventional frontal radiographs of human skulls. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009 . 38:773–778.

11. van Vlijmen OJ, et al. A comparison between twodimensional and three-dimensional cephalometry on frontal radiographs and on cone beam computed tomography scans of human skulls. *Eur J Oral Sci.* 2009;117:300–305.
12. Damstra J, Fourie Z, Ren Y. Evaluation and comparison of postero-anterior cephalograms and cone-beam computed tomography images for the detection of mandibular asymmetry. *Eur J Orthod.* 2011 .March 31. [Epub ahead of print].
13. Bruno Frazza Gribela, Diogo Campos; Jr, James A. McNamara; Flavio Ricardo Manzi, Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateralcephalometry and 3D measurements on CBCT scans.*Angle Orthodontist, Vol 81, N1, 2011.*
14. Danielle R. Periagoa, et al. Linear Accuracy and Reliability of Cone Beam CT Derived 3-Dimensional Images Constructed Using an Orthodontic Volumetric Rendering Program.*Angle Orthodontist, Vol 78, No 3, 2008.*
15. Grauer D, Cevidanes LS, Proffit WR. Working with DICOM craniofacial images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 .136:460–470.
16. *Orthodontics: Current Principles And Techniques, Sixth Edition.*2017, Isbn: 978-0-323-37832-1 , by Elsevier, Inc.