

## دراسة مخبرية حول تأثير الشكل ثنائي الحلزنة والقطر على الثبات الأولي للزريعات التقويمية

الدكتور فادي خليل\*  
عصام مظهر بايرلي\*\*

(تاريخ الإيداع 10 / 6 / 2014. قُبِلَ للنشر في 20 / 8 / 2014)

### □ ملخص □

تهدف هذه الدراسة إلى تحديد تأثير قطر وتصميم الزريعة على الثبات الأولي بشكل منفرد لكل متغير وبشكل مشترك وتحديد الشكل والقطر الأمثل القابل للاستخدام بالنسبة للزريعات والذي يعطي أفضل ثبات. تتألف العينة من 24 زريعة مصنوعة من خليطة (Ti-6Al-4V) لها شكلان عادي وشكل معدل إذ تكون الحلزونات في الجزء العنقي للزريعة مايكرو مترية أي متقاربة إلى نصف المسافة بين الحلزونات العادية بطول (7 ملم) وأقطار (1,6-1,8 ملم). تم تقسيم الاختبار إلى ثلاثة أقسام: قياس عزم فتل الإدخال الأعظمي Maximum Insertion Torque (MIT). إجراء اختبار Periotest. قياس عزم فتل الإخراج الأعظمي Maximum Removal Torque (MRT). أظهرت النتائج أن قيم عزم فتل الإدخال والإخراج الأعظمي كانت أكبر وقيم ال Periotest كانت أصغر في الشكل المعدل والقطر 1.8 ملم بدلالة إحصائية مهمة منها في الشكل العادي والقطر 1.6 ملم  $P < (0.01)$ .

الكلمات المفتاحية: زريعة - زرعة - عزم فتل - ثنائي الحلزنة.

\* مدرس - رئيس قسم تقويم الأسنان والفكين - كلية طب الأسنان - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية.  
\*\* طالب دراسات عليا (ماجستير) - قسم تقويم الأسنان والفكين - كلية طب الأسنان - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية.

## **In Vitro Study about the Effect of Dual-Thread and Diameter on the Orthodontic Miniscrews Primary Stability**

**Dr. Fadi Khalil\***  
**Issam Mazhar Bayerly\*\***

**(Received 10 / 6 / 2014. Accepted 20 / 8 / 2014)**

### **□ ABSTRACT □**

The aim of the study was to determine the effect of Dual-Thread and diameter on the orthodontic miniscrew primary stability, and define the best shape and diameter of miniscrew can be used to give the best stability.

The study sample consisted of (24) orthodontic miniscrews made of (Ti-6Al-4V) alloy with 2 shapes (regular and Dual-Thread), and 2 diameters (1.6, 1.8mm). The experiment has been divided into 3 tests: measuring the maximum insertion torque, the Periotest value, the maximum removal torque.

The results showed that the maximum insertion and removal torque were statistically higher while the Periotest values were statistically lower when using the Dual-Thread and the diameter of 1.8 mm than the regular shape and the diameter of 1.6 mm ( $P > 0.01$ ).

**Key Words:** Miniscrew – Implant – Torque – Dual-Thread.

---

\*Assistant Professor, Head of the Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Tishreen University, Lattakia, Syria.

\*\*Postgraduate Student, Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Tishreen University, Lattakia, Syria.

## مقدمة:

شكل الدعم تحدياً كبيراً في تقويم الأسنان منذ تقديم الأجهزة الثابتة. إذ إن الحركة التقويمية للسن كانت تدعم من قبل مجموعة كبيرة من الأسنان لكي تقلل تغير المكان المرغوب للأسنان الداعمة. يصبح الدعم الكافي صعباً عندما تكون الأسنان الخلفية مفقودة. يمكن أن تستخدم الأجهزة الإضافية داخل وخارج الفموية لتساعد الحركة، ولكن فعالية هذه الوسائل تعتمد على مستوى تعاون المريض (1).

ظهرت الزرعات التيتانية التقليدية كبديل ممتاز لمنهجيات الدعم التقويمية التقليدية، بشكل خاص عندما تكون عناصر الدعم السني عاجزة كما ونوعاً (2).

إن دخول أجهزة الدعم الهيكلية مجال تقويم الأسنان السريري مكن اختصاصي تقويم الأسنان من التغلب على العديد من الصعوبات التي تواجههم خلال المعالجة التقويمية كالسيطرة على الدعم و الحاجة لتعاون المريض وفقدان الأسنان الخلفية (3,4).

لاحظ Branemark وزملاؤه التقبل الحيوي لزرعات التيتانيوم في النسيج العظمي. وأظهرت فحوصات المجهر الضوئي وجود اتصال عظم -زرعة ؛ وهكذا تطور مفهوم الاندماج العظمي osseointegration. بعد ذلك توالت العديد من الدراسات تجري تطبيق زرعات التيتانيوم في طب الأسنان ، وأوردت نسب نجاح أكثر من 90% عند المرضى فاقد الأسنان. منذ ذلك الحين أظهرت فكرة استخدام الزرعات لتعزيز الدعم التقويمي نتائج مشجعة (5).

لسوء الحظ الزرعات التيتانية التقليدية يمكن أن توضع في أماكن محددة، بالإضافة إلى أنها مزعجة للمريض بسبب خطورة الجراحة وغير مريحة في الشفاء الأولي وصعوبة المحافظة على الصحة الفموية (6). بسبب هذه السلبيات اقترح Kanomi زرعات تيتانية (1.2 بالقطر و 6 بالطول) للدعم التقويمي (7).

بالمقارنة مع الدعم التقليدي مثل القوس المعترض للحنك TPA أو حزام الرأس خارج الفموي أو الزرعات، فإن الميزات الأساسية للزرعات هي صغر الحجم، محدودية أصغر في أماكن الوضع التشريحية، تكلفة طبية أقل بالمقارنة مع الزرعات، بساطة الزرع والنزع الجراحي، أقل إزعاجاً للمريض بعد الزرع ، إمكانية التحميل الفوري والمبكر ، بالإضافة إلى أنها تستطيع تقديم دعم فعال دون الاعتماد على تعاون المريض (5).

كون هذه الوسائل تستخدم لفترات زمنية محددة، فهي تعتمد على الثبات الميكانيكي ولا تسمح بالاندماج العظمي (8). يعتمد نجاح أي زرعة في تقديم دعم تام على ثباتها (9). ألحت الدراسات السابقة أن الاندماج العظمي ليس ضرورياً للزريعة التقويمية لأن المقاومة الميكانيكية فقط هي الضرورية لتقديم دعم ثابت من أجل المعالجة التقويمية (10,11). ثبات الزريعات يتضمن الثبات الأولي والثبات الثانوي . الثبات الأولي يعني ثبات الزريعة مباشرة بعد الإدخال. الثبات الثانوي يمكن أن يكتسب تبعاً للاندماج العظمي (12). يعتقد أن الثبات الأولي للزرعات هو نتيجة التشابك الميكانيكي مع العظم القشري السنخي (13). حقق الكثير من الباحثين في عوامل الخطورة لفشل الزريعات من أجل تحسين معدل النجاح . وقد وجدوا أن الثبات الأولي للزرعات يرتبط بالصفات الميكانيكية لسطح التماس بين الزريعة والعظم التي ترتبط بدورها بالعوامل مثل نوعية العظم وكميته وأبعاد الزريعة والطول والتصميم (14).

غير أن هذه الزريعات تفقد بسهولة أو حتى تسقط ، لذلك استحق ثباتها تحريات أكثر (5). حيث أن معدلات الفشل يمكن أن تصل إلى 25% (15). يمكن أن يتعزز الثبات من خلال زيادة سطح التشابك بين العظم والزرعية ، والذي يمكن أن ينجز من خلال زيادة القطر ، زيادة الطول ، إضافة حلزونات للزرعات (16,17,18). ولكن تعديلات التصميم هذه يمكن أن تسبب انزعاج للمريض وكسور عظمية مايكرومتريّة خلال الوضع (16,19).

من أجل الغايات التقويمية ، يجب أن تكون الزريعة صغيرة بشكل كاف لتكون على استعداد للوضع في أي منطقة من العظم السنخي ، بما في ذلك العظم الذروي الأمر الذي يسمح بالحركات التقويمية المختلفة (20). هناك العديد من أنواع الزريعات متوفر حاليا وأخصائيو تقويم الأسنان يحاولون تضمينها في حالات سريرية متعددة . ولكن مع تقديم تقنية جديدة فإن الأسئلة تظهر بشكل طبيعي ويطلب الممارسون معلومات حول نسب نجاحها الفعلية ويريدون أيضا معرفة المتغيرات التي يمكن أن تؤثر في النجاح (8).

لتقييم ثبات الزريعات فإنه من الممكن إجراء اختبار الحركة ، تحليل تواتر الرنين ، وتحليل عزم الفتل (21). قاست الدراسات السابقة عزم فتل الإدخال للزريعات عند تثبيتها (22,23). حيث إن عزم فتل الإدخال هو قياس مقاومة الإدخال (زريعة - عظم) ، إنه يعكس درجة الإجهاد المشوه للعظم المسبب من قبل الزريعة (24). على الرغم من أن تحليل عزم فتل الإدخال طور كطريقة لقياس كفاءة الدعم للزريعة (25) ، فإن عزم فتل الإدخال يمكن أن يملك علاقة ضعيفة بالثبات وعزم فتل الإخراج يمكن أن يكون أكثر فائدة لاختبار الثبات الميكانيكي للزريعات (26). كما يستعمل جهاز الPerioteset لتقييم وفحص النسيج حول السنية ، كما يستعمل لتقييم الاندماج العظمي للزرعات السنية خلال المراحل المختلفة لعملية الزرع وهو من الطرق الموثوقة لتقييم ثبات الزرعة (27).

### أهمية البحث وأهدافه:

وعليه فقد كان الهدف في هذا البحث تحديد أهمية وكفاءة التصميم ثنائي الحلزنة للزريعة في تحسن الثبات الأولي وتأثير التغير البسيط في القطر (0.2 ملم) على الثبات الأولي وتحديد الشكل والقطر الأمثل القابل للاستخدام بالنسبة للزريعات والذي يعطي أفضل ثبات.

### طرائق البحث ومواده:

تألفت مواد البحث من:

1. زريعات (Yesanchor Mini Implant, Ortholution Co., Korea) Miniscrews.
2. وصلة خاصة بالزريعات للتركيب على قبضة جهاز الزرع (Orlus Screwdriver, Ortholution Co., Korea) (الشكل 1).

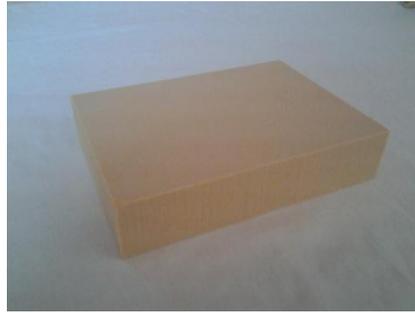


الشكل (1): الوصلة الخاصة بالزريعات للتركيب على جهاز الزرع

3. عظم صناعي: هو مجسم قاس من رغوة البولي يورثان (Sawbones, Pacific ) عظم صناعي: هو مجسم قاس من رغوة البولي يورثان (Sawbones, Pacific ) بتوافق مع عظم الفك عند الإنسان (الجدول 1) (الشكل 2).

الجدول (1): الخصائص الميكانيكية للمجسم القاسي من رغوة البولي يورثان Sawbones المخصص لإدخال الزريعات التقييمية<sup>(21)</sup>.

Density		Compressive Strength		Tensile Strength		Shear Strength	
(pcf)	(g/cc)	Strength, MPa	Modulus, MPa	Strength, MPa	Modulus, MPa	Strength, MPa	Modulus, MPa
30	0.48	20	533	11	640	8.9	122



الشكل (2): العظم الصناعي Sawbones

4. جهاز زرع (NSK Surgic XT, NSK, Japan) (الشكل 3).



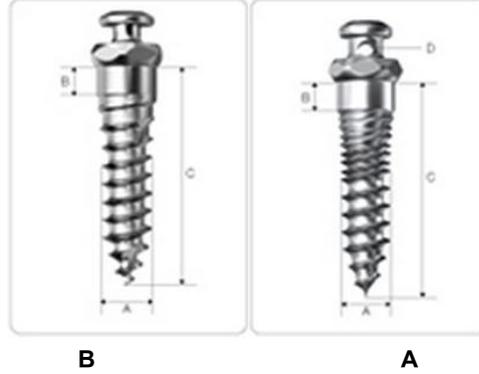
الشكل (3): جهاز NSK Surgic XT

5. جهاز Periotest (Periotest, Medizintechnik Gulden, Germany) (الشكل 4).



الشكل (4): جهاز ال Periotest

تتألف العينة من 24 زريعة مصنوعة من خليطة (Ti-6Al-4V) لها شكلان عادي وشكل معدل إذ تكون الحلزونات في الجزء العنقي للزريعة مايكرومترياً أي متقاربة إلى نصف المسافة بين الحلزونات العادية (الشكل 6) بطول (7 ملم) وأقطار (1,6-1,8 ملم) .



الشكل(6): الشكل العادي A والشكل المعدل للزريعات B

كانت الزريعات موزعة على 4 مجموعات ضمت كل مجموعة 6 زريعات على الشكل التالي :

- المجموعة الأولى : الشكل العادي طول 7 ملم وقطر 1,6ملم.
- المجموعة الثانية : الشكل المعدل طول 7 ملم وقطر 1,6ملم.
- المجموعة الثالثة : الشكل العادي طول 7 ملم وقطر 1,8ملم.
- المجموعة الرابعة : الشكل المعدل طول 7 ملم وقطر 1,8ملم.

تم تقسيم الاختبار إلى ثلاثة أقسام :

1-قياس عزم فتل الإدخال الأعظمي Maximum Insertion Torque (MIT) .

2-إجراء اختبار Periotest .

3-قياس عزم فتل الإخراج الأعظمي Maximum Removal Torque (MRT) .

أدخلت الزريعات في العظم الصناعي ، وكون النسج الرخوة تكون مختلفة السماكة بين البشر استخدم عنق الزريعة دليل إيقاف من أجل توحيد المعايير بين الزريعات . أدخلت الزريعات وفق محور عمودي على سطح الأرض. تم تحديد سرعة الدوران في الجهاز ب 20 دورة 1 دقيقة ، وقمنا بتسجيل أعلى قيمة عزم فتل يعطيها الجهاز أثناء إدخال الزريعة (MIT). استخدمنا جهاز ال Periotest واخترنا جهة إجراء الاختبار بحيث يكون محور الجهاز عمودياً على المستوي العمودي لمحور الزريعة ، وذلك لأن الزريعة داخل الفم تتعرض قوى شد عمودية على المستوي العمودي لمحور الزريعة ، وكان رأس الجهاز يبعد (0,6 إلى 2ملم) عن رأس الزريعة . قمنا بتسجيل قيمة PTV (Periotest Value) التي يعطيها الجهاز وأعدنا الاختبار ثلاث مرات بالنسبة لكل زريعة و أخذنا المتوسط. ثم قمنا بعكس جهة الدوران في جهاز الزرع مع المحافظة على نفس السرعة ، وقمنا بتسجيل أعلى قيمة عزم فتل يعطيها الجهاز أثناء إخراج الزريعة (MRT).

## النتائج والمناقشة:

## اختبار T-student:

الجدول (2): دراسة تأثير الشكل على عزم قتل الإدخال الأعظمي مع تثبيت القطر

الدلالة	Sig. (2-tailed)	df	t	Sig.	F	Std. Deviation	Mean	المجموعة
يوجد فروق ذات دلالة احصائية وهذه الفروق لصالح المجموعة 2	.003**	10	-3.336	.287	1.189	.669	16.42	1
	.003	20.256	-3.336			.905	17.50	2
يوجد فروق ذات دلالة احصائية وهذه الفروق لصالح المجموعة 6	.000**	10	-5.631	.253	1.375	1.044	19.00	5
	.000	21.924	-5.631			.985	21.33	6

\* دال عند مستوى دلالة 0.05

\*\* دال عند مستوى دلالة 0.01

نلاحظ من الجدول السابق وجود فروق ذات دلالة إحصائية تبعاً للشكل عند تثبيت القطر وكانت تلك الفروق لصالح الشكل المعدل والذي أعطى ثباتاً أكبر ( $P < 0.01$ ).

الجدول (3): دراسة تأثير القطر على عزم قتل الإدخال الأعظمي مع تثبيت الشكل

الدلالة	Sig. (2-tailed)	df	t	Sig.	F	Std. Deviation	Mean	المجموعة
يوجد فروق ذات دلالة احصائية وهذه الفروق لصالح المجموعة 5	.000**	10	-7.216	.000	27.500	.669	16.42	1
	.000	18.718	-7.216			1.044	19.00	5
يوجد فروق ذات دلالة احصائية وهذه الفروق لصالح المجموعة 6	.000**	10	-9.931	.399	.741	.905	17.50	2
	.000	21.843	-9.931			.985	21.33	6

\* دال عند مستوى دلالة 0.05

\*\* دال عند مستوى دلالة 0.01

نلاحظ من الجدول السابق وجود فروق ذات دلالة إحصائية تبعاً للقطر عند تثبيت الشكل وكانت تلك الفروق لصالح القطر 1.8 ملم والذي أعطى ثباتاً أكبر ( $P < 0.01$ ).

الجدول (4): دراسة تأثير الشكل على قيمة اختبار الـ Periotest مع تثبيت القطر

المجموعة	Mean	Std. Deviation	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	الدلالة
1	8.5167	.36886	23.413	.000	14.385	10	.000**	يوجد فروق ذات دلالة إحصائية وهذه الفروق لصالح المجموعة 2
2	5.2500	.69479			14.385	16.745	.000	
5	8.3333	.28069	3.667	.069	19.000	10	.000**	يوجد فروق ذات دلالة إحصائية وهذه الفروق لصالح المجموعة 6
6	5.8000	.36680			19.000	20.593	.000	

\* دال عند مستوى دلالة 0.05

\*\* دال عند مستوى دلالة 0.01

نلاحظ من الجدول السابق وجود فروق ذات دلالة إحصائية تبعا للشكل عند تثبيت القطر وكانت تلك الفروق لصالح الشكل المعدل والذي أعطى ثباتاً أكبر ( $P < 0.01$ ).

الجدول (5): دراسة تأثير القطر على قيمة اختبار الـ Periotest مع تثبيت الشكل

المجموعة	Mean	Std. Deviation	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	الدلالة
1	8.5167	.36886	.575	.456	1.370	10	.184	لا يوجد فروق ذات دلالة إحصائية
5	8.3333	.28069			1.370	20.540	.185	
2	5.2500	.69479	34.233	.000	-2.425	10	.024*	يوجد فروق ذات دلالة إحصائية وهذه الفروق لصالح المجموعة 2
6	5.8000	.36680			-2.425	16.690	.027	

\* دال عند مستوى دلالة 0.05

\*\* دال عند مستوى دلالة 0.01

نلاحظ من الجدول السابق عدم وجود فروق ذات دلالة إحصائية تبعا للقطر عند تثبيت الشكل بين المجموعتين (1 و 5) و وجود فروق ذات دلالة إحصائية بين المجموعتين (2 و 6) وكانت تلك الفروق لصالح القطر 1,8 ملم والذي أعطى ثباتاً أكبر ( $P < 0.01$ ).

الجدول (6): دراسة تأثير الشكل على عزم قتل الإخراج الأعظمي مع تثبيت القطر

المجموعة	Mean	Std. Deviation	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	الدلالة
1	3.50	.522	16.844	.000	-9.841	10	.000**	يوجد فروق ذات دلالة احصائية وهذه الفروق لصالح المجموعة 2
2	6.67	.985			-9.841	16.734	.000	
5	8.00	1.044	3.667	.069	-3.761	10	.001**	يوجد فروق ذات دلالة احصائية وهذه الفروق لصالح المجموعة 6
6	9.50	.905			-3.761	21.560	.001	

\* دال عند مستوى دلالة 0.05

\*\* دال عند مستوى دلالة 0.01

نلاحظ من الجدول السابق وجود فروق ذات دلالة إحصائية تبعاً للشكل عند تثبيت باقي المتغيرات وكانت تلك الفروق لصالح الشكل المعدل والذي أعطى ثباتاً أكبر ( $P < 0.01$ ).

الجدول (7): دراسة تأثير القطر على عزم قتل الإخراج الأعظمي مع تثبيت الشكل

المجموعة	Mean	Std. Deviation	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	الدلالة
1	3.50	.522	.	.	-13.349	10	.000**	يوجد فروق ذات دلالة احصائية وهذه الفروق لصالح المجموعة 5
5	8.00	1.044			-13.349	16.176	.000	
2	6.67	.985	.741	.399	-7.340	10	.000**	يوجد فروق ذات دلالة احصائية وهذه الفروق لصالح المجموعة 6
6	9.50	.905			-7.340	21.843	.000	

\* دال عند مستوى دلالة 0.05

\*\* دال عند مستوى دلالة 0.01

نلاحظ من الجدول السابق وجود فروق ذات دلالة إحصائية تبعاً للقطر عند تثبيت باقي المتغيرات وكانت تلك الفروق لصالح القطر 1.8 ملم والذي أعطى ثباتاً أكبر ( $P < 0.01$ ).

## دراسة علاقة الارتباط (معامل الارتباط لبيرسون) بين حساب عزم الفتل الأعظمي للإدخال والإخراج وقيمة

الPeriotest:

الجدول (8) : علاقة الارتباط بين الاختبارات الثلاثة (عزم فتل أعظمي للإدخال والإخراج وقيمة الPeriotest)

		قيم ال Periotest	عزم فتل الادخال	عزم فتل الإخراج
قيم ال Periotest	Pearson Correlation	1	-.604**	-.622**
	Sig. (2-tailed)		.000	.000
	N	24	24	24
عزم فتل الادخال	Pearson Correlation	-.604**	1	.936**
	Sig. (2-tailed)	.000		.000
	N	24	24	24
عزم فتل الإخراج	Pearson Correlation	-.622**	.936**	1
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	
	N	24	24	24

\*\* . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

يوجد علاقة عكسية بين قيم ال Periotest وعزم فتل الإدخال الأعظمي وعزم فتل الإخراج الأعظمي وهي علاقة قوية إذ بلغت  $-0.604$  مع عزم فتل الإدخال الأعظمي، و  $-0.622$  مع عزم فتل الإخراج الأعظمي وكلاهما دال عند  $0.01$  . وأيضاً يوجد علاقة طردية قوية جداً بين عزم فتل الإدخال الأعظمي وعزم فتل الإخراج الأعظمي إذ بلغت  $0.936$  عند مستوى دلالة  $0.01$  .

## المناقشة:

## مناقشة تأثير الشكل على ثبات الزريعة الأولى:

استخدمنا في هذه الدراسة شكلين مختلفين من الزريعات ، الشكل الأول وهو الشكل التقليدي والذي يملك حلزونات متجانسة وذات بعد متساو فيما بينها على الجزء من الزريعة الموضوع ضمن العظم ، في حين أن الشكل الثاني وهو الشكل المعدل فكان يملك نوعين من الحلزونات إذ ضم الثلث العنقي من الجزء الذي يوضع ضمن العظم حلزونات متقاربة فيما بينها إلى نصف المسافة المعتادة وأما الثلثان المتبقيان فكانت المسافة بين الحلزونات هي المسافة الاعتيادية ، تم إضافة هذا التعديل بهدف زيادة مساحة السطح في الجزء من الزريعة الموضوع ضمن العظم القشري .

بينت نتائج هذه الدراسة وجود فروق ذات دلالة إحصائية بين شكلي الزريعات المدروس ، وقد جاءت هذه النتائج لصالح الشكل المعدل الذي قدم ثباتاً أكبر في جميع الاختبارات ، إذ كان متوسط قيم عزم فتل الإدخال الأعظمي وعزم فتل الإخراج الأعظمي له أكبر من تلك التي حصلنا عليها في الشكل العادي لدى المقارنة بين جميع

المجموعات ، وكان متوسط قيم الـ Periotest أصغر من مثيلاته في الشكل العادي عند المقارنة بين جميع المجموعات .

نلاحظ مما سبق أن تعديل الشكل بوضع حلزونات مضاعفة في الثلث العنقي حسن من الثبات الأولي للزريعة بالمقارنة مع الشكل العادي وذلك لأن زيادة تقارب الحلزونات ساعد في زيادة سطح الجزء من الزريعة الموجود ضمن العظم القشري وبالتالي زيادة الاحتكاك الذي يزيد بدوره من الثبات الأولي للزريعة .  
بهذه النتيجة اتفقنا مع البحث الذي قام به Kim وزملاؤه لدراسة تأثير الشكل المخروطي والشكل ثنائي الحلزنة والطول على الخصائص الميكانيكية للزريعات . استخدمت زريعات بقطر 1.6 ملم وأطوال (6 و 8) ملم وأشكال مخروطي وأسطوانتي ثنائي الحلزنة . إذ قاموا بدراسة عزم الفتل الأعظمي للإدخال والإخراج ، واستنتجوا أن الشكل ثنائي الحلزنة امتلك بشكل واضح عزم فتل أعظمي للإخراج في كل طول . وبالتالي فإن الشكل ثنائي الحلزنة يقدم ثباتاً ميكانيكياً أفضل من باقي الأشكال<sup>(21)</sup>.

#### مناقشة تأثير القطر على ثبات الزريعة الأولى:

استخدمنا في هذه الدراسة قطرين مختلفين من الزريعات ، القطر الأول هو 1,6ملم ، في حين أن القطر الثاني كان 1,8ملم ، تهدف زيادة القطر إلى زيادة مساحة سطح الجزء من الزريعة الموضوع ضمن العظم ولكنها أيضا تزيد من خطورة إصابة جذور الأسنان أو البنى التشريحية الأخرى المحيطة بمكان وضع الزريعة.

بينت نتائج هذه الدراسة وجود فروق ذات دلالة إحصائية بين قطري الزريعات المدروس ، وقد جاءت هذه النتائج لصالح القطر 1,8ملم الذي قدم ثباتاً أكبر في جميع الاختبارات ، إذ كان متوسط قيم عزم فتل الإدخال الأعظمي وعزم فتل الإخراج الأعظمي له أكبر من تلك التي حصلنا عليها في القطر 1,6ملم لدى المقارنة بين جميع المجموعات ، وكان متوسط قيم الـ Periotest أصغر من مثيلاته في القطر 1,6ملم عند المقارنة بين معظم المجموعات ما عدا بين المجموعتين (1 و 5) إذ كانت الزريعات المستخدمة من الشكل العادي والطول 7ملم وزاوية الإدخال 90 درجة ، وبين المجموعتين (3 و 7) إذ كانت الزريعات المستخدمة من الشكل العادي والطول 8ملم وزاوية الإدخال 90 درجة ، إذ لم يكف هناك فروق ذات دلالة إحصائية بين متوسط قيم الـ Periotest فيما بينها تبعاً للشكل.

نلاحظ مما سبق أن زيادة القطر حسنت من الثبات الأولي للزريعة ، إذ إن زيادة القطر زادت من سطح الجزء من الزريعة الموجود ضمن العظم وبخاصة العظم القشري مما زاد من الاحتكاك وبالتالي زاد الثبات الأولي للزريعة.

بهذه النتيجة اتفقنا مع البحث الذي قام به Jiang وزملاؤه من أجل معرفة الاختيار المثالي للزريعات التقويمية من حيث الطول والقطر من وجهة نظر بيوميكانيكية . استخدمت زريعات تتراوح في الطول بين 6 ملم إلى 16 ملم وتتراوح في القطر بين 1 إلى 2 ملم. ووجدوا أنه عندما يتجاوز القطر 1.5 ملم فإن الزريعات تحقق أفضل ثبات. ووجدوا أيضاً أن التغيير في القطر أكثر تأثيراً من التغيير في الطول على ثبات الزريعات. لذلك استنتجوا أن القطر الزائد عن 1.5 ملم هو المثالي للزريعات<sup>(28)</sup>.

#### اختيار الزريعة ذات الثبات الأفضل:

أوضحت نتائج الدراسة أن الزريعة ذات الشكل المعدل والقطر الأكبر تعطي ثباتاً أولياً أكبر. إلا أنه في بعض الأحيان تفرض علينا الظروف التشريحية لمنطقة وضع الزريعة استخدام شروط معينة من الشكل أو القطر ، لذلك يمكن زيادة الشروط المسموحة بما يحسن ثبات الزريعة.

وبالتالي فعند اختيارنا للشكل العادي لسبب ما كعدم توافر الشكل المعدل مثلا ، فإن أحسن اختيار هو القطر 1.8 ملم لأن متوسط قيمة عزم فتل الإدخال الأعظمي بلغ  $n/cm19$  ومتوسط قيمة ال Periotest  $+8.33$  ومتوسط قيمة عزم فتل الإخراج الأعظمي  $8 n/cm$ . أما أسوأ اختيار فهو القطر 1.6 ملم حيث بلغ متوسط قيمة عزم فتل الإدخال الأعظمي  $16.42 n/cm$  ومتوسط قيمة ال Periotest  $+8.51$  ومتوسط قيمة عزم فتل الإخراج الأعظمي  $2.17 n/cm$ .

عند اختيارنا للشكل المعدل فإن أحسن اختيار هو القطر 1.8 ملم لأن متوسط قيمة عزم فتل الإدخال الأعظمي بلغ  $21.33 n/cm$  ومتوسط قيمة ال Periotest  $+5.8$  ومتوسط قيمة عزم فتل الإخراج الأعظمي  $9.5 n/cm$ ، أما أسوأ اختيار فهو القطر 1.6 ملم حيث بلغ متوسط قيمة عزم فتل الإدخال الأعظمي  $17.5 n/cm$  ومتوسط قيمة ال Periotest  $+5.25$  ومتوسط قيمة عزم فتل الإخراج الأعظمي  $6.67 n/cm$ .

عند اختيارنا للقطر 1.6 ملم لسبب ما كعدم توافر القطر 1.8 ملم مثلا أو لضرورات تشريحية خاصة بمنطقة إدخال الزريعة ، فإن أحسن اختيار هو الشكل المعدل لأن متوسط قيمة عزم فتل الإدخال الأعظمي بلغ  $17.5 n/cm$  ومتوسط قيمة ال Periotest  $+5.25$  ومتوسط قيمة عزم فتل الإخراج الأعظمي  $6.67 n/cm$ . أما أسوأ اختيار فهو الشكل العادي حيث بلغ متوسط قيمة عزم فتل الإدخال الأعظمي  $16.42 n/cm$  ومتوسط قيمة ال Periotest  $+8.51$  ومتوسط قيمة عزم فتل الإخراج الأعظمي  $2.17 n/cm$ .

عند اختيارنا للقطر 1.8 ملم فإن أحسن اختيار هو الشكل المعدل لأن متوسط قيمة عزم فتل الإدخال الأعظمي بلغ  $21.33 n/cm$  ومتوسط قيمة ال Periotest  $+5.8$  ومتوسط قيمة عزم فتل الإخراج الأعظمي  $9.5 n/cm$ ، أما أسوأ اختيار فهو الشكل العادي حيث بلغ متوسط قيمة عزم فتل الإدخال الأعظمي  $19 n/cm$  ومتوسط قيمة ال Periotest  $+8.33$  ومتوسط قيمة عزم فتل الإخراج الأعظمي  $8 n/cm$ .

### الاستنتاجات والتوصيات:

- 1- تعديل شكل الزريعة بإضافة حلزونات مضاعفة عند الجزء العنقي منها حسن من ثباتها الأولي بالمقارنة مع الشكل العادي .
- 2- زيادة قطر الزريعة يزيد من ثباتها الأولي .

### المراجع:

- 1- GRABER TM, VANARSDALL RL. *Orthodontics – principles and techniques*.second ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1996.
- 2- FAVERO L, BROLLO P, BRESSAN E. *Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis*. Am J OrthodDentofacialOrthop 2002;122:84–94.
- 3- MELSEN, B. and VERNA, C. *Miniscrew Implants: The Aarhus Anchorage System*. SeminOrthod, Vol 11, 2005, 24-31.
- 4- NANDA, R. and URIBE, F.A. *Temporary Anchorage Devices*. Mosby Elsevier, China, 2009.
- 5- ZHAO L., XU,B Z, YANG Z, WEI X, TANG T, ZHAO Z.*Orthodontic mini-implant stability in different healing times before loading: A microscopic computerized tomographic and biomechanical analysis*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral RadiolEndod 2009;108:196-202.

- 6- MORAIS L. S, SERRA G. G, MULLER C. A, ANDRADE L. R, PALERMO E. F. A, ELIAS C. N, MEYERS M. *Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: Immediate loading and metal ion release.* Acta Biomaterialia 3 (2007) 331–339.
- 7- PARK, YC. LEE, SY. KIM, DH. JEE SH. *Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;123:690-694.
- 8- REYNDERS R, RONCHI L, BIPAT S. *Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;135:564.e1-564.e19.
- 9- PICKARD M. B, DECHOW P, ROSSOUW P. E, AND BUSCHANG P. H. *Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010;137:91-9.
- 10- MAH J, BERGSTRAND F, GRAHAM JW. *Temporary anchorage devices: a status report.* J Clin Orthod. 2005;39:132–136.
- 11- MAINO BG, BEDNAR J, PAGIN P, MURA P. *The spider screw as an anchorage for skeletal anchorage.* J Clin Orthod. 2003;37:90–97.
- 12- WILMES B, RADEMACHER C, OLTHOFF G, DRESCHER D. *Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants.* J Orofac Orthop. 2006;67:162–174.
- 13- MCMANUS M. M, QIAN F, GROSLAND N. M, MARSHALL S. D, SOUTH A. T. *Effect of miniscrew placement torque on resistance to miniscrew movement under load.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011;140:e93-e98.
- 14- MOTOYOSHI M., UEMURA M., ONO A., OKAZAKI K., SHIGEEDA T., SHIMIZUE N. *Factors affecting the long-term stability of orthodontic mini-implants.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010;137:588.e1-588.e5.
- 15- HONG C, LEE H, WEBSTER R, KWAK J, WU B. M, MOON W. *Stability comparison between commercially available mini-implants and a novel design: Part I.* Angle Orthod. 2011;81:692–699.
- 16- MIYAWAKI, S.; KOYAMA, I.; INOUE, M.; MISHIMA, K.; SUGAHARA, T. and TAKANO-YAMAMOTO, T. *Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, Vol 124, 2003, 373-378.
- 17- KIM, S. J. CHO, K. CHUNG, Y. KOOK, G. NELSON. *Removal torque values of surfacetreated mini-implants after loading.* Am J Orthod 2008;134:36-43.
- 18- WILMES B, SU YY, DRESCHER D. *Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants.* Angle Orthod. 2008;78:1065–1070.
- 19- UEDA M, MATSUKI M, JACOBSSON M, TJELLSTROM A. *Relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone.* Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6:442–447.
- 20- MONNERAT C, RESTLE L, MUCHA J. N. *Tomographic mapping of mandibular interradicular spaces for placement of orthodontic mini-implants.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;135:428.e1–428.e9.
- 21- KIM, YK. KIM, YJ. YUN, PY. KIM, JW. *Effects of the Taper Shape, Dual-Thread, and Length on the Mechanical Properties of Mini-Implants.* Angle Orthod, Vol 79, No 5, 2009:908-914.
- 22- MOTOYOSHI M, HIRABAYASHI M, UEMURA M, SHIMIZU N. *Recommended placement torque when tightening an orthodontic miniimplant.* Clin Oral Implants Res 2006;17:109-14.

- 23- MOTOYOSHI M, YOSHIDA T, ONO A, SHIMIZU N. *Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implant*. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22:779-84.
- 24- CHA, J.Y.; KIL, J.K.; YOON, T.M. and HWANG, C.J. *Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning*. Am J OrthodDentofacialOrthop, Vol 137, 2010, 73-9.
- 25- YU W, KYUNG HM. *Torque and mechanical failure of orthodontic micro-implant influenced by implant design parameters*. Korean J Orthod.2007;37:171–181.
- 26- OZAWA T, TAKAHASHI K, YAMAGATA M, et al. *Insertional torque of the lumbar pedicle screw during surgery*. J Orthop Sci. 2005;10:133–136.
- 27- MEREDITH, N. *Assessment of implant stability as a prognostic determinant*. Int J Prothodont 1998;11:491-501.
- 28- JIANG L, KONG L, LI T, GU Z, HOU R, DUAN Y. *Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis*. Advances in Engineering Software 40 (2009) 1124–1130.