



الجمهورية العربية السورية

جامعة حماة

كلية طب الأسنان

قسم تقويم الأسنان والفكين

## تقييم تغيرات العظم السنخي التالية لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية باستخدام وسائل

تقويمية مختلفة: دراسة العناصر المنتهية

بجث علمي <sup>١</sup>أعد لنيل درجة الماجستير في علوم طب الأسنان

اختصاص تقويم الأسنان والفكين

إعداد الباحثة

هلا مصطفى ورّار

إشراف

الدكتور طارق خطّاب

مدرّس في قسم تقويم الأسنان والفكين

كلية طب الأسنان – جامعة حماة

2022 م – 1443 هـ

## الشكر والعرفان

بسم الله الرحمن الرحيم

إلى من بفضل كرمه ومنتته أمثلُ هنا وأنطق هذه الكلمات...

إلى من يشعل بداخلي الأمل في ذروة اليأس والانكسار...

إلى رب الأكوان والأزمان

"الله عز وجل"

\*إلى من كانت ولا تزال شعلة تبدد ظلام الجهل بنور علمها ومعرفتها...

إلى من صوّبت عثراتي وأزالت غيمة أخطائي برياح روحها الطيبة وسماحة وجهها المنير...

إلى من كانت حروف اسمها تطرق على مسامعي منذ نعومة أظفاري بكلمات المديح والمحبة والاحترام  
وعندما عرفتها أيقنت أنّ هذه الكلمات لا ولم ولن توفيتها حقها...

إلى صاحبة الابتسامة التي تبعث في النفس كل الاطمئنان... إلى نبراس العلم المتقدّ...

إلى من أطمح أن أسير على خطاها...

إلى معلمتي...إلى أستاذتي...

" الأستاذة الدكتورة رباب الصبّاغ"

رئيسة قسم تقويم الأسنان والفكين. كلية طب الأسنان. جامعة حماة

\* كما أتقدم بجزيل الشكر إلى **الدكتور عبد المالك المجني** رئيس قسم تقويم الأسنان والفكين في جامعة حلب  
الذي شرفني بقبول تحكيم وتدقيق البحث ... وتحملته عناء السفر ومشقته لإغناء هذا البحث ... فله مني كل  
الشكر والتقدير والاحترام...

\*إلى من كان مثالا للمثابرة والجد والاجتهاد...

إلى من لم يبخل بعلمه بمتقال ذرة عن كل من يطلبه...

إلى من ساعدني بنصائحه القيّمة وإرشاداته الدقيقة أن أتمّ هذا البحث...

إلى من كان نعم الأستاذ وخير المشرف...

أستاذي المشرف

**" الدكتور طارق خطاب "**

نائب عميد كلية طب الأسنان. جامعة حماة

\*كما أتقدّم بالشكر والامتنان إلى إدارة كلية طب الأسنان ممثلة بعميد الكلية **الأستاذ الدكتور بسّام النجار** ونائبه العلمي **الدكتورة ابتسام سلامة** والإداري **الدكتور طارق خطاب** على التسهيلات والمساعدات التي قدّمت لي طيلة فترة إنجاز البحث العلمي...

\*كما أتقدّم بخالص الشكر إلى **جميع الموظفين والعاملين** في كلية طب الأسنان عموماً، وفي قسم تقويم الأسنان والفكين على وجه الخصوص على تعاونهم أثناء إنجاز هذا البحث...

\*ولا أنسى أن أشكر **جميع أصدقائي وزملائي طلاب الدراسات العليا** الذين شاركوني جميع اللحظات وقاسموني أجمل الأيام...

# الكلمات المفتاحية

---

الكلمات المفتاحية: العظم السنخي – الإرجاع – العناصر المنتهية.

Key words: Alveolar bone – Retraction – Finite element.

# فهرس المحتويات

2	1. المقدمة Introduction
5	2. مُراجعة الأدبيات Literature Review
5	2.1 الميكانيك الحيوي للأسنان الأمامية العلوية خلال الإرجاع
5	2.2.1 المعالجة القلعية: Extraction Treatment
7	2.1.2 أصناف ارجاع الأسنان الأمامية العلوية
8	2.1.3 الاستراتيجيات المتبعة للحفاظ على موقع الرحي الخلفية : ميكانيك المجموعة A
8	2.1.4 أنواع الإرجاع للأسنان الأمامية العلوية:
8	2.1.4.1 الإرجاع المنفصل للأنياب: Separate Canine Retraction
9	2.1.4.2 الإرجاع الكتلي: En-masse Retraction
9	2.2 الليات إغلاق مسافات القلع: Mechanics of Extraction Space Closure
10	2.2.1 الالية الإنزلاقية (الاحتكاكية): Sliding Mechanic (Friction)
11	2.2.1.1 الوسائل التقويمية المستخدمة في إرجاع الاسنان الأمامية العلوية مع الالية الإنزلاقية
11	2.2.1.1.a المطاط السلسلي: Elastic Chain
12	2.2.1.1.b نوابض إغلاق المسافة: Space Closure Spring
12	2.2.1.1.c الزريعات: Mini- implant
14	2.2.2 الية العرا (الاحتكاكية): Loops Mechanic ( Frictionless)
14	2.2.2.1 العرا: Loops
15	2.3 الميكانيك الحيوي لمركز المقاومة خلال إرجاع الأسنان الأمامية العلوية:
15	2.3.1 تعريف مركز المقاومة: Definition of The Center of Resistance
16	2.3.2 موقع مركز المقاومة: Location of The Center of Resistance
18	2.3.3 تغيرات موقع مركز المقاومة خلال إرجاع الأسنان الأمامية العلوية:
19	2.4 الميكانيك الحيوي للعظم السنخي خلال إرجاع الأسنان الأمامية العلوية
19	2.4.1 العظم السنخي: Alveolar Bone
19	2.4.2 تشكل العظم السنخي: Alveolar Bone Formatio
20	2.4.3 العظم السنخي تشريحيا: Alveolar Bone Anatomically
20	2.4.3.1 القشيرة الداخلية: Inner Crust
20	2.4.3.2 القشيرة الخارجية: Outer Crust
20	2.4.3.3 العظم الاسفنجي: Spongy Bone
21	2.4.4 العظم السنخي نسيجيا: Alveolar Bone Histologically

21.....	2.4.4.1 الخلايا الضامة: Macrophages
21.....	2.4.4.2 المادة القاعدية: Base Substance
22.....	2.4.5 إعادة تشكيل العظم السنخي Remodeling of The Alveolar Bone:
22.....	2.4.6 تغيرات العظم السنخي خلال إرجاع الأسنان الأمامية العلوية
24.....	2.4.6.1 تغيرات نخانة العظم السنخي خلال إرجاع الأسنان الأمامية العلوية في الاتجاه الأمامي الخلفي
26.....	2.4.6.2 تغيرات العظم السنخي خلال إرجاع الأسنان الأمامية العلوية في الاتجاه العمودي:
29.....	2.4.7 العوامل المؤثرة في تغيرات العظم السنخي خلال إرجاع الأسنان الأمامية العلوية:
30.....	2.5 طريقة العناصر المنتهية: Finite Element Method
30.....	2.5.1 تعريف طريقة العناصر المنتهية: Definition of Finite Element Method
31.....	2.5.2 مبدأ طريقة العناصر المنتهية: Principle of Finite Element Method
32.....	2.5.3 طريقة العناصر المنتهية في المجال الطبي: Finite Element Method in Medical Field
	2.6.4 تطور طريقة العناصر المنتهية في مجال طب الأسنان: Development of Finite Element Method in
33.....	Dentistry
34.....	2.5.5 إيجابيات طريقة العناصر المنتهية: Advantages of Finite Element Method
34.....	2.5.6 سلبيات طريقة العناصر المنتهية: Disadvantages of Finite Element Method
35.....	2.5.7 استخدامات طريقة العناصر المنتهية: Using of Finite Element Method
37.....	2.5.8 خطوات العمل بواسطة طريقة العناصر المنتهية: Working Steps Using Finite Element Method
37.....	2.5.8.1 ماقبل المعالجة
37.....	2.5.8.1.1 بناء النموذج الهندسي
38.....	2.5.8.1.2 تحويل النموذج الهندسي إلى نموذج العناصر المنتهية
38.....	2.5.8.1.3 تمثيل خواص المواد
39.....	2.5.8.1.4 تطبيق الحموله
39.....	2.5.8.2 المعالجة Processing
39.....	2.5.8.3 ما بعد المعالجة post- Processing
39.....	2.5.9 معلومات فيزيائية ميكانيكية عامة: General Physico-Mechanical Information
39.....	2.5.9.1 الإجهاد stress
40.....	2.5.9.2 الانفعال strain
41.....	2.5.9.3 منحنى إجهاد – انفعال Stress- strain diagram
42.....	2.5.9.4 معامل بواسون poisson' ratio
42.....	2.5.9.5 قوانين نيوتن في الحركة (Newton's Laws of Motion)
44.....	2.6 تبيان المشكلة
46.....	3. الأهداف وفرضيات العدم Aims and Null Hypotheses
46.....	3.1 الأهداف Aims

46.....	3.2 فرضيات العدم Null Hypotheses
48.....	4. المواد والطرائق <b>Materials and Methods</b> :
48.....	4.1 مكان إنجاز البحث.....
48.....	4.2 عينة الدراسة.....
48.....	4.3 مواد وبرامج البحث.....
52.....	4.4: طريقة العمل.....
52.....	4.4.1: بناء النموذج الرقمي.....
52.....	4.4.1.1: نمذجة الفك العلوي والأسنان والرباط.....
55.....	4.4.1.2 نمذجة الجهاز التقويمي الدهليزي الثابت.....
60.....	4.4.2 تجهيز البيانات والمعطيات لإجراء تحليل العناصر المنتهية.....
64.....	4.4.3 المعطيات الخاصة بالتجربة.....
65.....	4.5 المعلومات المطلوب إيجادها.....
67.....	5. النتائج <b>Results</b>
67.....	5.1 نتائج دراسة مقدار الانزياحات (حركة العظم) في الاتجاه الأفقي عند استخدام وسائل الإرجاع.....
67.....	5.1.1 عند استخدام المطاط السلسلي.....
69.....	5.1.2 عند استخدام عروة الإرجاع.....
71.....	5.1.3 عند استخدام نابض الإغلاق.....
73.....	5.2 نتائج دراسة قيم مكافئ الجهد (Von-mises) لحساب توزع الجهود في العظم السنخي مكان تطبيق الدراسة.....
73.....	5.2.1 عند استخدام المطاط السلسلي في الإرجاع.....
74.....	5.2.2 عند استخدام العروة T في الإرجاع.....
74.....	5.2.3 عند استخدام نابض الإغلاق في الإرجاع.....
76.....	6. المناقشة <b>Discussion</b>
77.....	6.1 تصميم الدراسة.....
78.....	6.2 تغيرات العظم السنخي عند استخدام المطاط السلسلي كوسيلة للإرجاع:.....
79.....	6.3 تغيرات العظم السنخي عند استخدام نابض الإغلاق كوسيلة للإرجاع:.....
80.....	6.4 تغيرات العظم السنخي عند استخدام عروة الإغلاق T كوسيلة للإرجاع:.....
84.....	6.5 محدوديات الدراسة:.....
86.....	7. الاستنتاجات <b>Conclusions</b>
88.....	8. التوصيات والمقترحات <b>Recommendations &amp; Suggestions</b> :
88.....	8.1 التوصيات <b>Recommendations</b>
88.....	8.2 المقترحات <b>Suggestions</b> :
90.....	9. الملخص <b>Abstract</b> :
90.....	9.1 الملخص:.....
91.....	9.2 Abstract.....
94.....	10. المراجع.....
94.....	10.1 المراجع الأجنبية.....
109.....	10.2 المراجع العربية.....

# فهرس الأشكال

- الشكل (2.1): عزم القوة هو حاصل ضرب المسافة العمودية بين مركز تطبيق القوة ومركز مقاومة الجسم بالقوة المطبق.....6
- الشكل (2.2): أصناف إرجاع الأسنان الأمامية العلوية.....7
- الشكل (2.3) الإرجاع الانزلاقي.....11
- الشكل (2.4) الإرجاع بعروة T.....15
- الشكل (2.5) جزء من جسم كروي تم تقطيعه الى عدة عناصر أصغر.....31
- الشكل (2.6) صورة تقريب عناصر منتهية لحالة أحادية البعد. استخدمت عدة معادلات خطية لكل جزء من المنحني لتقريب المعادلة...32
- الشكل (2.7): شبكة العناصر المنتهية صممت لتحاكي الوجه التجميلي السيراميكي.....33
- الشكل (2.8) منحني الاجهاد – انفعال.....41
- الشكل (4.1): الحاصرات الدهليزية المستخدمة لإنشاء النموذج الرقمي.....48
- الشكل (4.2): الأسلاك التقويمية المستخدمة لإنشاء النموذج الرقمي.....49
- الشكل (4.3): المطاط السلسلي المتقارب المستخدم لإنشاء النموذج الرقمي.....49
- الشكل (4.4): نوابض إغلاق المسافة المستخدمة لإنشاء النموذج الرقمي.....50
- الشكل (4.5) : الكاميرا الرقمية المستخدمة ضمن البحث.....50
- الشكل (4.6) : الحاسب الشخصي المستخدم ضمن البحث.....51
- الشكل (4.7): المثال الشمعي الذي تم الاستعانة به لرسم النموذج.....52
- الشكل (4.8): النموذج الرقمي الذي تم الحصول عليه من برنامج solidworks.....53
- الشكل (4.9): المرحلة الأولية من فصل الأسنان ورسم الجذور.....53
- الشكل (4.10): الحصول على الأسنان وجذورها بشكل يحاكي الوضع السريري.....54
- الشكل (4.11): الرباط السني السنخي الذي تم تصميمه حول جذور الأسنان باستخدام برنامج solidworks.....54
- الشكل (4.12): واجهة برنامج solidworks الذي تم استخدامه في إنجاز المراحل السابقة.....55
- الشكل (4.13): تصوير الحاصرات على الورق الميليمتري.....55
- الشكل (4.14): النماذج ثلاثية الأبعاد للحاصرات المتوفرة على شبكة الانترنت.....56
- الشكل (4.15): النموذج الرقمي للحاصرات التي تم تصميمها.....56
- الشكل (4.16): النموذج الرقمي للسلك التقويمي الذي تم تصميمه.....57
- الشكل (4.17): تثبيت الحاصرات والسلك التقويمي في أماكنها الصحيحة على الأسنان.....57
- الشكل (4.18): إزالة الضواحك العلوية وملء الفراغ بمادة شبيهة بالعظم السني السنخي.....58
- الشكل (4.19): سلك الربط المدور بشكل رقم 8 لربط كتلة الأسنان الأمامية.....58
- الشكل (4.20): النموذج الرقمي للمطاط السلسلي.....59
- الشكل (4.21): النموذج الرقمي لنابض الإغلاق.....59
- الشكل (4.22): النموذج الرقمي لعروة الإغلاق.....60
- الشكل (4.24) النموذج النهائي بعد أن تم تزويده بالمواصفات الخاصة به.....61
- الشكل (4.25): النموذج بعد أن تم ربط القوى وفقا للمصفوفات المبرمجة في المرحلة الأولى.....61
- الشكل (4.26): شبكة العناصر المنتهية.....62



- الشكل (4.27) الدعم الثابت للنموذج.....64
- الشكل (4.28): مكان تطبيق القوة.....64
- الشكل (5.1): حركة العظم السنخي عند استخدام المطاط السلسلي كوسيلة إرجاع.....67
- الشكل (5.2): حركة العظم السنخي عند استخدام العروة T في الإرجاع.....69
- الشكل (5.3): حركة العظم السنخي عند استخدام نابض الإغلاق في الإرجاع.....71
- الشكل (5.4) : توزيع الإجهادات عند استخدام المطاط السلسلي في الإرجاع.....73
- الشكل (5.5): توزيع الإجهادات عند استخدام العروة T في الإرجاع.....74
- الشكل (5.6): توزيع الإجهادات عند استخدام نابض الإغلاق في الإرجاع.....74

# فهرس الأمااله

- 
- الآءول (2-1) آلاصة المآلالاء المأممنة آغفرالء العظم السنآل.....28
- الآءول (4.1) آصائص الموالء المآونة للناموءآ النهائل.....61
- (الآءول 4.2): آءول للوضآ عءء العقء والعناصر العقءلءة فللناموءآ.....63
- الآءول (5.1): قلم آركة العظم السنآل فلل كل من الأللء العنقلل، المأموسط والأرولل عءء اسآءءام نابض الإغلاق كوسللة للآرآاع.....68
- الآءول (5.2): قلم آركة العظم السنآل فلل كل من الأللء العنقلل، المأموسط والأرولل عءء اسآءءام نابض الإغلاق كوسللة للآرآاع.....70
- الآءول (5.3): قلم آركة العظم السنآل فلل كل من الأللء العنقلل، المأموسط والأرولل عءء اسآءءام نابض الإغلاق كوسللة للآرآاع.....72
-

# فهرس المأمالت الببائة

- 
- المخطط الببائي (5.1): قيم حركة العظم السنخي عند استخدام المطاط السلسلي في الإرجاع.....68
- المخطط الببائي (5.2): قيم حركة العظم السنخي عند استخدام عروة الإرجاع في الإرجاع.....70
- المخطط الببائي (5.3): قيم حركة العظم السنخي عند استخدام نابض الإغلاق في الإرجاع.....72

## جدول الاختصارات

---

المصطلح الكامل	الاختصار
Moment-to-force Ratio	M/F
Temporary Anchorage Devices	TADs
Double J Retractor	DJR
Cone Beam Computed Tomography	CBCT
Computed Tomography	CT
Finite Element Method	FEM

## شهادة

نشهد بأن العمل الموصوف في هذه الرسالة (تقييم تغيرات العظم السنخي التالية لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية باستخدام وسائل تقويمية مختلفة: دراسة العناصر المنتهية) هو نتيجة بحثٍ علميٍّ قامت به الطالبة هلا مصطفى ورار بإشراف الدكتور طارق خطاب، وقد تمّ توثيق المعلومات المُسندة لأبحاثٍ أُخرى في نصّ الرسالة.

It is hereby certified that the work described in this thesis (**Evaluation of the Alveolar Bone Changes Following the Upper Anterior Teeth Retraction Using Several Orthodontic Modalities :A 3-D Finite Elements Study**) is the result of student Hala Mostafa Warrar own investigation under the supervision of Dr. Tarek Khattab, and any references of other researchers' work has been duly acknowledge in text of this thesis.

الأستاذ المُشرف

الدكتور طارق خطاب

الطالبة الباحثة

هلا مصطفى ورار

## تصريح

أُصِرَّحَ بِأَنَّ العَمَلَ الحَالِي (تَقْيِيمُ تَغْيِيرَاتِ العِظْمِ السِّنْخِي التَّالِيَةِ لِإِرْجَاعِ الأَسْنَانِ الأَمَامِيَةِ العُلْوِيَّةِ بِاسْتِخْدَامِ وَسَائِلِ تَقْوِيمِيَّةٍ مُخْتَلِفَةٍ :دِرَاسَةُ العِنَاصِرِ المُنْتَهِيَةِ) هُوَ عَمَلٌ أَصْلِيٌّ لِلْمُؤَلِّفَةِ هَلَا مِصْطَفَى وَرَّارٍ، وَأَنَّهُ لَمْ يُنْجَزْ لِلْحَصُولِ عَلَى شَهَادَةٍ أُخْرَى فِي هَذِهِ الجَامِعَةِ أَوْ فِي أَيِّ جَامِعَةٍ أُخْرَى أَوْ مَعْهَدٍ تَعْلِيمِيٍّ أُخْرٍ.

I declare that the current work (**Evaluation of the Alveolar Bone Changes Following the Upper Anterior Teeth Retraction Using Several Orthodontic Modalities :A 3-D Finite Elements Study**) is an original work by the author Hala Mostafa Warrar, and it has not been submitted concurrently for any other degree.

المؤلفة

هلا مصطفى ورار

الفصل الأوّل

المُقدّمة

Chapter One

Introduction

**1-المقدمة: Introduction**

يلجأ العديد من المرضى الذين يعانون من مشكلة البروز السنّي السنخي وما يرافقها من تأثير على شكل الوجه إلى المعالجة التقويمية بهدف تغيير ملامح الوجه وتحسين الناحية التجميلية والذي يعتبر أمر بالغ الأهمية لاستعادة الثقة بالنفس ورفع المعنويات (Bae et al.,2018 & Tian et al.,2015)، حيث تعتبر المعالجة التقويمية القلعية من المعالجات الشائعة لحالات الازدحام السنّي والبروز، وإنّ المسافة الناشئة عن قلع الوحدات السنّية يتم الاستفادة منها في إرجاع الأسنان الأمامية وبالتالي رصف الأسنان والتقليل من التحدب الوجهي (Diels et al.,1995).

من المعروف أن القوى المطبّقة خلال المعالجة التقويمية المتضمنة قلع وحدات سنّية تحت على امتصاص العظم السنخي على الجانب الذي يتعرض للضغط وعلى تشكّل العظم السنخي على الجانب الذي يتعرض للشد ( De Angelis et al.,1970 ) حيث أنّ القاعدة النظرية في تقويم الأسنان والفكين تقول أنّ العظم السنخي يتبع اتجاه حركة الأسنان بينما لا يطرأ أي تغيير على عرض العظم السنخي ( Edwards et al.,1946).

على النقيض من ذلك في بعض الحالات وبعد إرجاع الأسنان الأمامية يصبح العظم السنخي أكثر سماكة مما كان عليه قبل الإرجاع والذي يسبب بروز في الشفة وغيرها من المشاكل العلاجية، كذلك في حالات اخرى يصبح العظم السنخي ربيعاً بشكل تالي لإرجاع الأسنان الأمامية والذي يسبب العديد من المشاكل كالانحسار اللثوي (Cook et al.,2011 & Mimura et al.,2008 & Lin et al.,2008). حيث أفادت العديد من الدراسات التي قيّمت حالة اللثة بعد المعالجة التقويمية القلعية أنّ إرجاع الأسنان الأمامية بشكل مفرط يسبب مشاكل علاجية كحدوث خسارة في العظم السنخي بالإضافة إلى انحسار اللثة (Yared et al.,2006).

إنّ تفادي مثل هذه المشاكل العلاجية صعب نوعاً ما وذلك بسبب وجود العديد من العوامل التي تؤثر على المعالجة التقويمية بما في ذلك العوامل الفردية، الحالة الأولية للأسنان والعظم السنخي ، مقدار القوة المطبّقة والميلان الدهليزي اللساني للأسنان التي تطبّق عليها قوى الإرجاع (Hong et al.,2019).

ومع التقدّم الملحوظ في تقنيات المعالجة التقويمية وعلى وجه الخصوص استخدام الزريعات التقويمية في الإرساء، أدى ذلك إلى اتساع مدى الحركة التقويمية للأسنان وتحقيق نتائج جيدة في معالجة الحالات المعقدة



من التشوهات الوجهية الفكّية، وبالرغم من ذلك فليس هناك دليل واضح أن التغيرات التي تطرأ على العظم السنخي أثناء المعالجة التقويمية تتبع بشكل دائم اتجاه ومدى حركة الأسنان (Alharbi et al.,2019) .

يوجد العديد من الوسائل المستخدمة في الكشف عن العظم السنخي كالصور البانورامية والسيفالومترية إلا أنّها وبسبب كونها ثنائية البعد تعاني من عدّة قيود كتراكم التراكيب التشريحية والتشوهات وعدم القدرة على قياس سماكة العظم السنخي لذلك تم اللجوء إلى التصوير المقطعي المحوسب CT والتصوير المقطعي المحوسب ذو الحزمة المخروطية CBCT من أجل تقييم تغيرات العظم السنخي كونها تتلافى القصور الذي تعاني منه الصور ثنائية البعد (Kim et al.,2006).

تعتبر طريقة العناصر المنتهية من الطرائق التي تتمتع بالدقة في القياس ومعرفة التغيرات التي تطرأ على الجسم المدروس حيث تعتمد على تقسيم الجسم المراد دراسته إلى عدد من العناصر الصغيرة ذات الشكل الهندسي (مثلث، مربع..) تكون هذه العناصر ذات أبعاد متناهية ، مع الأخذ بعين الاعتبار الحفاظ على خواص النموذج المادية في هذه العناصر. يشير تعبير منته إلى أن هذه العناصر ذات أبعاد ملموسة لا يمكن أن تنتهي في الصغر ،تسمى نقطة الاتصال بين هذه العناصر بالعقد nodes وتشكل بمجموعها شبكة meshwork.

(Jimenez et al., 2010& Vikram et al.,2010)

الفصل الثاني

مُراجعة الأدبيّات

Chapter Two

Literature Review

## 2. مراجعة الأدبيات :Literature Review

### 2.1 الميكانيك الحيوي لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية:

#### Biomechanics of The Upper Anterior Teeth during Retraction

إن معرفة مبادئ الميكانيك الحيوي لحركة الأسنان من الأمور الضرورية لأخصائي تقويم الأسنان من أجل وضع خطة معالجة مناسبة (Yoshida et al 2001) ، فالميكانيك الحيوي هو علاقة علم الميكانيك بالأعضاء الحيوية ومع تقويم الأسنان والفكين بحيث يدرس كيفية الاستفادة من مبادئ ومفاهيم علم الميكانيك من الناحية السريرية خلال مراحل المعالجة التقويمية (صوان والعلي، 2006) وتعتبر حركة الأسنان عبارة عن استجابة كلية لتوتر الأربطة ما حول السنّة عند تطبيق الأجهزة التقويمية. حيث أن الرباط حول السني لا يملك تفضيل نوع ، شكل أو حجم السلك المستخدم ، أو نموذج الحاصرة المنتقاة (Burstone and Choy, 2015)

#### 2.1.1 المعالجة القلعية: Extraction Treatment

تقسم المعالجة التقويمية الى معالجة قلعية ومعالجة غير قلعية تبعاً لما تتطلبه الحالة السريرية:

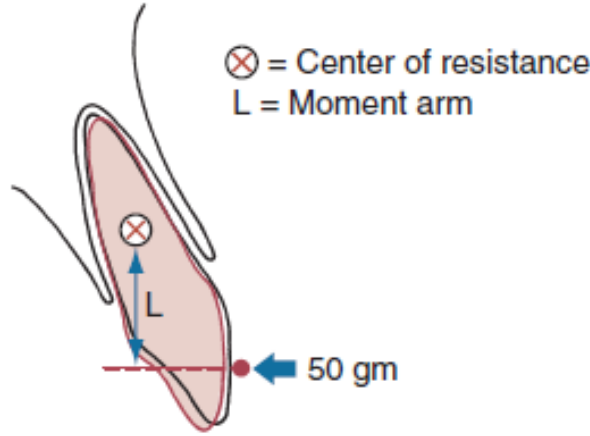
تعتبر المعالجة القلعية إجراء لا بد منه عند المرضى الذين لديهم ازدحام شديد أو بروز بالأسنان الأمامية (مع أو بدون ازدحام).

حالما يتم اتخاذ قرار القلع ، يجب أن يؤسس الوضع الأمامي الخلفي للقواطع ومن ثم تحديد نظام القوة الامثل. (Burstone and Choy, 2015) فالقوة هي أي حمل مطبق من جسم على جسم اخر مسببة انتقاله من وضعية ابتدائية الى وضعية جديدة هي الوضعية الإنتهائية.

ولها ثلاث خصائص هي نقطة التطبيق ، جهة التطبيق وشدة القوة ، تقاس بوحدة نيوتن (N) أو باوند (lb). (Sakaguchi et al.,2019). عندما تطبق القوة على الجسم ولكن بعيداً عن مركز مقاومته ينشأ عزم القوة

يُعرف عزم قوة ما حول نقطة بأنه محاولة هذه القوة التأثير على الجسم بتدويره حول نقطة اخرى (صوان والعلي ، 2006)

يمكن الحصول على العزم بضرب القوة المطبقة بالمسافة العمودية بين نقطة تطبيق القوة ومركز مقاومة الجسم ويقاس بوحدة غرام.مم (Proffit., 2019) (الشكل 2.1)



الشكل (2.1) عزم القوة هو حاصل ضرب المسافة العمودية بين مركز تطبيق القوة ومركز مقاومة الجسم بالقوة المطبقة (Proffit., 2019)

عند استخدام الأجهزة التقويمية الثابتة يكون موضع تطبيق القوة على السن عند الحاصرة بعيداً عن مركز المقاومة مما يؤدي الى تولد عزم القوة وهذا يعني أن هذه القوة لا تحرك الجسم حركة جسمية صرفة بل أيضاً تسبب في تدويره. (Proffit.,2019)

تحتاج الأنواع المتنوعة من الحركة السنية التقويمية إلى قيم مختلفة لنسبة العزم المطلق إلى القوة  $M/F$  المطبقة على تاج السن (Techalertpaisarn and Versluis, 2013) وعندما تتغير نسبة العزم إلى القوة فإن مركز دوران السن يتغير.

تتضمن أنواع الحركات السنية كلا من الإمالة (**tipping**) والحركة الجسمية (**translation**) وحركة الجذر (**root movement**) ويحتاج تحقيق كل نوع إلى نسبة عزم إلى قوة مناسبة. عند استخدام الجهاز التقويمي الثابت، فإنه يجب أن يتضمن جزءاً فعالاً قادراً على تحقيق مقدار القوة والعزم المرغوبين لإنجاز الحركة المطلوبة.

كما أن اجزاء الجهاز المسؤولة عن الدعم ينبغي أن تكون قادرة على مقاومة الحركات غير المرغوبة في القطاعات السنية التي لا يفترض أن تتحرك (Graber.,2017)

- القيم تحت 8:1 لنسبة العزم إلى القوة تؤدي إلى حركات إمالة غير منضبطة (**uncontrolled tipping**)

- القيم بين 8:1 و 10:1 لنسبة العزم إلى القوة تؤدي إلى حركات إمالة منضبطة (**controlled tipping**)
- القيمة 10:1 تؤدي إلى حركات جسميّة صرفة دون إمالة
- القيم أكبر من 10 تؤدي إلى حركة الجذر (Smith.,1984)

إن نظام القوة الناشئ خلال إرجاع الأسنان الأماميّة وإغلاق مسافات القلع معقد بسبب العديد من العوامل كالاحتكاك ، التأثير ثلاثي الأبعاد ، شكل المقطع العرضي وأبعاد السلك ، عرض الحاصرة ، شكل العروة ، معامل المرونة ، اتجاه شعاع القوة وغيرها ( **Burstone and Choy, 2015** )

### 2.1.2 أصناف إرجاع الأسنان الأماميّة العلويّة:

#### Classes of Upper Anterior Teeth Retraction

يقسم إرجاع الأسنان الأماميّة الى ثلاث أصناف معتمدة على مساهمة القطاعات الأماميّة والخلفيّة في إغلاق الفراغات (الشكل 2.2)

في ميكانيك المجموعة الاولى **A**:

معظم مسافة القلع تغلق عن طريق إرجاع الأسنان الأماميّة العلويّة.

في ميكانيك المجموعة الثانية **B**:

تغلق مسافات القلع عن طريق التجاذب المتساوي لكل من الأسنان الأماميّة والخلفيّة .

في ميكانيك المجموعة الثالثة **C**:

معظم مسافة القلع تغلق عن طريق انسلال الأسنان الخلفيّة

(BurstoneandChoy,2015)



الشكل (2.2): أصناف إرجاع الأسنان الأماميّة العلويّة

Burstone and Choy, 2015

### 2.1.3 الاستراتيجيات المتبعة للحفاظ على موقع الرحى الخلفية : ميكانيك المجموعة A:

تركز استراتيجيات الحفاظ على الدعم الخلفي المحافظة على توتر الرباط حول السني في وحدة الدعم بالحد الأدنى الممكن بحيث لا يسبب حركة السن التقويمية.

الطريقة الأبسط من أجل مؤازرة الدعم هو زيادة عدد الأسنان في وحدة الدعم. كما تستخدم أجهزة الدعم المؤقت TADs للدعم عند إغلاق الفراغات في الفك العلوي حيث تعتبر القوى الإضافية الناتجة من حزام الرأس، مطاط الفك العلوي السفلي (المعروف باسم المطاط بين الفكي) و TADs هي إجراءات إضافية يجب أخذها بعين الاعتبار في ميكانيك المجموعة A من أجل مؤازرة الدعم في الفك العلوي عند إرجاع الأسنان الأمامية العلوية .

(Burstone and Choy, 2015)

إن التخطيط للدعم هو جزء أساسي من خطة المعالجة ويجب أخذ العوامل التالية بعين الاعتبار عند التخطيط

للدعم (Mitchell et al.,2013)

- 1) متطلبات المسافة
- 2) نوع الحركة السنية المطلوبة
- 3) عدد الأسنان المطلوب تحريكها
- 4) مسافة الحركة المطلوبة
- 5) الهدف من المعالجة
- 6) مساحة جذور الأسنان المطلوب تحريكها
- 7) نموذج النمو والنمط الهيكلي

### 2.1.4 أنواع الإرجاع للأسنان الأمامية العلوية:

## Types of Upper Anterior Teeth Retraction

### 2.1.4.1 الإرجاع المنفصل للأنياب: Separate Canine Retraction

في حالات الازدحام الشديد يكون إرجاع الانياب بشكل منفصل ضرورياً من أجل كسب مسافة لإرتصاف القواطع ومن المعتقد أن إرجاع الأنياب بشكل منفصل متبوعاً بإرجاع القواطع الأربعة يحافظ على الدعم الخلفي بسبب القوى الخفيفة المستخدمة في كل مرحلة (Burstone and Choy, 2015) ،حيث أوصى

**Roth** عام 1994 بإرجاع الأنياب بشكل منفصل في حالات القلع التي تتطلب إرساء أعظمي ولم يفضله في حالات الإرساء المتوسط ( **Roth, 1994** )، بينما برّر **Field** و **Proffit** أن إرجاع الأنياب بشكل منفصل يؤدي إلى توزيع الجهود على مساحة أكبر من الرباط السنّي السنخي للأسنان ( **Profit & Field, 2000** ) يعتبر الإرجاع على مرحلتين أكثر تعقيداً ، غير تجميلي بسبب المسافة المؤقتة بين الأنياب والقواطع الجانبية ، يحتاج وقت معالجة أكبر، ولديه فرصة أكبر لحدوث تأثيرات جانبية علاجية المنشأ كتبزيغ القواطع خصيصاً عند استخدام الآلية الإنزلاقية في الإرجاع ( **Burstone and Choy, 2015** ) في دراسة **Felemban** وآخرون عام 2013 ذكر أن الإرجاع على مرحلتين أكثر ملاءمة نظرياً لكن يحتاج إلى وقت أكبر ويخلق تأثيرات جانبية أكثر كميلان الأسنان وانفثالها بينما الإرجاع على مرحلة واحدة يوفر سيطرة أكبر على حركة الأسنان ويجعلها أكثر قابلية للتنبؤ من الإرجاع على مرحلتين ( **Ouejjaraphant et al., 2018** )

#### 2.1.4.2 الإرجاع الكتلي: En-masse Retraction

يلجأ العديد من الممارسين إلى إرجاع الأسنان الستة الأمامية العلوية دفعة واحدة مع تعزيز الإرساء أو بالاستفادة من الخصائص الجديدة للأجهزة مسبقاً التعديل ( **Mclaughlin et al., 1991** ) بينت دراسة **Staggers** و **Germane** أن إجهاد الأسنان عند الإرجاع على مرحلتين يكون مضاعفاً عن إرجاعها بشكل كتلي واقترحا إرجاع الأسنان ككتلة واحدة مستنديين بذلك على أن الوحدة الخلفية الداعمة تتأثر بمقدار القوة المطبقة وليس بعدد الأسنان ( **Staggers & Germane, 1991** ) ، لكن بيّن **Burstone and Choy** أنه لا يوجد اختلافات بفقدان الدعم بين الإرجاع الكتلي أو الإرجاع على مرحلتين. ( **Burstone and Choy, 2015** )

#### 2.2 اليات إغلاق مسافات القلع: Mechanics of Extraction Space Closure

هناك نوعين أساسيين من اليات إغلاق الفراغات:

الآلية الإنزلاقية (الاحتكاكية) حيث تطبق القوى عن طريق المطاط أو النوابض وتنزلق الحاصرات على طول القوس السلبي.

والية العرا ( اللاحتكاكية )

في الآلية الاحتكاكية دوماً هناك احتكاك بين الحاصرة والقوس السلكي مما يؤدي إلى ضياع جزء من القوة المطبقة وإنفاص فرص توقع نتائج المعالجة كما أن القوس السلكي يقوم بإنتاج عزوم لمنع ميلان وانفصال الأسنان بينما في الآلية الاحتكاكية لا يوجد قوس سلكي وتقوم العرا بإنتاج القوة والعزوم وتكون نتائج المعالجة متوقعة بشكل أكبر (Burstone and Choy, 2015).

### 2.2.1 الآلية الإنزلاقية (الاحتكاكية): Sliding Mechanic (Frictional)

الحركة السنية خلال الآلية الإنزلاقية تمر بأربع مراحل :

خلال المرحلة الأولى بعد تسوية الأسنان، يتم تطبيق القوى الوحشية مما يؤدي إلى حدوث إمالة غير مسيطر عليها بسبب الفراغ بين السلك والحاصرة. ولا يوجد احتكاك في المرحلة الأولى.

خلال المرحلة الثانية يحدث ميلان أكبر، وينشأ الاحتكاك بسبب التماس المتزايد بين السلك والحاصرة ومما يؤدي إلى نشوء قوتين عموديتين (عزم مزدوجة) داخل شق الحاصرة.

عندما تميل الأسنان بشكل متناسب مع انحناء السلك لتخلق عزوم أكبر ، عندها الأسنان تتحرك حركة جسمية (المرحلة الثالثة).

عندما تزداد العزوم العمودية للجزر أو تضمحل القوة الوحشية تتوقف حركة الأسنان الوحشية ويحدث تصحيح لمحاور الجذور (المرحلة الرابعة).

يقوم المقوم لاحقاً بإعادة تنشيط وسيلة الإرجاع (النابض أو المطاط السلسلي) ويبدأ طور الميلان مرة أخرى. مع كل مرحلة متكررة تتذبذب الأسنان وهكذا حتى ينغلق الفراغ ويكتمل إرجاع الأسنان الأمامية

(Burstone and Choy, 2015)



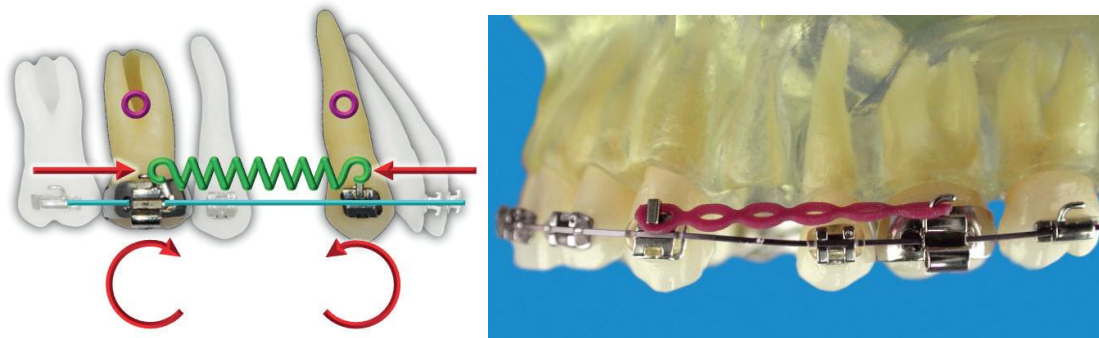
## 2.2.1.1 الوسائل التقويمية المستخدمة في إرجاع الاسنان الأمامية العلوية مع الآلية الإنزلاقية:

## The Orthodontic Modalities Used in Anterior Teeth Retraction with Sliding Mechanic:

## 2.2.1.1.a المطاط السلسلي: Elastic Chain

يتصف المطاط السلسلي بأنه وسيلة مفضّلة في الإرجاع كونه سهل الاستخدام ولا يتطلب تعاوناً من قبل المريض (Billmeyer.,1984) حيث تتميز السلاسل المطاطية بأنها صحيّة ، ذات ثمن رخيص كما أنّها سهلة التطبيق ،من ناحية اخرى تعاني من بعض المساوئ حيث أن فعاليتها غير مستمرة فهي تبدي ضعفاً تدريجياً بسبب تخامد القوى ،كما أن السلسلة المطاطية تخضع لتشوّه دائم بمقدار 50% بعد مضي 24 ساعة من تطبيقها داخل الحفرة الفموية ( Anderasen and Bishara .,1970) ،كما أن مقدار القوة التي تبقى بعد مضي ثلاثة أسابيع تقدر ب 30-50% من قواها الأصليّة حيث أن السلسلة المطاطيّة تفقد 50-70% من قواها الأولى خلال اليوم الأول من تطبيقها (Baty et al.,1994).

ذكر Ferriter أن هناك عدد من العوامل التي تؤثر على مقدار القوة المتولّدة عن السلسلة المطاطيّة منها تغيير الحرارة الفموية وتبدل درجة الـ pH للوسط الفموي ( Ferriter et al.,1990) يتم استخدام السلاسل المطاطيّة عند الوصول الى أسلاك قاسية من الفولاذ اللاصدئ بقياس  $0.025 \times 0.017$  عند استخدام حاصرات بشق  $0.018$  أو أسلاك  $0.025 \times 0.019$  عند استخدام حاصرات بشق  $0.022$  انش وذلك بعد الانتهاء من مرحلة الرصف والتسوية حيث يتم تعليق المطاط من خطاف الرحي الأولى الى الجناح الوحشي للناناب. (Huget et al.,1990)



الشكل (2.3) الإرجاع الانزلاقيّ (Burstone and Choy, 2015)

### 2.2.1.1.b نوابض إغلاق المسافة: Space Closure Spring

تكون نوابض الإغلاق مصنوعة من خلائط عالية المرونة وتملك خاصية المقاومة للتشوه الدائم كما أنها تحرر قوى ثابتة نسبياً (Barlow et al., 2008) وتصنع من خليطة النيكل تيتانيوم (Niti) التي تتميز بخاصية الذاكرة الشكلية أو من النيكل كروم كوبالت (Co-Cr-Ni) أو من الفولاذ اللاصدي (Angolkar et al., 1992)

تكمن مزايا نوابض الإغلاق في أنها خفيفة وسهلة الاستخدام والقوى المتولدة عنها تكون ثابتة بشكل نسبي أما مساوئها في أنها تسبب تراكم الفضلات الطعامية وبالتالي تعيق التنظيف وأنها غير صحية (Sonis, 1994) بعد أن يتم إنهاء مرحلة الرصف والتسوية والوصول إلى أسلاك قاسية من الفولاذ اللاصدي، يعلّق النابض من خطاف الرحي الأولى إلى خطاف الناب أو خطاف ملحوم على القوس السلكية (Sonis, 1994).

تكون القوى الناتجة عن النوابض خفيفة مستمرة بمقدار 75-90 غ عند شدّها لمسافة 6 ملم (Vonfraunhorer et al., 1993) لكن أظهرت هذه النوابض ضياع للقوة مع مرور الوقت وخصيصاً خلال 24 ساعة الأولى (Angolkar et al., 1992)

### 2.2.2 الية العرا (الاحتكاكية): Loops Mechanic ( Frictionless)

في الالية الاحتكاكية ليس هناك قوس سلكي مستمر ويتم استخدام عرا. ليس هناك فقدان بالقوة المطبقة بسبب الاحتكاك. مما يؤدي إلى تحكم في الحركة وتوقعية أفضل.

إغلاق المسافات في الالية الاحتكاكية سيمر بالمرحل الثلاث ذاتها المشاهدة في الالية الاحتكاكية: الإمالة متبوعة بالانتقال ومن ثم حركة الجذر. الاختلاف هو معدل التنشيط الأفضل، ونسبة M/F ومستوى القوة الأكثر ثباتاً الذي يقود إلى ثبات أكثر في مركز الدوران (نقصان الذبذبة).

(Burstone and Choy., 2015)

## 2.2.2.1 العرا: Loops

تعرف العرا بأنها عبارة عن طريقة لإغلاق مسافات الفلج على القوس السنية بدون أن يتم تزليق الأسنان على طول القوس السلجية وإنما بتحريكها بالية لاحتكاكية (Burstone, 1982). تنشأ القوة الناتجة عن العروة عند سحب نهايتها الوحشية خلف أنبوب الرحي وتثنيه بالاتجاه اللثوي (Grabber & Numann, 1984)

تكمّن الميزة الأساسية في العرا بكونها من الممكن أن تحرك الأسنان حركة جسميّة صرفة ونحصل باستخدامها على مدى واسع من الحركات السنية حيث أن تأثير القوى الناتجة عنها يكون مستمراً وشبه ثابت ونستطيع الحصول على ذلك عن طريق صنع العروة من أسلاك ذات معدل حمولة – انحراف منخفض وأيضاً باستخدام أسلاك صغيرة المقطع وذات مرونة عالية وتزويد السلك بعرا إضافية وأيضاً بزيادة المسافة بين الحاصرات (Burstone, 1982)

عندما يتم إغلاق المسافات باستخدام العرا ينشأ عزمان يؤثران على الوضع العمودي للأسنان الأماميّة والخلفيّة وعلى الإرساء المرافق، عزم ألفا الذي يتشكل على مستوى الأسنان الأماميّة وعزم بيتا الذي يتشكل على مستوى الأسنان الخلفية . عندما يكون عزم ألفا أكبر من عزم بيتا يتعزز الإرساء للأسنان الأمامية وعندما يكون عزم بيتا أكبر من عزم ألفا يتعزز الإرساء للأسنان الخلفية (Faulkner et al., 1989)

يمكن أن تسبب العروة إزعاج للمرضى وذلك بسبب تخريشها للنسج اللثوية والنسج الرخوة الفموية كذلك بسبب كونها ذات مظهر غير تجميلي (Haskell et al., 1990)



الشكل (2.4) الإرجاع بعروة T (Burstone and Choy, 2015)

### 2.3 الميكانيك الحيوي لمركز المقاومة خلال إرجاع الأسنان الأمامية العلوية:

## Upper Biomechanics of The Center of Resistance during Anterior Teeth Retraction

### 2.3.1 تعريف مركز المقاومة: Definition of The Center of Resistance

يشبه مركز مقاومة سن أو مجموعة من الأسنان مركز كتلة الجسم الحر وهو عبارة عن مصطلح مشتق من مجال الكيمياء الحيوية للأجسام الصلبة وعندما يتم تطبيق قوة مفردة عند مركز المقاومة تحدث حركة انتقالية للجسم باتجاه خط عمل القوة, (Luu et al.2020) وبالتالي يعرف مركز المقاومة بأنه عبارة عن نقطة تتجمع فيها كتلة الجسم وهي النقطة التي تسمح بحدوث حركة جسميّة صرفة للأسنان وذلك عندما يتحرك الحد القاطع وذروة الجذر المسافة ذاتها وبالاتجاه ذاته ( Ouejjaraphant et al., 2018 )،

أما **Proffit** فقد عرّف مركز المقاومة بأنه عبارة عن النقطة المتوسطة من الجزء المنظم من الجذر (حوالي منتصف الطريق بين ذروة الجذر وقمة العظم السنخي (Proffit, 2019)

يعتبر مركز المقاومة النقطة المرجعية الأساسية لحركة الأسنان التي يمكن التنبؤ بها

( Luu et al., 2020)

### 2.3.2 موقع مركز المقاومة: Location of The Center of Resistance

يعتبر مركز المقاومة عامل ضروري في التخطيط لحركة الأسنان التقويمية حيث أن المعرفة الدقيقة بموقع مركز المقاومة تمكن من تحديد نظام القوة الذي نحصل من خلال تطبيقه على حركة مرغوبة للأسنان (REIMANN et al.,2007) ، فعندما يخضع جسم إلى قوة مفردة فسوف ينتقل بحركة إمالة أو حركة جسمية والتي يتم تحديدها تبعاً لموقع مركز المقاومة والمسافة بين شعاع القوة ومركز المقاومة (Aruna et al.,2014)

يجب تحديد مركز المقاومة بشكل دقيق لتطبيق القوة أو ليمر شعاع القوة من خلاله لتحقيق حركة جسمية للسن (Geiger et al., 2014) وقد تم تحديد مركز المقاومة باستخدام عدة طرق: الطريقة التحليلية ، قياس مباشر من الجسم الحي، تقنية الصورة المرنة، تقنية قياس الإجهاد ، تقنية انعكاس الليزر والطريقة ثلاثية الأبعاد وغيرها (Aruna et al.,2014)، هذه الطرق كانت محدودة في نهجها في نواح عديدة مثل عدم تحديد موقع

مركز المقاومة لجميع الأسنان بالإضافة الى أن هذه الطرق قامت بتحديد مركز المقاومة اعتماداً على التفاصيل التشريحية العامة للأسنان والمعلومات المستقاة من الصور ثنائية البعد. بعض الأدبيات الحالية تستخدم التقنية ثلاثية الأبعاد لتخطيط حركة الأسنان وتحديد موقع مركز المقاومة، لا يعتمد موقع مركز المقاومة على تشريح الأسنان وخصائصها فحسب بل أيضاً يعتمد على البيئة المحيطة ( اللثة ، الأربطة والعظام السنخية المحيطة).

(Luu et al.,2020)

قامت العديد من الدراسات بدراسة موقع مركز المقاومة حيث بيّن **Sia** وآخرون عام 2007 أن مركز المقاومة للقاطعة المركزية العلوية يقع على بعد 0.77 سم من ذروة الجذر بينما كان موقع مركز المقاومة على بعد 0.45 سم من ذروة الجذر في دراسة **Nikolai** و 0.76 سم في دراسة **Tanne** الذي استخدم طريقة العناصر المنتهية في القياس. ( **Sia et al.,2007** )

في دراسة **Vollmer** وآخرون كان موقع مركز المقاومة على بعد 0.58 ملم من ذروة جذر الأنياب بينما في دراسة **Yoshida** الذي استخدم نظام الاستشعار المغناطيسي (توليد حقل مغناطيسي وتحديد مركز المقاومة من خلاله) يكون تقريباً عند ثلثي ارتفاع العظم السنخي الحنكي من ذروة الجذر (**Yoshida et al., 2001**) أما بالنسبة لموقع مركز مقاومة القطاع الأمامي تنص القاعدة العامة أنه يكون 9-10 ملم ذروباً و7ملم وحشياً بالنسبة لحاصرات الرباعيات (**Gjessing et al., 1992**)

**Vanden et al. , 1987** في دراسته على جماجم بشرية ذكر أن موقع مركز المقاومة للقطاع الأمامي تراوح بين 8.1 و14.7ملم ذروباً من الحافة القاطعة بينما لم يجد **REIMANN** في دراسته الذي استخدم طريقة العناصر المنتهية أن هناك موقع مشترك لمركز المقاومة حيث أن الأسنان بقيت وكأنها تتحرك بشكل فردي على الرغم من ربطها ككتلة واحدة بواسطة سلك ستانلس ستيل حيث كان موقع مركز المقاومة للرباعيات على بعد 13ملم ذروباً من نقطة تطبيق القوة و16 ملم ذروباً من نقطة تطبيق القوة بالنسبة للثنايا، في دراسة **Suzuki** عام 2019 الذي استخدم طريقة العناصر المنتهية أيضاً في الدراسة وجد أن مركز مقاومة الأسنان الستة الأمامية العلوية يكون أعلى ب6 ملم من الناتئ السنخي للقواطع المركزية.

(**REIMANN et al.,2007& Suzuki et al., 2019**)

فيما يخص مركز مقاومة الفك العلوي والقوس العلوية قام كل من **Teuscher (1986), and Stockli (1994)** بالتمييز بين مركز المقاومة للقوس العلوية و مركز المقاومة للفك العلوي حيث أن مركز مقاومة الفك العلوي يقع في المنطقة العلوية الخلفية من الدرز الوجني للفك العلوي بينما يقع مركز مقاومة القوس العلوية بين جذور الضواحك العلوية، أما في دراسة **Tanne et al 1995** الذي استخدم طريقة

العناصر المنتهية اقترح أن مركز مقاومة المركب الفكّي العلوي يقع على ثلثة الحفرة الجناحية الفكّية، في دراسة (Poulton 1959.1967) كان موقع مركز مقاومة الفك العلوي عند ذروة الضاحك الثاني العلوي بينما في دراسة (bench et al 1975) كان عند أكثر نقطة خلفية من الخفرة الحنكية الوتدية، بينما في دراسة Billiet على جمجمة بشرية بأسنان دائمة مرصوفة بشكل جيد كان موقع مركز المقاومة تحت النائي الوجني مباشرة ولم يجد فرق بين مركز مقاومة الفك العلوي والقوس العلوية (Billiet et al., 2001)

إن الاختلافات في الدعم العظمي، مورفولوجية الجذور والميلان الدهليزي اللساني للأسنان تؤدي إلى اختلافات في موقع مركز المقاومة حيث أن زيادة طول الجذر ونقصان ارتفاع العظم السنخي يسبب حركة ذروية لمركز المقاومة حيث يتحرك مركز المقاومة 1.3 ملم ذروياً مع زيادة طول الجذر بمقدار 50% ويتحرك مركز المقاومة 4ملم ذروياً مع نقصان ارتفاع العظم السنخي بمقدار 50 %

(Turk et al., 2005)

### 2.3.3 تغيرات موقع مركز المقاومة خلال إرجاع الأسنان الأمامية العلوية:

#### Changes in Location of The Center of Resistance during Upper Anterior

##### Teeth Retraction:

بين Vanden في دراسته أن مركز المقاومة يتحرك ذروياً كلما ازداد عدد الأسنان ضمن الكتلة التي يتم إرجاعها بينما مقدار قوة الإرجاع تملك تأثيراً ضئيلاً على موقع مركز المقاومة (Vanden et al 1987)، أما Yoshida فقد ذكر أن نقصان الارتفاع العمودي للعظم السنخي سواء كان العظم السنخي الدهليزي أو الحنكي المرافق لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية بمقدار 25% سيسبب تحرك مركز المقاومة بالاتجاه الذروي.

(Yoshida et al., 2001)

في دراسة Jang وآخرون وجد أن الموقع العمودي لمركز مقاومة الأسنان الستة الأمامية العلوية المرجعة بواسطة المرجع j المضاعف (Double J retractor) DJR والمدعوم بالزريعات المتوضعة بين الضاحك الثاني والرحى الأولى وباستخدام طريقة العناصر المنتهية كان على بعد 12.2 ملم ذروي الحافة القاطعة للقواطع المركزية بينما وجد كل من Chang and lee أن موقع مركز المقاومة للأسنان الستة الأمامية العلوية المرجعة بواسطة المرجع اللساني التقليدي كان على بعد 6.76 ملم ذروي الملتقى المينائي الملاطي (Jang et al., 2010)

حسب **Ouejjaraphant** عام 2017 وجد أن موقع مركز المقاومة للأسنان الستة الأمامية المرجعة بالاشتراك مع التفشير العظمي وباستخدام طريقة العناصر المنتهية كان على بعد 13.8 ملم من الحافة القاطعة للقواطع المركزية بينما كان بمعدل 13.5 - 13.7 ملم ذروي الحافة القاطعة للقواطع المركزية في دراسة **Gwang-Mo Jeong** عام 2009.

(**Ouejjaraphant et al., 2018**)

دراسات **Gjessing (1992,1994)** التي استخدم فيها نابض **(Poul Gjessing)** لإرجاع القواطع العلوية بين أن موقع مركز المقاومة للقواطع العلوية على بعد 7 ملم وحشياً و9-10 ملم ذروباً من مركز حاصرات الرباعيات (**Turk et al.,2005**)

## 2.4 الميكانيك الحيوي لحركة العظم السنخي خلال إرجاع الأسنان الأمامية العلوية

### Biomechanics of Alveolar Bone during Upper Anterior Teeth Retraction:

#### 2.4.1 العظم السنخي: Alveolar Bone

العظم السنخي **alveolar bone**: هو عبارة عن جزء من الفك الذي يتضمن جذور الأسنان ، الصفيحة القشرية والرباط السني السنخي وهو الجزء الذي تحدث بداخله العمليات الفيزيولوجية جميعها (**Bohm et al.,2000**) يبدأ تطور العظم السنخي بالتزامن مع بدء ظهور الأسنان، ويتابع تطوره مع استمرار نمو وتطور براعم الأسنان وتحركها من العظم القاعدي لكلا الفكين العلوي والسفلي نحو الحفرة الفموية (**Van der & duterloo,1980**) يرتبط وجود العظم السنخي ارتباطاً وثيقاً بوجود الأسنان حيث أن عدم تشكل الأسنان تؤدي إلى عدم تطور العظم السنخي كما أن غياب الأسنان تسبب امتصاص العظم السنخي (**Sperber** ) (2001)

يميل العظم السنخي باتجاه الأمام والأسفل بالنسبة للفك العلوي وباتجاه الأمام والأعلى بالنسبة للفك السفلي وعند اكتمال بزوغ الأسنان الدائمة ضمن الحفرة الفموية تتحدد السماكة الدهليزية اللسانية للعظم السنخي بشكل كلي (**Bjork et al.,1963**)

تكمن أهمية العظم السنخي في دوره الداعم من أجل الحفاظ على صحة النسيج حول السنية وبالتالي الحفاظ على استقرار الأسنان وتأمين نواحي تجميلية جيدة .عندما تتوضع جذور القواطع في الجزء المركزي من العظم



السنخي يحدث توازن بين المجموع العضلي الشفوي واللساني وهذا ما يسمى بالاستقرار المثالي (Sarikaya et al.,2002&Bollen et al.,2008)

### 2.4.2 تشكّل العظم السنخي: Alveolar Bone Formation

يتشكل العظم السنخي بطريقة التعظم الغشائي خلال مرحلة النمو الجنيني حيث يتكون من قالب متكلس مع وجود خلايا عظمية محصورة ضمن الفراغات (الفجوات) تتفرع عن هذه الفجوة قنيات تدعى قنيات هوشيب تمر منها استطالات تمتد من الخلايا العظمية,تقوم هذه القنيات بتشكيل نظام تفاعري ضمن القالب بين الخلوي للعظم حيث تؤمن هذه القنيات الأوكسجين والمواد الغذائية القادمة من الدم لتغذية الخلايا العظمية وتنقل الفضلات الاستقلابية من الخلايا العظمية الى الدم, ويتم نمو العظم عن طريق توضع قالب عضوي من قبل صانعات العظم (Carranza et al.,2019)

### 2.4.3 العظم السنخي تشريحياً: Alveolar Bone Anatomically

يتألف العظم السنخي من:

- القشيرة الداخلية
- القشيرة الخارجية
- العظم الاسفنجي بينهما

#### 2.4.3.1 القشيرة الداخلية: Inner Crust

هي الجدار الداخلي الذي يحيط بجذور الأسنان وتعمل على تأمين منطقة استناد لحزم الألياف الغرائية ذات المنشأ الرباطي التي تقوم باختراق العظم السنخي تحت مسمى ألياف شاربي يطلق على القشيرة الداخلية اسم الصفيحة القاسية **lamina dura** وذلك بسبب ظلاليتها على الأشعة (Fleisch ,1966)

#### 2.4.3.2 القشيرة الخارجية: Outer Crust

تكون على اتصال مباشر مع النسيج اللثوي من خلال الطبقة المخاطية السحاقية **mucoperiosteum** ذات النشاط العالي بسبب وجود طبقة الخلايا الداخلية المولدة للعظم ضمنها (Graber et al ., 2005)



تقوم هذه الخلايا بتنظيم تمعدن العظم وإنتاج طبقات جديدة من العظم حيث تكون قادرة على إنتاج 0.5 إلى 1.5 ميكرون من العظم الفتي في اليوم الواحد (Fleisch ,1966)

### 2.4.3.3 العظم الاسفنجي: Spongy Bone

هو عبارة عن نسيج عظمي اسفنجي أضعف من العظم القشري وأقل كثافة . يتألف من حجب عظمية متفرقة تحيط بالمسافات النقية وأوعية دموية غزيرة . تتوزع الحجب العظمية توزعاً هندسياً عند مستوى النتوءات بين السنية تكون متوازية وعمودية على المحور الطولي للسن . العظم الاسفنجي يتميز بقدرته على امتصاص الصدمات واحتواءه على النقي العظمي المولد للخلايا العظمية نظراً لبنيته النوعية (Fleisch ,1966)

يوجد العظم الاسفنجي بشكل أعظمي بين الجذور وبين الأسنان وفي مناطق محدودة دهليزياً ولسانياً ماعدا قبة الحنك ، ويتواجد عند الإنسان البالغ في الفك العلوي أكثر من السفلي (Carranza et al.,2019)

### 2.4.4 العظم السنخي نسيجياً: Alveolar Bone Histologically

يتألف من خلايا ضامة ومادة قاعدية

#### 2.4.4.1 الخلايا الضامة: Macrophages

تتضمن كاسرات ومولدات العظم والخلايا العظمية الناضجة، تنشأ من خلايا ميزان شيميائية أولية. تكمن وظيفة مولدات العظم في تركيب النسيج العظمي وذلك من خلال إفراز الهيكل العضوي الأساسي الغني بالألياف الغرائية بعد ذلك ينتكس الهيكل العضوي وتتعرض هذه الخلايا من قبل بروتينات خاصة استجابة لعمليات الاستقلاب العظمي (Iecanda et al.,1998)

كاسرات العظم هي عبارة عن خلايا عرطلة متعددة النوى قادرة على الحركة ، تخرب النسيج العظمي بواسطة حل العناصر المعدنية وهضم البقايا العضوية عن طريق أنزيمات خاصة حالة للبروتينات أما الخلايا العظمية الناضجة تساهم في تركيب وإفراز الكولاجين إضافة إلى أنها تعتبر مسؤولة عن تحلل النسيج العظمي بالية أنزيمية حيث تؤدي إلى زيادة تركيز شوارد الكالسيوم في الدم ، تتواجد الخلايا العظمية الناضجة في مساكن عظمية خاصة (Migliaccio et al., 2004)

### 2.4.4.2 Base Substance:المادة القاعدية:

تشكل القاعدة الرئيسية للنسيج العظمي وتحتوي على عناصر عضوية واخرى معدنية غير عضوية)  
(Migliaccio et al., 2004)

إن 3/2 من بنية العظم مواد غير عضوية و 3/1 من بنيته قالب عضوي  
يتركب القالب غير العضوي بشكل أساسي من :

معادن الكالسيوم، الفوسفات، الهيدروكسيل، الكربونات، السترات مع كميات قليلة من معادن اخرى مثل  
الصوديوم ، المغنيزيوم والفلور حيث تشكل الأملاح المعدنية المتواجدة بشكل بلورات الهيدروكسي اباتيت 3/2  
من بنية العظم (Carranza et al.,2019)

يتضمن القالب العضوي بشكل اساسي:

- كولاجين نمط 1 بنسبة 90%
- كميات قليلة من بروتينات غير كولاجينية مثل أوستيوكالين ،أوستيونكتين وبروتينات التخلق العظمي
- بروتينات فوسفورية
- بروتوغليكان
- **Bone sialoprotein** هي بروتينات التلاصق الخلوي وهي مهمة جدا لالتصاق صانعات العظم وكاسراته

بالإضافة لهذا فان العوامل نظيرة الغدية **paracrine factors** مثل السايوتوكينات والكيموكينات وعوامل  
النمو تؤثر بشكل كبير في السيطرة الموضوعية على عملية التكثف الميزانثيمي وتقوم بضبطها في فترة نمو  
وتخلق الأعضاء ومن المحتمل أن تلعب هذه العوامل دورا في تطور المجموعة السنخية ( Carranza et al.,2019)

### 2.4.5 إعادة تشكيل العظم السنخي: Remodeling of The Alveolar Bone

هي الأسلوب الأساسي الذي تتم من خلاله التغييرات في بنية العظم من حيث شكله، مقاومته للقوى والضغط،  
ترميم الجروح وتحقيق الاستتباب الداخلي لكمية الكالسيوم والفوسفات في الجسم (Carranza et al.,2019)  
إن المبدأ الأساسي الذي يقوم العظم من خلاله بإعادة تشكيل نفسه هو مبدأ التوافق والانسجام بين امتصاصه  
وتشكله وهذا يتطلب تناسقا بين النشاطات التي تقوم بها كل من صانعات وكاسرات العظم وضبط هذه العملية

المعقدة يتضمن هرمونات وعوامل موضعية تعمل بالية غدية أو نظيرة غدية وهي التي تتحكم بتوليد ونشاط الخلايا العظمية المختلفة (Carranza et al.,2019)

#### 2.4.6 تغيرات العظم السنخي خلال إرجاع الأسنان الأمامية العلوية:

### Changes in Alveolar Bone during Upper Anterior Teeth Retraction

إن المعالجة التقويمية التي تتضمن إرجاع الأسنان الأمامية بشكل كتلي بعد قلع الضواحك ، تؤدي إلى تحفيز التغييرات المورفولوجية للعظام السنخية المحيطة بالأسنان الأمامية (Domingo-Clérigues,et al., 2019) فعند تطبيق الحمل التقويمي على الأسنان ،ينتج عنه قوى ضغط على (PDL) أمام الجذر و قوى شد في الجانب المعاكس، مما يؤدي إلى تغيرات في البيئة الميكانيكية للعظم السنخي. هذه التغييرات تؤدي إلى رد فعل بيولوجي ،حيث يتم تعيين الخلايا الكاسرة للعظم لامتصاص العظم أمام السن في اتجاه الحركة ،وتعيين الخلايا البانية للعظم على الجانب المعاكس لتشكيل عظم جديد، وتؤدي عملية الامتصاص وإعادة التوضع هذه إلى انتقال الأسنان. (Jiang et al., 2015) ،يعتبر المنبه الميكانيكي (الحمل التقويمي ) أحد العوامل التي تحدد عدد ونشاط الخلايا الكاسرة والبانبة للعظم ،أما العوامل أخرى مثل الهرمونات والسايوتوكينات، تكون أيضاً ذات تأثير أقل ومعتمد على المريض (You et al., 2008)

يوجد مفهومين للحركة السنية التقويمية من حيث إعادة قولبة العظم السنخي حيث إذا تمت إعادة قولبة العظم السنخي بالتنسيق مع الامتصاص والتوضع وحركة الأسنان عندها تحدث إعادة قولبة العظم بنسبة 1:1 وهذا النوع يسمى (حركة مع العظم) وتبقى الأسنان ضمن مسكنها السنخي بينما إذا لم يكن هناك توازن بين الامتصاص والتوضع خلال الحركة السنية عندها تخرج الأسنان من مسكنها السنخي وهذا ما يسمى (الحركة خلال العظم) (Ahn et al 2013)

من المتوقع أن تتبع عملية إعادة تشكل العظم السنخي حركة الأسنان التقويمية ومع ذلك في كثير من الحالات تكون النتائج مختلفة ، فقد يبقى العظم السنخي سميكاً مما يسبب بروز الشفة والمشاكل الجمالية الأخرى بعد العلاج ، ومن ناحية أخرى إذا أصبح العظم السنخي رقيقاً فقد تحدث مشكلات في اللثة مثل انحسار اللثة. (Hong et al., 2019) كما يلاحظ في بعض الحالات تشكل نتوءات عقدية غير منتظمة على السطح الشفوي للعظم السنخي والتي تزداد في حال زيادة كمية الإرجاع للأسنان الأمامية، سريرياً سميت هذه الظاهرة بالأعران العظمية الناتجة عن تبدل موضع العظم السنخي (Chung,et al., 2019) هذه التأثيرات غير المرغوبة الناتجة عن الإرجاع ذو المدى الواسع للأسنان الأمامية العلوية قد تنجم عن نقص التوازن بين

الامتصاص العظمي وتشكل العظم الجديد والذي يعتمد على السرعة، الاتجاه وسعة الحركة وكذلك يعتمد على ميلان الأسنان.

(Oliveira et al., 2016)

### 2.4.6.1 تغيرات ثخانة العظم السنخي خلال إرجاع الأسنان الأمامية العلوية في الاتجاه الأمامي الخلفي

#### Changes in Alveolar Bone Thickness during Upper Anterior Teeth Retraction in The Anterior-Posterior Direction

**Domingo-Clérigues** يبين في دراسته عام 2019 عن تغيرات سماكة العظم السنخي قبل وبعد المعالجة التقويمية المتضمنة قلع الضواحك العلوية وإرجاع القطاع الأمامي بشكل كتلي باستخدام تقنية **Cbct** أن التغيرات الرئيسية في سماكة العظم السنخي وجدت في السطح الشفوي للثلث العنقي للثنايا حيث ظهرت زيادة قدرها 0.4-0.64 ملم

(Domingo-Clérigues et al., 2019)

في دراسة **Ahn** واخرين التي تضمنت 37 مريض (انثى) بصنف أول مع بروز سني سنخي مضاعف واستخدام تقنية **Cbct** في تقييم تغيرات العظم السنخي قبل وبعد إرجاع القطاع الأمامي وجد أن سماكة العظم السنخي ازدادت في الثلث المتوسط الشفوي بمقدار 0.27 ملم للقواطع المركزية و0.65 ملم للرباعيات بالإضافة إلى نقصان في سماكة العظم السنخي بشكل ملحوظ على الجانب الحنكي في جميع المستويات أما في دراسة **Picanço** واخرين على 12 مريض خضعوا لمعالجة تقويمية قلعية وإرجاع للأسنان الأمامية العلوية حيث قسم المرضى إلى مجموعتين إحداهما مع قلع الضواحك والاخرى مجموعة شاهدة دون قلع وجد أن زيادة السماكة توضع في الثلث العنقي الشفوي من العظم السنخي بمقدار 0.67 ملم في المجموعة الاولى و0.06 ملم للمجموعة الشاهدة ووصل إلى نتائجه عن طريق استخدام صور **CT** في التقييم.

(Domingo-Clérigues-et al., 2019 & Bhattacharya et al., 2014)

أما في دراسة **Yodthong** واخرون استخدم تقنية التصوير المقطعي المحوسب ذو الحزمة المخروطية **Cbct** عند 23 مريض (21 أنثى\_2 ذكور) لديهم قواطع علوية بحاجة الى إرجاع وذلك قبل وبعد

المعالجة لتقييم تغيرات ثخانة العظم السنخي الدهليزي والحنكي و ثخانة العظم السنخي بشكل كلي في كل من المستوى العنقي والمتوسط والذروي من جذور القواطع حيث وجد زيادة ثخانة العظم السنخي الدهليزي في المستوى العنقي وزيادة ثخانة العظم السنخي الكلي في المستوى الذروي

### (Yodthong et al 2013)

بيّنت دراسة **Sarikaya** وآخرون عام 2002 التي تضمنت 19 مريض ببروز سني سنخي مضاعف، ازدحام أمامي بالحد الأدنى، قواطع بارزة وبروفيل محدب تم قلع 4 ضواحك أولى واستخدام تقنية **CT scans** في تقييم تغيرات العظم السنخي قبل وبعد المعالجة عدم وجود تغيرات مهمة في ثخانة العظم السنخي الشفوي بعد إرجاع القطاع الأمامي ولكن كان هناك نقصان في عرض العظم السنخي الشفوي المحيط بالقواطع العلوية على وجه الخصوص في الثلث العنقي والمتوسط من الجذر أما على الجانب الحنكي فقد لوحظ نقصان في ثخانة العظم السنخي والذي كان عند الرباعيات بشكل أكبر من الثنايا

### (Sarikaya et al., 2002)

وكذلك اوضحت دراسة **Oliveira** وآخريين عام 2016 على 11 مريض لديهم بروز سني سنخي على الفك العلوي تم تقييمه بواسطة التصوير المقطعي المحوسب ذو الحزمة المخروطية **Cbct** ومعالجتهم بقلع ضواحك علوية أولى وإرجاع القطاع الأمامي ثم استخدام صور **Cbct** بعد شهر من نهاية الإرجاع لتقييم ثخانة العظم السنخي وذلك بأخذ سبع شرائح محورية عن طريق برنامج **Dolphin Imaging** في كل من هذه الشرائح خمسة قياسات للمسافة بين العظم السنخي الشفوي والحنكي ومقارنتها مع الصور قبل المعالجة أوضحت عدم وجود فروق مهمة في ثخانة العظم السنخي قبل وبعد المعالجة

### (Oliveira et al.,2016)

وبمراجعة دراسة الباحث **Mao** وآخريين نجد أنهم توصلوا إلى وجود زيادة في ثخانة العظم السنخي في الثلث المتوسط للقواطع وبمقدار 0.3-0.05 ملم وذلك عندما استخدموا صور **Cbct** في تقييم نتائج المعالجة عند 38 مريض (31 أنثى -7 ذكر) لديهم بروز مضاعف خضعوا لمعالجة تقويمية قلعية وبتطبيق قوة 100غ بواسطة المطاط السلسلي (**Mao et al.,2020**).

وعند دراسة تغيرات ثخانة العظم السنخي عند 34 مريض يعانون من صنف ثاني مع بروز في القواطع العلوية في دراسة الباحث **Hong** وآخريين في عام 2019 حيث قام بدراسة تغيرات العظم السنخي في ثلاثة نقاط على بعد 3-6-9 ملم على التوالي من الملتقى المينائي الملاطي ولاحظ زيادة في ثخانة

العظم السنخي على بعد 9 ملم من الملتقى المينائي الملاطي بمقدار 0.3 ملم ولم يكم هناك تغيرات في النقاط الأخرى (Hong et al., 2019)

كما لاحظ الباحث Sun في دراسته عام 2021 على 308 مريض (207 أنثى – 101 ذكر) أنه عند قلع الضواحك العلوية وإرجاع الأسنان الأمامية العلوية باستخدام المطاط السلسلي يحدث نقصان في عرض العظم السنخي في منطقة القواطع بمقدار 0.07 ملم ولم يحدث تغيرات في ثخانة العظم السنخي (Sun et al., 2021).

يوجد اختلاف بين مقدار الامتصاص والتوضع بين الجانبين الدهليزي واللساني للعظم السنخي ففي دراسة Ahn et al., 2013 وجد أن مقدار زيادة السماكة على الجانب الشفوي كانت أقل من مقدار نقصان السماكة على الجانب الحنكي كما يختلف مقدار التوضع والامتصاص بين الصفائح القشرية الداخلية والخارجية حيث وجد Sarikaya et al., 2002 أن مقدار التوضع على الصفيحة القشرية الداخلية للعظم السنخي الشفوي أبطئ من الامتصاص على الصفيحة القشرية الخارجية للعظم السنخي الشفوي (Ahn et al., 2013) كما أن التقشير العظمي بالإضافة إلى تأثيراته على تسريع المعالجة التقويمية وإنقاص مدة المعالجة فإنه يؤثر على العظم السنخي بشكل إيجابي ففي دراسة Bhattacharya عام 2014 وجد أن التقشير العظمي يؤدي إلى زيادة عرض العظم السنخي في المنطقة العنقية والمتوسطة من الجذر لجميع القواطع العلوية الخاضعة للإرجاع وزيادة عرض العظم السنخي في المنطقة الذروية من الجذر للقواطع المركزية الخاضعة للإرجاع (Bhattacharya et al., 2014)

#### 2.4.6.2 تغيرات العظم السنخي خلال إرجاع الأسنان الأمامية العلوية في الاتجاه العمودي:

### Changes in Alveolar Bone during Upper Anterior Teeth Retraction in The Vertical Direction

في دراسة Guo وآخرين عام 2011 الذي قيم تغيرات العظم السنخي عند 20 مريض لديهم بروز سني سنخي المضاعف بعد أن تم قلع 4 ضواحك أولى وإرجاع القطاع الأمامي مع استخدام زريعات للدعم وتقنية CT scans من أجل التقييم وجد نقصان في ارتفاع العظم السنخي الدهليزي بمقدار 0.543 ملم ونسبة 6.49% كذلك نقصان في ارتفاع العظم السنخي الحنكي بمقدار 2.612 ملم ونسبة

27.42% (Guo et al., 2011) بينما لم يجد الباحث Mao في دراسته أي تغيرات في ارتفاع

العظم السنخي (Mao et al.,2020)

بين Zhang في دراسته عام 2020 الذي استخدم فيها التحليل الهندسي للعظم السنخي المحيط بالقواطع في حالات قلع الضواحك وإرجاع القطاع الأمامي مستخدماً تقنية Cbet لوحظ نقصان في سماكة العظم السنخي على الجانب الحنكي بعد المعالجة التقويمية بمقدار 1.09 ملم عندما تحركت القواطع بمقدار 5.1 ملم وزيادة في سماكة العظم السنخي على الجانب الدهليزي في جميع المستويات كما لوحظ نقصان في الارتفاع العمودي للعظم السنخي على الجانب الحنكي إلى ثلث قيمته الأصلية ولم يلاحظ ذلك على الجانب الشفوي

(Zhang et al., 2020) وكذلك توصل الباحث Sun في دراسته عام 2021 إلى وجود نقصان في ارتفاع

العظم السنخي خلال المعالجة التقويمية التي تتطلب قلع الضواحك العلوية وإرجاع القطاع الأمامي (Sun et al.,2021)

الجدول (2-1) خلاصة المقالات المتضمنة تغيرات العظم السنخي

الخلاصة	Cbct	مدة المتابعة(عام)	العينة (ذكر/انثى) العمر الوسطي(عام)	نوع الدراسة	اسم الباحث (سنة النشر)
نقصان كبير في نخانة العظم السنخي الحنكي حول جميع القواطع العلوية	Implagraphy, Vatech Seoul Korea 9*12 سم مجال الرؤية ، 90 كيلو فولت 0.4ملي أمبير 0.2 ملم فوكسل مدة المسح 24 ثانية	0.4 -/+1.8	(37/0)37 8.5 -/+26.6	مضبوطة عشوائية	Ahn et al 2013
لم يكن هناك تغيرات هامة في نخانة العظم السنخي على الجانب الشفوي، على الجانب الحنكي تغيرات مهمة في S1 و S3	انظمة GE الطبية (120 كيلو فولت، 160 ميغا فولت أمبير ، مع تم ضبط عرض النافذة على 2444 مستوى 364 من التصوير المقطعي الحلزوني	T1: قبل المعالجة T2: 3 اشهر بعد الارجاع	(10/0)10 3 -/+15	مضبوطة عشوائية	Nayak Krishna et al 2013
لا يوجد تغيرات في نخانة العظم السنخي ماعدا في السطح الشفوي من S3 حيث تزداد النخانة	غير محدد في المقالة	م1: 0.49 -/+2.53 م2: 0.66 -/+2.39	(6/6)12 م1: 6 (5/1) 4.87 -/+15.83 م2: 6 (1/5) 6.42 -/+18.26	مضبوطة عشوائية	Picanço et al 2013
على الجانب الشفوي لا يوجد تغيرات مهمة في نخانة العظم السنخي على الجانب الحنكي هناك نقصان في نخانة العظم السنخي التي تكون واضحة في S1 و S2	Tomoscan SR7000: Philips, Best, the Netherlands. (120 كيلو فولت 175 ملي أمبير مع ضبط عرض النافذة 5000 (HU1500	T1: قبل المعالجة T2: 3 اشهر بعد الارجاع	19 2.3 -/+14.1	مضبوطة عشوائية	Sarikaya et al 2002
زيادة نخانة العظم السنخي الشفوي في S3 وكامل نخانة العظم السنخي في S1 بشكل كبير	Veraviewepocs J Morita (MGP) 40 × 80 ملم مجال الرؤية ، 80 كيلو فولت 5 ملي أمبير 0.125 ملم فوكسل 7.5 ثانية زمن التعريض	T1: قبل المعالجة T2: 6 اشهر بعد الارجاع مدة المتابعة : 12 شهر	(21/2)23 2.7 -/+20.4	مضبوطة عشوائية	Yodthong et al 2013

(Domingo-Clérigues et al.,2019 )

حيث S1: الثلث الذروي- S2: الثلث المتوسط - S3: الثلث العنقي



### 2.4.7 العوامل المؤثرة في تغيرات العظم السنخي خلال إرجاع الأسنان الأمامية العلوية:

#### Factors Affecting in Changes of the Alveolar Bone during Upper Anterior Teeth Retraction

لاحظ Yodthong وآخرون وجود ارتباطات مهمة بين كل من تغير الميلان الدهليزي اللساني للقواطع، معدل حركة الأسنان ، وبين التغيرات في سماكة العظم السنخي خلال إرجاع القواطع العلوية، حيث أن زيادة كل من هذه العوامل يؤدي إلى زيادة سماكة العظم السنخي. (Yodthong,et al.,2013) كما تؤثر الحركات السنوية العمودية كالتبزيغ والانغراس على تغيرات العظم السنخي وخصوصاً الانغراس بسبب خسارة في العظم السنخي عمودياً (Atik,et al.,2018) ، وفقاً لرأي Domingo-Clérigues وزملائه من الممكن أن تؤثر التقنية المستخدمة في الإرجاع وموقع القواطع ضمن العظم السنخي على تغيرات العظم السنخي التالية لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية بعد قلع الضواحك (Domingo-Clérigues,et al., 2019). كما أن حجم العوائق التشريحية للنسج حول السنوية ومقدار واستمرارية القوى المطبقة خلال الإرجاع وكذلك اتجاه حركة الأسنان جميعها تؤدي إلى انخفاض سماكة العظم السنخي بعد إرجاع الأسنان الأمامية العلوية خلال المعالجة التقويمية (Sendyk,et al.,2019) أما Hong وجد أن الزاوية بين محور القواطع العلوية مع المستوي FH والزاوية بين سطح العظم السنخي مع المستوي FH تؤثر على تغيرات العظم السنخي (Hong et al.,2019) بينما أشارت دراسة Zhang وآخرون إلى عدم وجود ارتباط مباشر بين تغيرات العظم السنخي خلال المعالجة التقويمية المتضمنة إرجاع الأسنان الأمامية العلوية التالية وبين مقدار حركة الأسنان أو تغير الميلان الدهليزي اللساني للقواطع (Zhang,et al.,2020) .

لوحظ أن استخدام قوى خفيفة والتنشيط طويل الامد يسمح للعظم السنخي بأن يتكيف مع الحركة وبالتالي يسمح بالتقليل من التأثيرات الجانبية الغير مرغوبة الناتجة عن إرجاع القواطع العلوية خلال المعالجة التقويمية (Sarıkaya,et al., 2002)

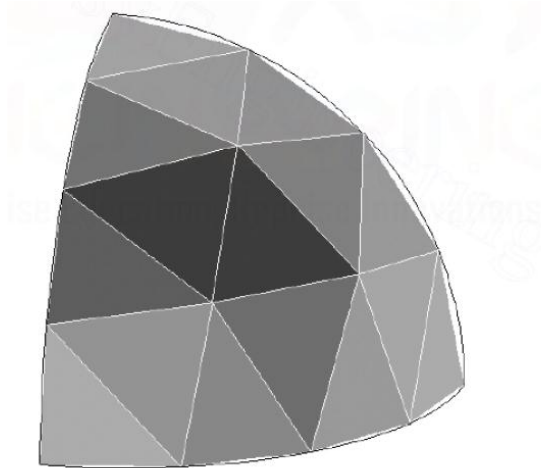
## 2.5 طريقة العناصر المنتهية: Finite Element Method

طُوّرت هذه الطّريقة في البداية لتحليل تأثير الحمول التي تتعرض لها بنية فيزيائية مُعيّنة، إلا أنّ الطّبيعة العامّة للمبادئ النّظرية التي تقوم عليها هذه الطّريقة جعلتها صالحة لحل مشكلات في مجالات أخرى، كانتقال الحرارة ضمن الأجسام، أو انتشار السوائل، والكمون الكهروطيسيّ حيث أدى انتشار الحواسيب عالية السّرعة إلى اتّجاه العلوم الهندسيّة إلى طرق التّحليل الرّقمية. يعتبر تحليل العناصر المنتهية هو أحد التطبيقات العمليّة للمفهوم النّظري لطريقة العناصر المنتهية (Desai and Abel, 1972).

### 2.5.1 تعريف طريقة العناصر المنتهية: Definition of Finite Element Method

هي طريقة رياضيّة تهدف إلى الوصول إلى حلّ تقريبيّ لتوزّع قيم متغيّر ما يصعب الحصول عليها باعتماد حلّ رياضيّ تحليليّ، وتُنجز هذه الطّريقة من خلال تجزئة الجسم المعني إلى عناصر متعدّدة، يطبّق على كلّ من هذه العناصر الصّغيرة قوانين فيزيائية معروفة، ويكون لكلّ عنصر شكل هندسي بسيط (الشكل 2.5) (Liu and Quek, 2003)

أما Konda and Tarannum 2012 فقد عرفها على أنّها طريقة رياضيّة يتم من خلالها بناء شكل هندسي معقّد وتزويده بالخواص الفيزيائية من خلال الحاسوب (Konda and Tarannum 2012)



الشكل (2-5) جزء من جسم كروي تم تقطيعه إلى عدة عناصر أصغر (Liu and Quek, 2003)

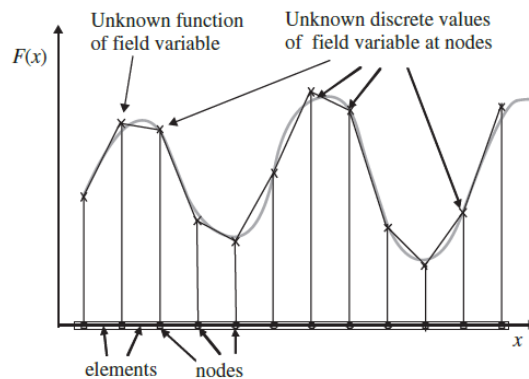
## 2.5.2 مبدأ طريقة العناصر المنتهية: Principle of Finite Element Method

تقوم هذه الطريقة على أساس التحليل الرقمي الذي يعتمد على الخواص المادية للجسم ، فمن خلالها يمكن معرفة التشوه الحاصل في كل جزء من النموذج عند تطبيق قوة على جزء منه وذلك بناء على معرفة الخواص المادية له كعامل المرونة ومعامل بواسون (Jimenez et al., 2010).

تعتبر طريقة العناصر المنتهية طريقة عددية في التحليل تسمح بتقييم انتشار كل من الضغط والانزلاقات داخل الجسم بشكل ثلاثي الأبعاد وهذا مخالف للنظريات الأخرى كقياس الضغط الذي يكون محدوداً بنقاط على السطح فقط (Ko et al., 2012 & Konda and Tarannum 2012)

فالفكرة الأساسية من طريقة العناصر المنتهية تعتمد على حل مشكلة معقدة عن طريق تقسيمها إلى مشاكل أبسط حيث يتم تقسيم الجسم المقعد المراد دراسته إلى أجزاء صغيرة تدعى بالعناصر وتتصل هذه العناصر فيما بينها بالعقد أو النقاط العقدية التي تقع على أطراف العناصر (Aruna et al., 2014)

يجري اختيار معادلات بسيطة لحساب مقدار الانحراف (displacement) أو التغير الذي يطرأ على كل عنصر محدود. القيمة المجهولة في هذه المعادلات هي مقدار الانحراف عند العقد (nodes) ، وحل هذه المعادلات يُعطينا إذاً الانحرافات التقريبية في مواضع محددة من الجسم (النقاط العقدية). يمكن استخدام معادلات متعددة الحدود أو معادلات مثلثية لتمثيل الانحراف، وعادةً ما تختار المعادلات متعددة الحدود لسهولة إجراء العمليات الرياضية عليها ، وعلى الرغم من أن المبدأ الذي تقوم عليه هذه الطريقة بسيط نسبياً، إلا أن كمية البيانات التي يجب معالجتها يعتمد على عدد الأجزاء التي جُزئ الجسم إليها، فكلما زاد عدد الأجزاء، ازدادت صعوبة الحصول على الحل يدوياً، وأصبحت الحاجة أكبر لاستخدام الحاسوب (Desai and Abel, 1972)



الشكل (2.6) صورة تقريب عناصر منتهية لحالة أحادية البعد. استخدمت عدة معادلات خطية لكل جزء من

المنحني لتقريب المعادلة الكلية (Liu and Quek, 2003)

### 2.5.3 طريقة العناصر المنتهية في المجال الطبي

#### Finite Element Method in Medical Field:

يعتبر R.Courant عام 1943 أول من طور هذه التقنية حيث اعتمد على نظرية Ritz للتحليل الرقمي وتخفيض حسابات التكامل والتفاضل ليحصل على حلول تقريبية للأنظمة المتحركة، وفي عام 1956 قام Turner وزملاءه بنشر مقالة ترتبط بتأسيس تعريف واسع عن التحليل الرقمي وركزت المقالة على الصلابة stiffness والانحراف deflection للبنى المركبة (Konda and Tarannum 2012)

استخدمت هذه الطريقة على نطاق واسع في المجال الطبي كالتنبؤ بالأداء الميكانيكي الحيوي لآلات طبية متنوعة ونسج بيولوجية ويعود ذلك إلى السهولة في تصميم الأشياء غير المنتظمة التي تتضمن عدد من المواد المختلفة ذات شروط حدية مختلفة (Ko et al.,2012) كما أن استخدامها في مجال التحليل البنيوي أخذ شهرة كبيرة على مستوى الأبحاث السنوية الحيوية الطبية (Vikram et al.,2010)

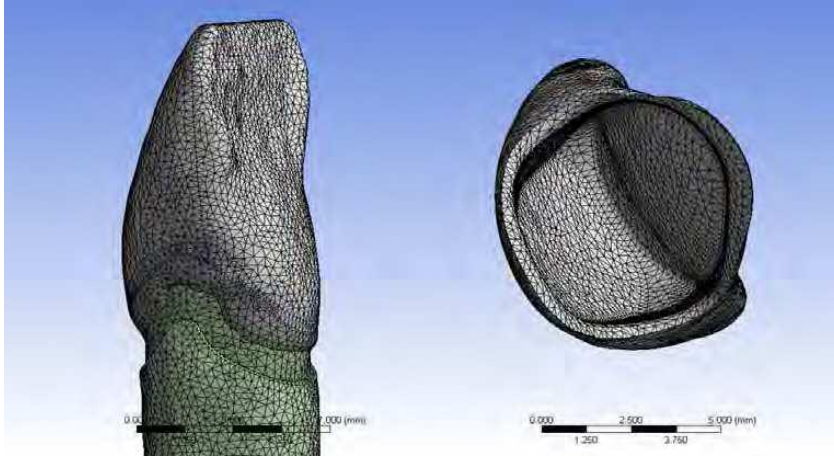
### 2.5.4 تطور طريقة العناصر المنتهية في مجال طب الأسنان

#### Development of Finite Element Method in Dentistry:

كانت النماذج الأولية للأسنان ثنائية الأبعاد ومقيدة بعدد من الحسابات وفي عام 1973 بدأت تقنية العناصر المنتهية تأخذ شهرة كبيرة في مجال طب الأسنان وازدادت الحاجة إلى التغلب على عدم استمرارية الشكل الهندسي للنماذج السنية لذلك تم إضافة العديد من القيود وأصبح التحقق من صحة النموذج أمراً ضرورياً في تلك الفترة (Thresher and Saito 1973& Farah and Craig 1974& Peters et al..1983) وفي بداية التسعينات قدمت بيانات التصوير المقطعي المحوسب عدد من الأشكال الهندسية المقطعية للفكين والتي تمت برمجتها وبنائها كنموذج ثلاثي الأبعاد وتم تحليلها باستخدام شبكة خشنة (lin et al.,2001) (Korioth and Versluis,1997)

بشكل عام كان قياس العنصر كبير نسبياً بسبب تقنيات الشبكة غير الناضجة في ذلك الوقت مما جعل النماذج تستغرق وقتاً طويلاً في البناء بالإضافة إلى ضرورة التحقق من صحة تقديرات الإجهاد والانفعال عند استخدام نماذج بشبكة خشنة وأيضاً التأكد من صحة تفاصيل إعادة البناء ثلاثي الأبعاد وفي القرن الواحد والعشرين تطورت القدرة على محاكاة نماذج ثلاثية الأبعاد معقدة التركيب بشكل دقيق ( الميناء، العاج،

اللب،...). قدمت العديد من دراسات العناصر المنتهية بنى تشريحية ثلاثية الأبعاد دقيقة لمقاطع مركبة من الأسنان والفك. كما سمحت زيادة الوظائف الحسابية في التصميم ثلاثي الأبعاد بمساعدة الحاسوب computer-aid-design(CAD) بمحاكاة دقيقة لتشريح الأسنان والتعويضات السنية مثل الزرعات والفينيرات ( الوجوه التجميلية) الشكل (2.7) (Ko et al.,2012)



الشكل (2.7): شبكة العناصر المنتهية صممت لتحاكي الوجه التجميلي السيراميكي (Ko et al ., 2012)

### 2.5.5 إيجابيات طريقة العناصر المنتهية: Advantages of Finite Element Method

- 1- تعتمد على تجزئة المشكلة إلى عدد من المشاكل الأصغر
- 2- تستطيع بناء نموذج ثلاثي الأبعاد
- 3- تحاكي الخواص الفيزيائية للمواد الداخلة في بناء النموذج
- 4- تعطي صورة تقريبية للحالات الطبيعية
- 5- معداتها غير مكلفة
- 6- تعتبر تقنية محافظة وامنة
- 7- يمكن تكرار الدراسة عدة مرات وفقا لرغبة الباحث
- 8- تملك قدرة إجراء تحليل ساكن Static وأثناء الحركة dynamic
- 9- تملك القدرة على حساب الإجهادات المتولدة داخل النموذج
- 10- تملك القدرة على التعامل مع البنى ذات الأشكال المختلفة والطبيعة غير المتجانسة
- 11- تزيد فهم وإدراك أخصائي التقويم حول ما يحدث من تفاعلات فيزيولوجية عقب تطبيق القوة

(Vikram et al.,2010&Seth and Kamath, 2010)

## 2.5.6 سلبيات طريقة العناصر المنتهية

### Disadvantages of Finite Element Method:

- 1- تحتاج إلى عناية فائقة في تفسير النتائج
- 2- دقة النمذجة وقربها من الواقع شرط اساسي من أجل الدقة في التحليل
- 3- يجب توخي الحذر عند استخدام افتراضات في صياغة وتوصيف المواد، طبيعة الشروط الحدية وتمثيل الإجهادات لأن جميع هذه العوامل تؤثر في صحة النتائج
- 4- على الرغم من تقديمها نتائج دقيقة لكن يوجد ما يقيدّها كعدم القدرة على المحاكاة الدقيقة لحركة السن البيولوجية والنسج الداعمة المحيطة بها

(Tanne and Sakuda 1991& Seth and Kamath, 2010&Jimenez et al

.,2010&Cossetin et al., 2012)

## 2.5.7 استخدامات طريقة العناصر المنتهية: Using of Finite Element Method:

تستخدم طريقة العناصر المنتهية في العديد من المجالات كالتحليل البنيوي والتدفق الحراري، الهندسة المدنية والميكانيكية كما لها استخدامات في التحقق من ردود فعل الأنسجة الرخوة والعظم على القوة الميكانيكية وأيضاً في مجال الأبحاث التقويمية (Konda and Tarannum , 2012)

وفي مجال طب الأسنان لها العديد من الاستخدامات منها:

### 1- في التعويضات الثابتة :

تستخدم في تصميم التعويضات الثابتة ودراسة انتشار الإجهادات في ترميمات class II Inlay.

(Konda and Tarannum , 2012)

وأيضاً دراسة كيفية توزيع إجهادات الترميمات التاجية الجذرية للأسنان (الشعراني وأبو نصار 2000)

2- في مجال الجراحة:

دراسة السلوك الميكانيكي للفك السفلي في الحالات السريرية تحت حالات الرضوض القياسية والفيزيولوجية كما تسمح بالتنبؤ بتشوّهات النسيج الرخوة الوجهية الناتجة عن إعادة توضع العظم بالإضافة إلى أنها تساعد في اختيار وتصميم الأكثر فعالية للصفائح الصغيرة المثبتة للعظم (Konda and Tarannum , 2012)

3- في مجال النسيج حول السنينة:

تقييم توزع الإجهادات الناشئة حول الزرعة بالاعتماد على طول وقطر وشكل هذه الزرعات السنينة (Konda and Tarannum ., 2012) ومعرفة القيم الفيزيولوجية للجهود المتولدة في السنخ وعلاقتها بإعادة بناء العظم (Vikram et al.,2010)

4- في مجال تقويم الأسنان:

استخدمت طريقة العناصر المنتهية لدراسة عدة نواحي في مجال تقويم الأسنان والفكين منها:

- الجهود المتولدة في الرباط وحركة الأسنان:

إن دور الرباط السني السنخي في حركة الأسنان بالغ الأهمية وهذا يعني أن الجهود المتولدة في الرباط مرتبطة بمقدار الحركة التقويمية. أجرى Tanne K وآخرون دراسة لمقادير الجهود في الرباط السنخي نتيجة القوى التقويمية باستخدام طريقة العناصر المنتهية وتبين أن نمط ومقدار الجهود في الرباط تختلف باختلاف مركز دوران السن (Tanne et al ., 1987)

وقام Mestrovic وآخرون دراسة مشابهة تبين من خلالها أنه عند إجراء حركات الإمالة للأسنان كلما كانت القوة المطبقة أكثر لثوية كانت الإمالة أشد (Mestrovic et al.,2003)

- القوى العظمية:

درس Tanne K وآخرون نماذج للفك السفلي باستخدام طريقة العناصر المنتهية بما في ذلك تغيرات المفصل الفكي الصدغي وذلك عند تطبيق قوى كابح الذقن. أشارت الدراسة إلى وجود ارتباط بين الجهود الناشئة وإعادة التشكيل الحاصلة في الفك السفلي عند المرضى اليافعيين الذين يعانون من تقدم الفك السفلي (Tanne et al.,1993)

وفي دراسة لجعفري وآخريين، قيمت نماذج لجمجمة بشرية مجففة عند تطبيق التوسيع الفكي السريع بقوى تقويمية عرضية الاتجاه حيث تبين أن القوى الموسعة ليست محدودة بالدرز بين العظمي الفك العلوي بل تمتد إلى العظم الوجني والغربالي والبنى المحيطة (Jafari et al .,2003)

- الجراحة التقويمية:

تعتبر الناحية التجميلية الاعتبار الأكثر أهمية في الجراحات التقويمية لأن المرضى يرغبون في معرفة كيف ستبدو وجوههم بعد الجراحة حيث أتاحت تقنيات المحاكاة ثلاثية الأبعاد والجراحة التقويمية الافتراضية نوعاً جديداً من التواصل بين المريض والجراح (Pritam et al., 2015)

في دراسة لعبيد الله وآخرون وصفت طريقة التخطيط والمحاكاة الجراحيتين مع توقع مظهر النسيج الرخوة بعد إجراء تقديم للفك السفلي من خلال نظام التخطيط للقطع العظمي باستخدام طريقة العناصر المنتهية على نماذج ثلاثية الأبعاد للوجه (Obaidellah et al., 2008)

- الزريعات التقويمية :

درس Jiang وآخرون تأثير قطر وطول الزريعة التقويمية لتحديد المدى الأمثل في المنطقة الخلفية العلوية ووجدوا أن الأقطار أكبر من 1,5 ملم بالمشاركة مع أكبر الأطوال المتاحة ضمن المجال الآمن كانت هي الخيار الأمثل من الناحية البيوميكانيكية (Jiang et al., 2009)

- تصميم الحاصرات والأسلاك:

تقلل طريقة العناصر المنتهية الحاجة لتصنيع نماذج أولية وتجارب مخبرية متعددة لأنها تسمح بإجراء اختبارات على عدة تصاميم محتملة في فترة قصيرة. في دراسة Ghosh وآخريين قارن 6 نماذج تجارية لحاصرات مصنوعة من الخزف وعرضها لجهود باستخدام طريقة العناصر المنتهية ووجد أن الجهود تتركز في الزوايا والحواف وفي أماكن تغير الشكل المفاجئة (Ghosh et al., 1995)

5- في مجال المداواة الترميمية:

دراسة توزع الإجهاد في الأسنان حسب تصميم الترميم وبالتالي تحسين تصميم الحشوات وتوزع الضغوط في الأسنان عند تحضير الحفر

(lin et al., 2001 & Vikram et al., 2010)

## 2.5.8 خطوات العمل بواسطة طريقة العناصر المنتهية

### Working Steps Using Finite Element Method :

- ما قبل المعالجة

- المعالجة (الحل)



- مابعد المعالجة ( التحليل )

### 2.5.8.1 ماقبل المعالجة:

تتضمن هذه المرحلة أربع خطوات :

#### 2.5.8.1.1 بناء النموذج الهندسي:

إنّ الهدف من هذه الخطوة هو مماتلة الشكل الهندسي بما يحويه من نقاط وخطوط ومماتلته بالمساحة والحجم ، يتم رسم النقاط والوصل فيما بينها من أجل تشكيل الوجوه السطحية والجانبية بعد ذلك يتم جمع هذه السطوح لتشكيل صورة ثلاثية الأبعاد (Konda and Tarannum , 2012& Seth and Kamath, 2010) إن الشكل الهندسي المعقد لكل من الأسنان والرباط حول السني والعظم السنخي يجعل الطرائق التقليدية في بناء النموذج الهندسي من أجل التحليل بطريقة العناصر المنتهية غير مناسب (Seth and Kamath, 2010) لذلك في الوقت الحالي من أجل نمذجة البنى المعقدة أو الأنسجة الحية كالمركب القحي الوجهي / الفك العلوي أو السفلي يتم أخذ مجموعة من البيانات من التصوير المقطعي المحوسب CT، الصور المقطعية المصغرة MicroCT، أو من الرنين المغناطيسي MRI أما بالنسبة للأشياء غير الحية يستخدم الماسح الليزري ثلاثي الأبعاد (Hsu and Chang .,2010).3D-Laser scanner

على العموم يوجد طريقتين من أجل النمذجة في التطبيقات الطبيّة :

الأولى تعتمد على بناء النموذج بشكل مباشر من صور CT عن طريق معالج للصور الطبية مثل MIMICS (Cattaneo et al., 2005) تعتمد هذه الطريقة على استخدام شبكة مثلثية (نموذج سطحي ) عند نقل النموذج الهندسي إلى برنامج تحليل العناصر المنتهية وبالتالي فإن البيانات السطحية هي فقط التي يمكن تمثيلها مما يؤدي إلى صعوبة في تمثيل نقاط الاتصال داخل النموذج (Ammar et al ., 2011)

أما الطريقة الثانية فتقوم بتحويل الشبكة المثلثية ( النموذج السطحي) إلى مجسم solid باستخدام مشاركة بين الهندسة العكسية وطريقة CAD التقليدية مثل برنامج Unigraphics(siements, german) تتضمن تقنيات النمذجة العكسية إزالة التشويش الموجود noise، تجزئة وتحسين السطح من أجل الحصول على نموذج the NURBS (Non Uniform Rational Basis Spline) والتي هي عبارة عن طريقة لتشكيل نموذج العناصر المنتهية (Liu et al.,2013&Varady et al.,1997)

### 2.5.8.1.2 تحويل النموذج الهندسي إلى نموذج العناصر المنتهية:

إن عملية التقسيم discretization هي عبارة عن تقسيم الشكل إلى عدد كبير من العناصر الصغيرة التي تتصل فيما بينها بواسطة العقد حيث يتم ترقيم هذه العناصر لتسهيل عملية الحوسبة ، هذه العناصر قد تكون أحادية، ثنائية أو ثلاثية الأبعاد وبأشكال مختلفة .

إن العناصر تتصل ببعضها فقط بدون أي تداخل أو تشابك ، إن عملية اتصال العناصر بالعقد والتخلص من العقد المتطابقة تدعى merge يتم ذلك باستخدام برنامج ANSYS أو أي برنامج اخر للعناصر المنتهية

(Seth and Kamath, 2010)

### 2.5.8.1.3 تمثيل خواص المواد:

تملك كل بنية خواص مادية معينة والتي يتم الحصول عليها من الدراسات السابقة أو من القيم الوسطية الموجودة في الأدب الطبي (Seth and Kamath, 2010) يوجد العديد من الطرائق لدراسة الخواص الفيزيائية للعظم مثل اختبارات الشد، الضغط، الانحناء، الالتواء، اختبارات القص والاختبارات باستخدام الأمواج فوق الصوتية (Hsu and Chang .,2010)

يعتبر معامل يونغ ومعامل بواسون الحد الأدنى الخواص المادية المطلوبة. (Konda and Tarannum , 2012)

### - تعريف الشروط الحدية: The boundary condition

على فرض أنه تم بناء عنصر في الحاسوب وتطبيق القوة عليه فسيتحرك هذا الجسم بحركة انتقالية أو دورانية أو كليهما دون حدوث تشوه تجريبي كونه جسم صلب عائم حر الحركة ومن أجل معرفة التشوه يجب أن يتم تقييد بعض درجات الحركة ( حركة العقد في الاتجاه X,Y,Z) لبعض العقد، هذا التقييد يدعى بالشروط الحدية (Konda and Tarannum , 2012&Seth and Kamath, 2010) أي يجب ان يتم كبح الحركة في بعض المناطق من النموذج وذلك باعطاء قيمة صفر لبعض الانزياحات في هذه النقاط وذلك لضمان التوازن. كما يجب أن يوضع هذه الكبح في النقاط البعيدة عن مكان الدراسة لتجنب التأثير على الانفعال أو الإجهاد الناتج عن ردود الفعل (Hsu and Chang .,2010)

**2.5.8.1.4 تطبيق الحمولة:**

يتم تطبيق القوة في نقاط مختلفة من الشكل الهندسي وذلك حسب البحث.

(Konda and Tarannum , 2012)

**2.5.8.2 المعالجة Processing:**

حل المعادلات التفاضلية التي تمثل طريقة العناصر المنتهية بعد تطبيق الأحمال والقيود المفروضة والحصول

على المجاهيل (Konda and Tarannum , 2012)

**2.5.8.3 ما بعد المعالجة post- Processing**

المخرجات output من عملية تحليل العناصر المنتهية هي نتائج عددية تكون بشكل انزيحات وإجهادات للعناصر كما في المشاكل الميكانيكية الصلبة ومن الممكن الحصول على النتائج بشكل نتائج ملونة graphic output وتوضح من خلالها النتائج العددية قبل وبعد تطبيق الحملات ومطابقة الأشكال المشوهة.

(Konda and Tarannum , 2012)

**2.5.9 معلومات فيزيائية ميكانيكية عامة: General Physico-Mechanical Information****2.5.9.1 الإجهاد stress:**

هو التوزيع الداخلي للقوة المطبقة على المادة المدروسة ويتحدد بشدة القوة المؤثرة في واحدة السطوح

(Profit et al ,2019)

يعطى بالمعادلة:

$$\text{الإجهاد } \sigma = \frac{\text{القوة } F}{\text{السطح } A}$$

ويرمز له  $\sigma$  وواحدة الاجهاد Pa باسكال والتي تساوي نيوتن /متر مربع

يقسم الاجهاد الى ثلاثة انواع:

إجهاد الضغط compressive stress: وينتج عن قوى تحاول تقصير الجسم ويرافقه انفعال ضغط

إجهاد القص shear stress: ينتج عن مزدوجة قتل تحاول قص الجسم أو تزلق جزءاً منه عكس الآخر ويرافقه انفعال قص

إجهاد الشد tensile stress: ينتج عن قوى تحاول تطويل الجسم ويرافقه انفعال شد

في أغلب الحالات تنشأ الأنواع الثلاثة معاً وتدعى الإجهادات المركبة

(Craig 1993)

### 2.5.9.2 الانفعال strain:

هو التشوه الداخلي للمادة والنتاج عن الحمولة الخارجية المطبقة عليها ويتم تحديده بمقدار الانحراف deflection أو التغير الذي يطرأ في واحدة طول المادة المدروسة ، قد تكون الحمولة المؤثرة على العظم قوة العضلات أو وزن الجسم (Frost 1983& Proffit 2019)

لا يملك الانفعال واحدة قياس وإنما نسبة :

الانفعال = مقدار التشوه DL تقسيم الطول الاصيلي L0

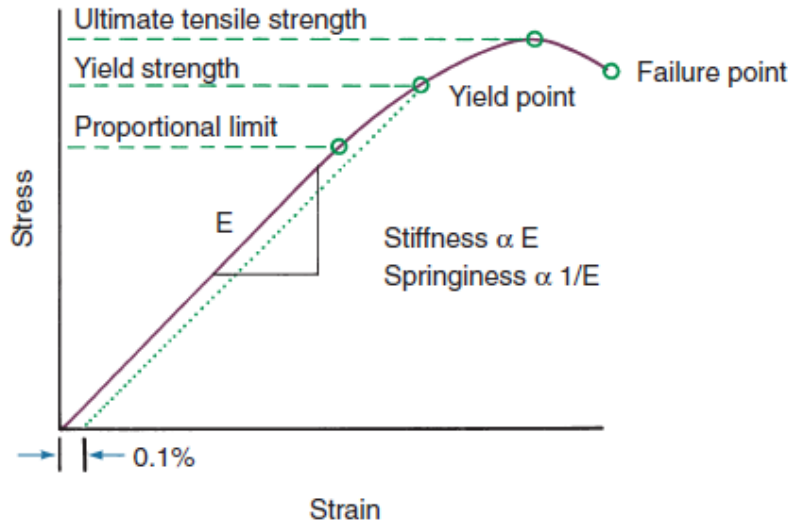
مقدار التشوه DL = ( الطول الجديد بعد تطبيق القوة ) - ( الطول الاصيلي ) L0

تتعلق قيمة الانفعال بقيمة الإجهاد وبنوع المادة المعرضة للإجهاد ولا بد من حدوث تشوه وانفعال في الجسم عند تطبيق أي إجهاد بغض النظر عن المادة وشد الإجهاد

(Craig 1993)

### 2.5.9.3 منحنى إجهاد – انفعال Stress- strain diagram:

يقابل الإجهاد والانفعال التي هي عبارة عن قياسات داخلية كل من القياسات الخارجية التي هي القوة والانحراف. نستطيع فهم الخواص الميكانيكية للمواد المدروسة عن طريق تحليل منحنى إجهاد - انفعال، في حالة الشد يمكن قياس الإجهاد والانفعال الداخليين عن طريق معرفة القوة المطبقة والانحراف الناتج عنها بعد الأخذ بعين الاعتبار مساحة المادة المدروسة وطولها الاصيلي الشكل (2.8)



الشكل (2.8) منحنى الاجهاد – انفعال (Profit et al.,2019)

توافق النقطة الموافقة لحد المرونة نهاية المنطقة الموافقة لمجال المرونة حيث ضمن هذا المجال هناك علاقة ثابتة تناسبية طردية بين الحمولة أو القوة المؤثرة وكمية الانحراف الناتج عنها وهذا مايسمى بقانون هوك hook's law ( Profit et al., 2019 )

إن ميل المستقيم يسمى معامل المرونة elastic modulus أو معامل يونغ young's modulus:

وهو يساوي ظل الزاوية التي يصنعها المستقيم مع المحور الافقي (الانفعال)، وهو يعبر عن صلابة المادة خلال مرحلة المرونة حيث تتناسب صلابة المادة طرداً مع معامل المرونة المادة elastic modulus فعندما تزداد قيمة معامل مرونة المادة تزداد زاوية انحراف الجزء المستقيم من الخط البياني وبالتالي تزداد صلابة المادة. (Graber, 2013).

يعطى معامل المرونة من العلاقة

$$\text{معامل المرونة } E = \frac{\text{الإجهاد}}{\text{الانفعال}}$$

الواحدة مماثلة لواحدة الإجهاد اي باسكال Pa وهذا بسبب ان الانفعال لاواحدة له

عندما يكون الجسم معقدا بشكل أكبر ويتعرض لقوى باتجاهات مختلفة عندها يتم الرجوع الى مفهوم الإجهاد المكافئ والذي يعتبر احد اشكاله von mises stress

إن اختلاف الطرق في الحصول على النتائج بين الباحثين يؤدي إلى اختلاف في قيمة معامل المرونة للعظم، الميناء، العاج والرباط حول السني

(Holberg et al .,2008& Mahaini et al., 2007)

#### 2.5.9.4 معامل بواسون poisson' ratio:

هي نسبة الانفعال العرضي إلى الانفعال الطولي لجسم ما عندما تطبق عليه حمولة باتجاه طولي.

على سبيل المثال عندما يتعرض جسم طوله  $L$  ومقطعه  $A$  ونصف قطر المقطع  $R$  إلى قوة شد  $F$  سوف يستطيل الجسم أي بمعنى آخر سوف يختلف توزع مادته فيصبح طوله الجديد  $L_1$  وهو حاصل جمع الطول الأصلي  $L$  مع مقدار الزيادة في الطول وقطر المقطع الجديد هو حاصل فرق القطر الأصلي والتغير في القطر

بالنسبة لانفعال الجسم في الاتجاه الطولي هو حاصل قسمة التغير في الطول على الطول الأصلي

والانفعال في الاتجاه العرضي هو حاصل قسمة التغير في القطر على القطر الأصلي

وبالتالي تكون نسبة بواسون هو نسبة الانفعال العرضي الى الانفعال الطولي

(Craig, 1993)

#### 2.5.9.5 قوانين نيوتن في الحركة (Newton's Laws of Motion)

- القانون الأول قانون العطالة :

تبقى النقطة المادية في حالتها سواء كانت ساكنة أو متحركة بسرعة مستقيمة منتظمة ما لم يؤثر عليها قوة خارجية غير معدومة.

- القانون الثاني قانون التسارع:

إذا كانت محصلة القوى الخارجية المؤثرة على نقطة مادية غير معدومة ستكسب هذه النقطة المادية تسارعا باتجاه هذه القوة

- القانون الثالث قانون الفعل ورد الفعل:

لكل فعل رد فعل مساو له بالمقدار ومعاكس بالاتجاه (صوان والعلي، 2006)

## 2.6 تبيان المشكلة:

على الرغم من أن البروز السنخي يعتبر من المشاكل الجوهرية التي تظهر بشكل تالي لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية في المعالجات التقويمية الفلعية وأن معرفة التغيرات التي تطرأ على العظم السنخي خلال المعالجة التقويمية التي تتضمن الفلج والإرجاع يعتبر من الأمور البالغة الأهمية إلا أنه وبمراجعة الأدبيات الطبيّة لم نجد دراسات تناولت التغيرات التي تطرأ على العظم السنخي بشكل دقيق باستخدام طريقة العناصر المنتهية كطريقة للدراسة وعند تطبيق قوى الإرجاع عن طريق وسائل متعددة.

## الفصل الثالث

### الأهداف وفرضيات العدم

## Chapter Three

### Aims and Null Hypotheses



**3.1 الأهداف Aims:**

تهدف دراستنا الحالية إلى تقييم تغيرات العظم السنخي الحركية التالية لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية وذلك عند استخدام وسائل تقويمية مختلفة في الإرجاع وبالتالي فإن الأهداف التفصيلية لهذه الدراسة هي:

1. دراسة تغيرات حركة العظم السنخي التالية لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية و إيجاد قيم مكافئ الجهد (Von-mises) لحساب توزيع الجهود في العظم السنخي مكان تطبيق الدراسة وذلك في حال استخدام المطاط السلسلي كوسيلة للإرجاع بالاعتماد على التقنية التقويمية الدهليزية
2. دراسة تغيرات حركة العظم السنخي التالية لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية و إيجاد قيم مكافئ الجهد (Von-mises) لحساب توزيع الجهود في العظم السنخي مكان تطبيق الدراسة وذلك في حال استخدام نوابض الإغلاق كوسيلة للإرجاع بالاعتماد على التقنية التقويمية الدهليزية
3. دراسة تغيرات حركة العظم السنخي التالية لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية و إيجاد قيم مكافئ الجهد (Von-mises) لحساب توزيع الجهود في العظم السنخي مكان تطبيق الدراسة وذلك في حال استخدام عرا الإغلاق كوسيلة للإرجاع بالاعتماد على التقنية التقويمية الدهليزية

**3.2 فرضيات العدم Null Hypotheses:**

1. عدم حدوث تغيرات في حركة العظم السنخي بشكل تالي لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية في حال استخدام من (المطاط السلسلي - نابض الإغلاق - عروة الإرجاع ) في الإرجاع
2. عدم وجود فروقٍ في قيم مكافئ الجهد مكان تطبيق الدراسة وذلك عند استخدام كل من (المطاط السلسلي - نابض الإغلاق - عروة الإرجاع) في الإرجاع

الفصل الرابع

المواد والطرائق

Chapter Four

Materials and Methods

## 4. المواد والطرائق :Materials and Methods

### 4.1 مكان إنجاز البحث:

قسم تقويم الأسنان والفكين في كلية طب الأسنان بجامعة حماة

### 4.2 عينة الدراسة:

تكون عينة الدراسة عبارة عن نموذج ثلاثي الأبعاد للفك العلوي متضمنا جميع الأسنان عدا الضاحك الأول العلوي طُبّق عليه جهاز تقويم دهليزي مؤلف من حاصرات دهليزية وسلك تقويمي مضع المقطع

### 4.3 مواد وبرامج البحث:

- حاصرات دهليزية ذات شق مضع من شركة American بشق ذي ارتفاع 0.018 إنش ( لأنها أفضل من أجل الإرجاع ) تم الاستعانة بها لإنشاء نماذج حاسوبية ثلاثية الأبعاد للحاصرات الدهليزية (الشكل 4.1)



الشكل (4.1): الحاصرات الدهليزية المستخدمة لإنشاء النموذج الرقمي

- أسلاك مصنوعة من الفولاذ اللاصدئ (Stainless steel) مضلعة القطر، ذات قياس  $0.025 \times 0.017$  إنش تم الاستعانة بها لتصميم نموذج ثلاثي الأبعاد للسلك حاسوبيا (الشكل 4.2)



الشكل (4.2): الأسلاك التقويمية المستخدمة لإنشاء النموذج الرقمي

- مطاط سلسلي متقارب (Closed Power Chin) من شركة American تم الاستعانة بها لإنشاء نموذج ثلاثي الأبعاد للمطاط السلسلي حاسوبيا ( الشكل 3-4 )



الشكل (4.3): المطاط السلسلي المتقارب المستخدم لإنشاء النموذج الرقمي

- نوابض إغلاق المسافة (Closed Coil Spring) مصنوعة من النيكل تيتانيوم (Niti) بأبعاد 0.008 انش وطول 9mm تم الاستعانة بها لإنشاء نموذج ثلاثي الأبعاد للنابض حاسوبيا ( الشكل 4-4)



الشكل (4.4): نوابض إغلاق المسافة المستخدمة لإنشاء النموذج الرقمي

- كاميرا رقمية من نوع DSLR من إنتاج شركة Nikon برقم طراز D-5300+18-55MM بعدسة 24 ميغا بكسل (الشكل 4.5)



الشكل (4.5): الكاميرا الرقمية المستخدمة ضمن البحث

- حاسب شخصي بمواصفات عالية من إنتاج شركة Lenovo (الشكل 4.6)

مواصفاته:

- Processor: 7th Gen Intel Core i3-7020U processor
- Operating System: Pre-loaded Windows 10 Home with lifetime validity
- Display: 15.6-inch HD (1366x786) Laptop | Antiglare display
- Memory & Storage: 4GB DDR4 RAM with Integrated Graphics |Storage: 1TB HDD



الشكل (4.6): الحاسب الشخصي المستخدم ضمن البحث

برنامج (Solidworks(version 2020)

برنامج (Ansys(version 2018)

برنامج (ANSYS Multiphysics Mechanical( version 2019)

برنامج(ANSYS Workbench(version 2019)

## 4.4 : طريقة العمل:

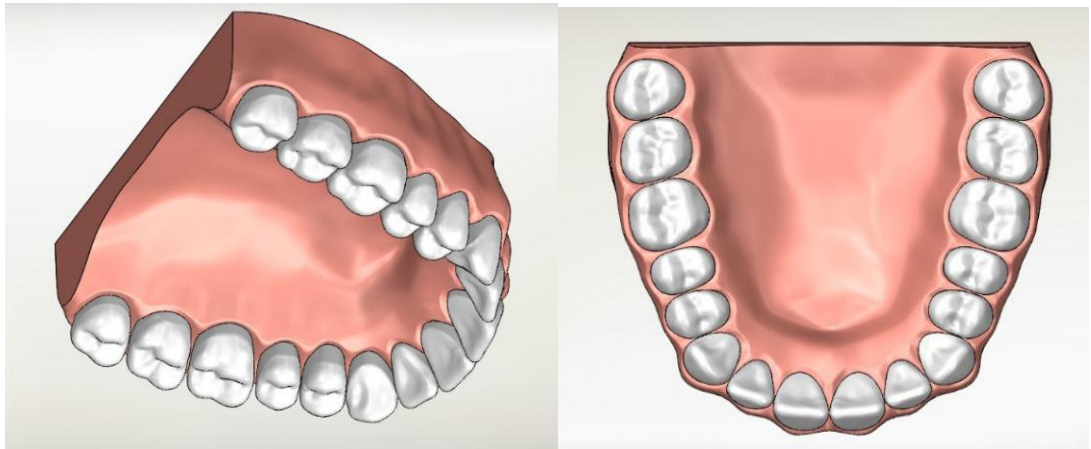
## 4.4.1 :بناء النموذج الرقمي:

## 4.4.1.1: نمذجة الفك العلوي والأسنان والرباط :

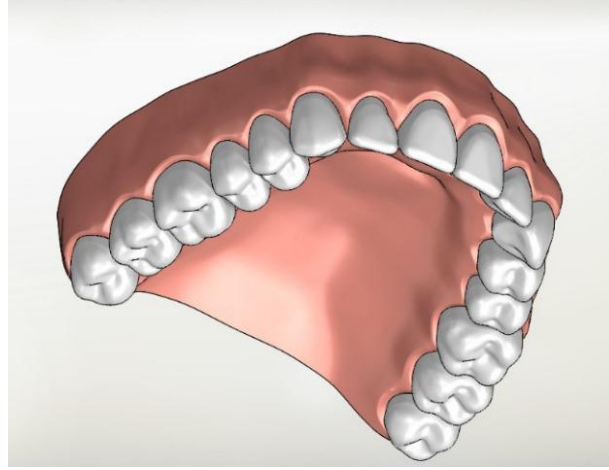
1- تم إنشاء النموذج الرقمي للفك العلوي والأسنان العلوية عن طريق الرسم وبالاستناد إلى مثال مصنوع من الشمع دقيق ذو إطباق مثالي (الشكل 4.7) ومن ثم الاستعانة ببرنامج Solidworks لرسم النموذج بشكل هندسي والحصول على النموذج محوسب المطلوب (الشكل 4.8)



(الشكل 4.7): المثال الشمعي الذي تم الاستعانة به لرسم النموذج

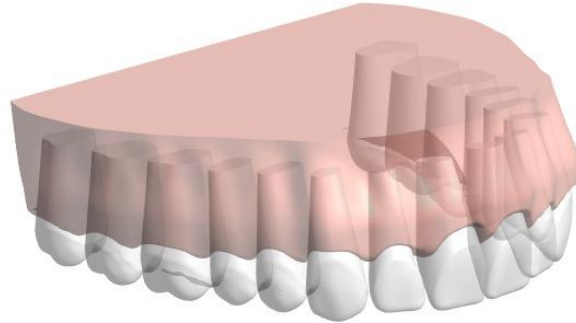






(الشكل 4.8): النموذج الرقمي الذي تم الحصول عليه من برنامج solidworks

- 1- بعد ذلك تم فصل الأسنان عن الجسم الكلي ورسم جذور الأسنان (الشكل 4.9) باستخدام برنامج Solidworks للحصول على النموذج المطلوب بشكل يحاكي الوضع السريري (الشكل 4.10)



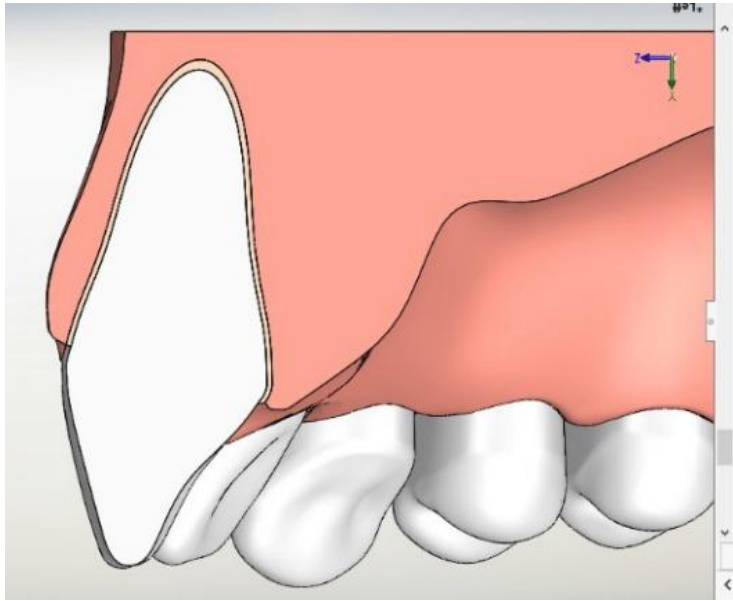
(الشكل 4.9): المرحلة الأولية من فصل الأسنان ورسم الجذور





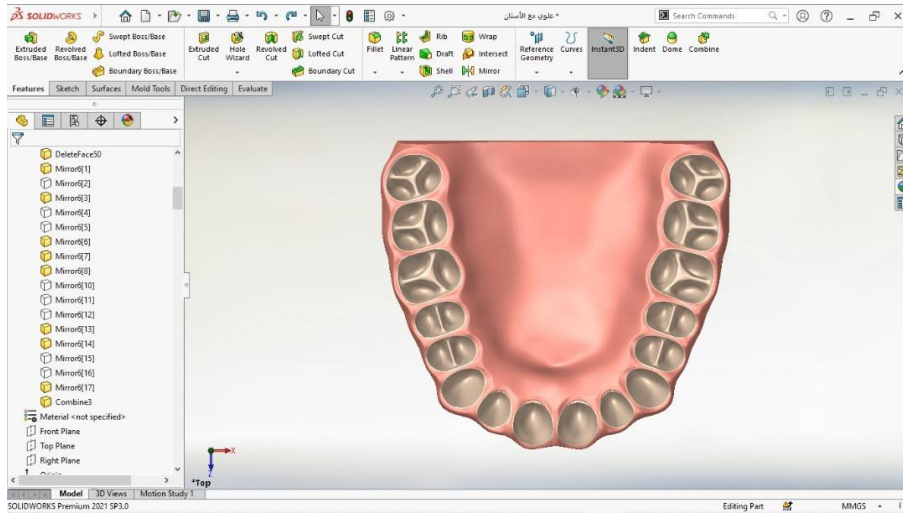
(الشكل 4.10): الحصول على الأسنان وجذورها بشكل يحاكي الوضع السريري

- 2- تصميم الرباط السني السنخي وذلك من خلال رسم منطقة تحيط بكامل الجذر لكل سن من الأسنان وتزويدها بخصائص تجعل منها قابلة للتأثر بقوى الشد والضغط وبثخانة تقدر ب 0.2 ملم كما في دراسة Kang et al.,2016 وتم ذلك عن طريق استخدام برنامج solidworks (الشكل 4.11)



(الشكل 4.11): الرباط السني السنخي الذي تم تصميمه حول جذور الأسنان باستخدام برنامج

solidworks

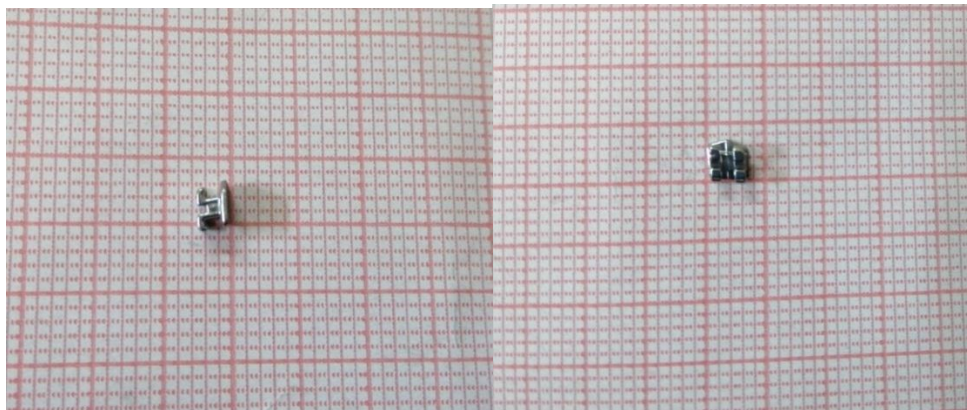


(الشكل 4.12): واجهة برنامج solidworks الذي تم استخدامه في إنجاز المراحل السابقة

#### 4.4.1.2 نمذجة الجهاز التقويمي الدهليزي الثابت:

- نمذجة الحاصرات الدهليزية:

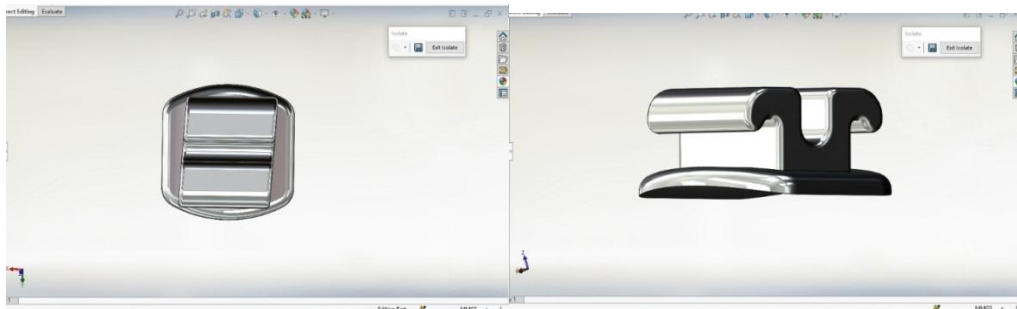
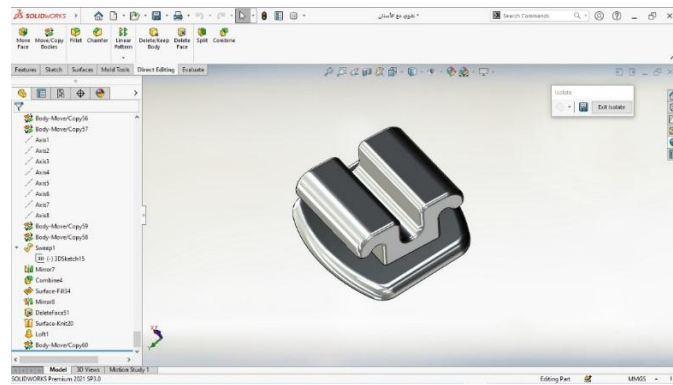
تم رسم نماذج للحاصرات الدهليزية باستخدام برنامج solidworks (الشكل 4.15) وذلك بناء على نموذج تجاري للحاصرات من شركة American بشق ذي ارتفاع 0.018 إنش ثم القيام بتصوير هذه الحاصرات على ورق ميليمتري (الشكل 4.13) بكاميرا ذات دقة عالية Nikon D5300 لمحاكاة الشكل الخارجي للحاصرات (عراي و اخرون ،2020.) بالإضافة إلى الاستعانة بنماذج ثلاثية الأبعاد لحاصرات موجودة على شبكة الانترنت (الشكل 4.14)



(الشكل 4.13): تصوير الحاصرات على الورق الميليمتري



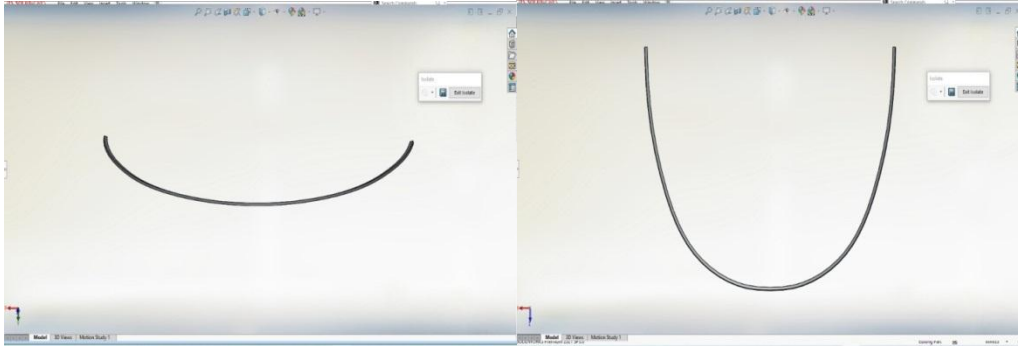
(الشكل 4.14): النماذج ثلاثية الأبعاد للحاصرات المتوفرة على شبكة الانترنت



(الشكل 4.15): النموذج الرقمي للحاصرات التي تم تصميمها

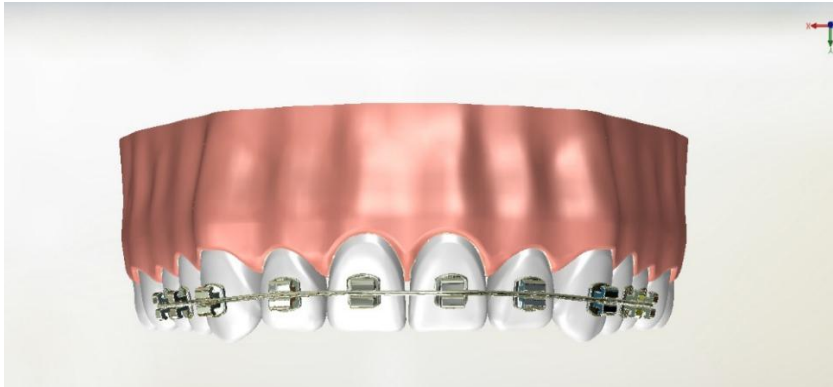
- نمذجة السلك التقويمي :

تم الحصول على النموذج الرقمي للسلك التقويمي باستخدام برنامج solidworks وذلك بناء على نموذج تجاري مزلع مصنوع من مادة Stainless steel وبأبعاد  $0.025 \times 0.017$  إنش (عرايبي واخرون . 2020) (الشكل 4.16)



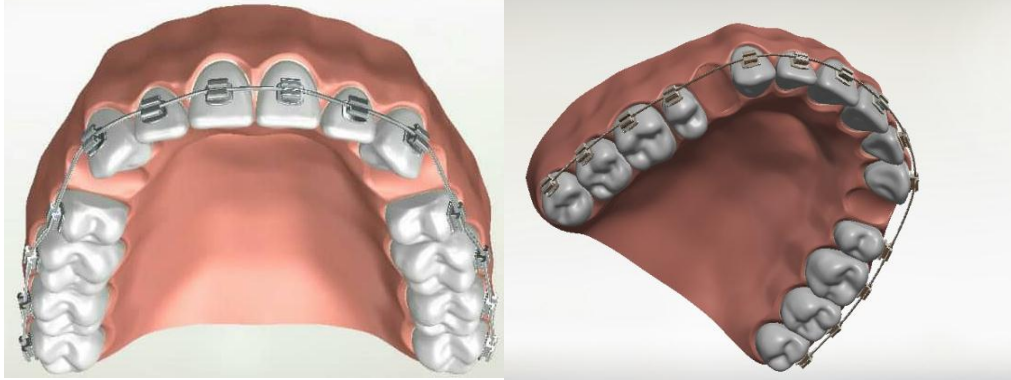
(الشكل 4.16): النموذج الرقمي للسلك التقويمي الذي تم تصميمه

- بعد ذلك تم تثبيت الحاصرات والسلك في مكانها الصحيح على الأسنان في النموذج الرقمي الذي تم تصميمه سابقا (الشكل 4.17)



(الشكل 4.17): تثبيت الحاصرات والسلك التقويمي في أماكنها الصحيحة على الأسنان

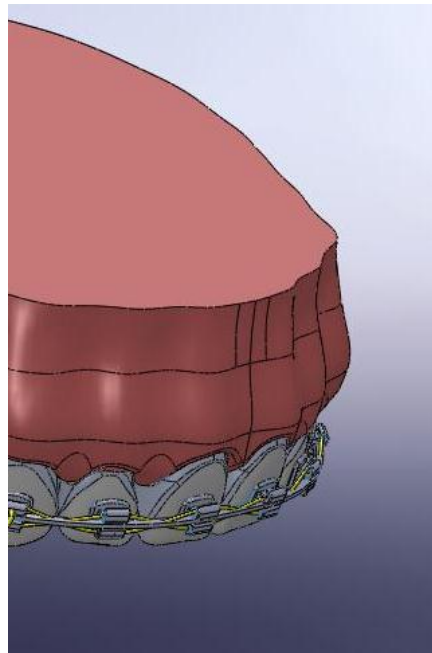
- تم العمل بعد ذلك على إزالة الضاحك الأول العلوي الأيمن والأيسر وملء الفراغ الناتج بمادة شبيهة بمادة العظم السني السنخي لنحصل بذلك على كتلة أمامية وكتلتين خلفيتين يمينى ويسرى وذلك من خلال استخدام برنامج Solidworks.(الشكل 4.18)



الشكل(4.18): إزالة الضواحك العلوية وملء الفراغ بمادة شبيهة بالعظم السني السنخي

- نمذجة سلك الربط:

تم تصميم سلك الربط المدور بشكل رقم 8 وبقطر 0.012 إنش لربط كتلة الأسنان الأمامية والكتلتان الخلفيتان (الشكل 4.19)

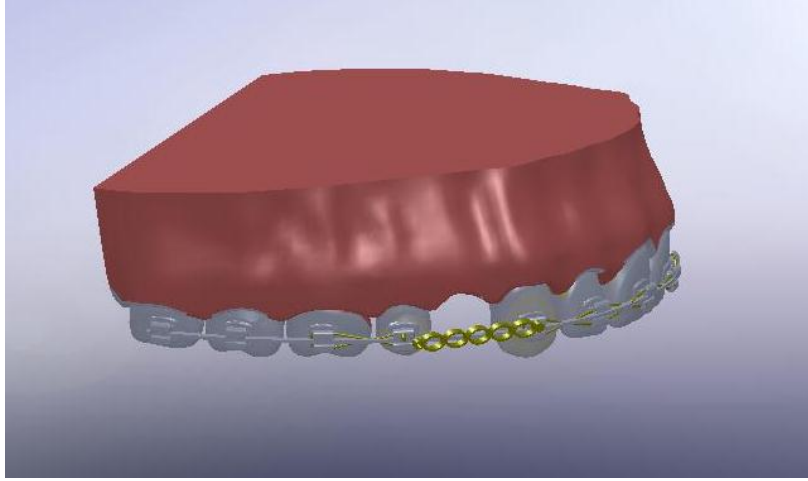


الشكل (4.19): سلك الربط المدور بشكل رقم 8 لربط كتلة الأسنان الأمامية

- نمذجة وسائل الإرجاع:

### 1- المطاط السلسلي:

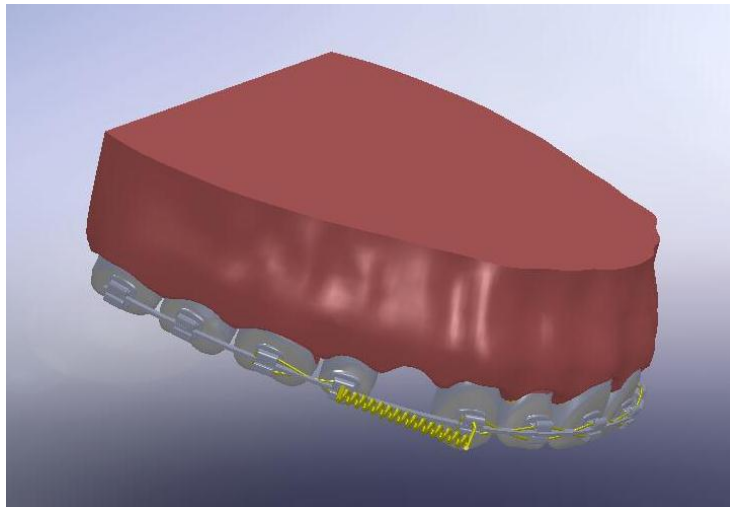
تم استخدام برنامج Solidworks للحصول على النموذج الرقمي للمطاط السلسلي المتقارب بفاصل بين الحلقات بمقدار 3ملم وذلك بالاعتماد على نموذج تجاري متوفر من شركة American (الشكل 4.20)



الشكل(4.20): النموذج الرقمي للمطاط السلسلي

### 2- نابض الإغلاق :

بمساعدة نموذج تجاري لنابض إغلاق من شركة American بطول 9ملم وأبعاد 0.008 إنش تم الحصول على النموذج الرقمي لنابض الإغلاق بالاعتماد على برنامج Solidworks (الشكل 4.21)

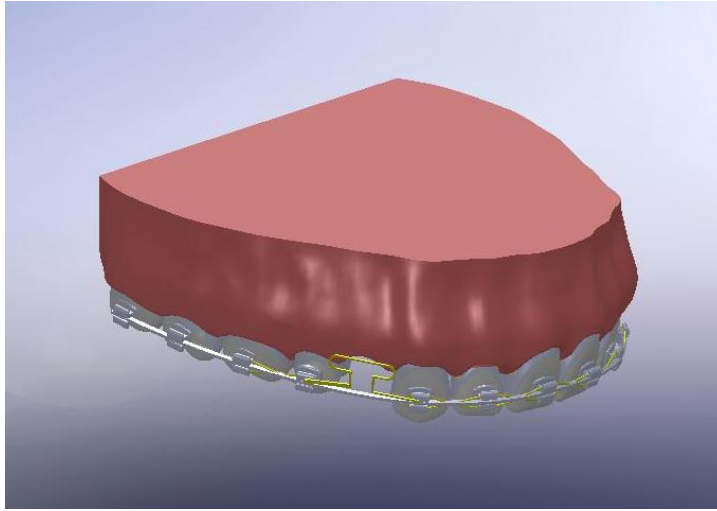


الشكل (4.21): النموذج الرقمي لنابض الإغلاق



## 3- عروة الإرجاع:

تم الاستعانة بنموذج تجاري لسلك تقويمي بأبعاد 16\*16 ميل بعروة ذات شكل T بارتفاع 7 ملم وعرض 8 ملم (عرايبي واخرون 2020.) للحصول على النموذج المحوسب لعروة الإرجاع باستخدام برنامج . Solidworks (الشكل 4.22)



الشكل (4.22): النموذج الرقمي لعروة الإغلاق

#### 4.4.2 تجهيز البيانات والمعطيات لإجراء تحليل العناصر المنتهية:

##### 1- نظام التحليل المستخدم:

تم اعتبار البنى المدروسة هي بنى ساكنة لذلك تم اختيار نظام التحليل Static Structural Analysis System الذي يتناسب مع البنى السنية والعظمية المدروسة وذلك بالاستعانة ببرنامج ANSYS Workbench

##### 2- تعيين خصائص المواد Specification of material property:

من خلال برنامج ANSYS تم إعادة تجميع أجزاء النموذج كاملاً ومن ثم تم إنشاء مكتبة هندسية جديدة لإعطاء النموذج مواصفات المرونة الخاصة به ومواصفات مادته (الشكل 4.24) ليتم التعامل معه بالمراحل اللاحقة وذلك بالاعتماد على القيم المتوفرة في الدراسات والأدبيات السابقة Feng et al., 2019 واعتبرت المواد متجانسة ومتماثلة الخواص . الجدول (4.1)

الجدول (4.1) خصائص المواد المكونة للنموذج النهائي (Feng et al.,2019)

Material	Young modulus (GPa)	Poisson ratio
Cortical bone	13.4	0.30
Cancellous bone	7.8	0.30
Tooth	20.3	0.30
Periodontal ligament	0.05	0.49
Brackets, wire, power arm	205.9	0.30
Miniscrew	103	0.33

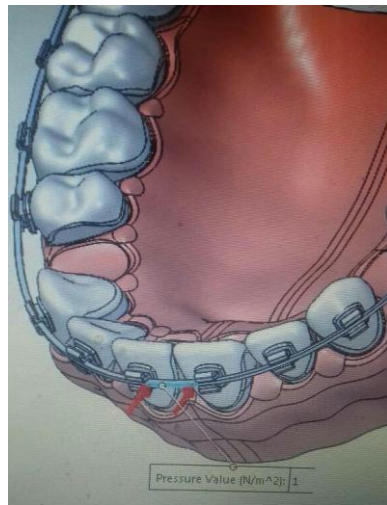


الشكل (4.24) النموذج النهائي بعد أن تم تزويده بالموصفات الخاصة به

3- عملية مطابقة القوى وفقا للمصفوفات المبرمجة في المرحلة الأولى:

من خلال برنامج ANSYS يتم كتابة وبرمجة مجموعة من المعادلات ضمن مصفوفات يتم من خلالها ربط

القوى بالعقد وفق مبدأ ربط العناصر المنتهية بمصفوفات الصلابة والقوى (الشكل 4.25)

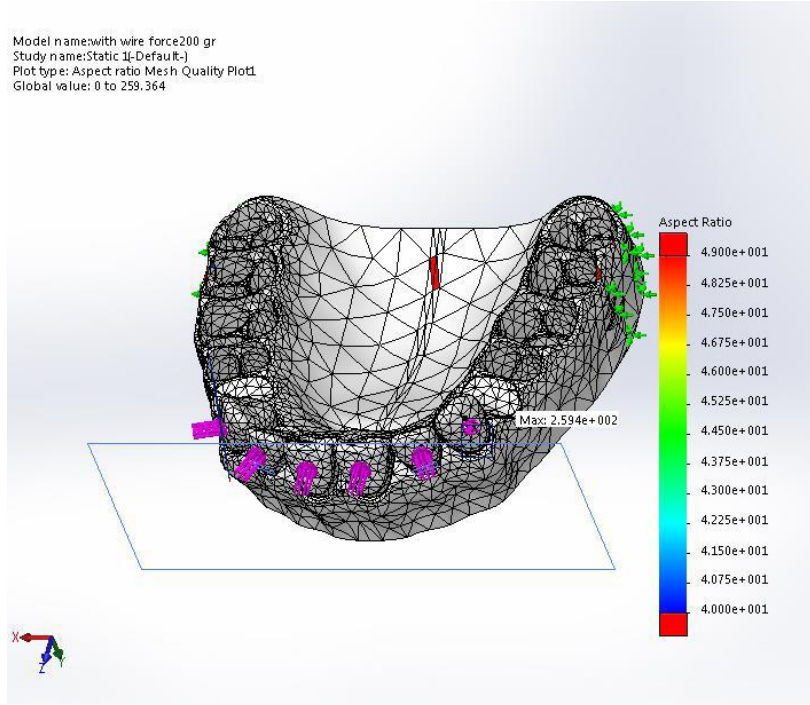


الشكل (4.25): النموذج بعد أن تم ربط القوى وفقا للمصفوفات المبرمجة في المرحلة الأولى



## 4-تقطيع النموذج discretization:

تم الاستعانة ببرنامج ANSYS Multiphysics Mechanical لتجزئة النموذج ثلاثي الأبعاد لأقسام متعددة ومن ثم إعادة التقسيم بطريقة رسم مضلعات صغيرة بشكل مثلثات الغرض منها جعل الجسم ينقل إجهاداته الداخلية بين عقد الاتصال، بحيث تتناسب عدد المثلثات مع المسطحات فكلما زاد انبساط المسطح قلت أعداد المثلثات وكلما ازدادت التثنيات في الجزء ازداد عدد المثلثات (الشكل 4.26)



(الشكل 4.26): شبكة العناصر المنتهية

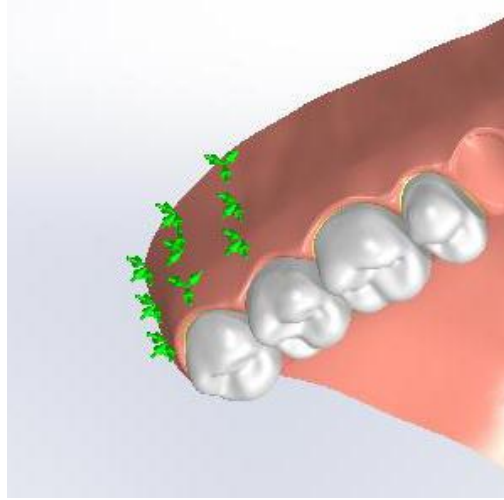
(الجدول 4.2): جدول يوضح عدد العقد والعناصر العقدية في النموذج

العناصر	العقد	الجزء
18653	34520	العظم السنخي
1020	3548	سلك الربط
950	3254	السلك الرئيسي
6890	7144	الثنية العلوية
8950	7245	الرابعة العلوية
8854	8125	الناب العلوي
7860	8155	الضاحك الثاني
8846	12250	الرحى الأولى
9895	11450	الرحى الثانية
4756	50502	رباط الثنية العلوية
5785	5152	رباط الرابعة العلوية
4435	5890	رباط الناب العلوي
4475	6215	رباط الضاحك الثاني
8670	12650	رباط الرحي الأولى
9578	24257	رباط الرحي الثانية
1345	1450	حاصرة 1
1345	1450	حاصرة 2
1345	1450	حاصرة 3

## 4.4.3 المعطيات الخاصة بالتجربة:

- الدعم Support:

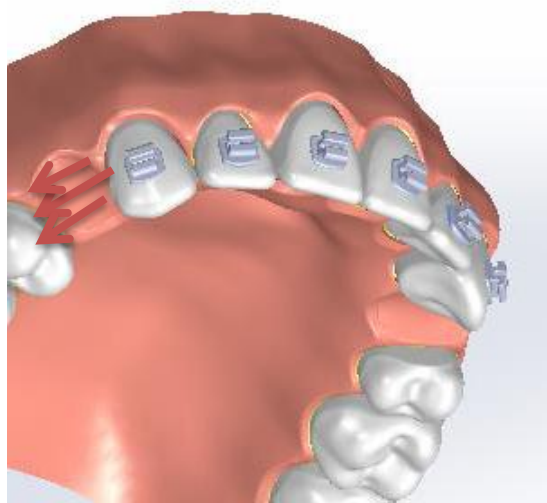
تم تثبيت العظم من جميع سطوحه وفق المحاور الثلاثة عدا المنطقة الأمامية حتى الحدود الوحشية للرحى الأولى العلوية ليكون ممثلاً للشروط الحدية (boundary condition). (الشكل 4.27)



الشكل (4.27) الدعم الثابت للنموذج

- مكان تطبيق القوة:

تم تطبيق قوة الإرجاع عند القسم الوحشي لحاصرة الناب العلوي من الجهتين بعد أن تم ربط الأسنان الستة الأمامية العلوية ككتلة واحدة (الشكل 4.28)



الشكل (4.28): مكان تطبيق القوة

تم تعيين مركز المقاومة للأسنان الستة الأمامية العلوية أعلى ب 6 ملم من الناتئ السنخي للقواطع المركزية  
(Suzuki et al., 2019)

أما للكتلة الخلفية فقد تم اعتماد مركز الدوران عند الناحية الدهليزية للاسطوانة الممثلة للجزر الأنسي للرحى  
الأولى العلوية (Chacko et al., 2018)

- مقدار وجهة القوة المطبقة:

في حالة استخدام عروة الإرجاع كوسيلة للإرجاع فقد تم تطبيق قوة أفقية عند القسم الوحشي لحاصرة الناب  
العلوي من الجهتين قدرها 100 غرام لكل جانب لتحاكي قوة الإرجاع المستخدمة (Techalertpaisarn and  
Versluis., 2013)

أما في حالة استخدام المطاط السلسلي و نابض الإغلاق كوسيلة للإرجاع فقد تم تطبيق قوة أفقية عند القسم  
الوحشي لحاصرة الناب العلوي من الجهتين قدرها 150 غرام لكل جانب لتحاكي قوة الإرجاع المستخدمة  
(Barsoum et al., 2021)

#### 4.5 المعلومات المطلوب إيجادها :

- 1- قيم مكافئ الجهد (Von-mises) لحساب توزيع الجهود في العظم السنخي مكان تطبيق الدراسة وعند  
استخدام المطاط السلسلي كوسيلة للإرجاع مقدرة بالميغا باسكال
- 2- قيم مكافئ الجهد (Von-mises) لحساب توزيع الجهود في العظم السنخي مكان تطبيق الدراسة وعند  
استخدام نابض الإغلاق كوسيلة للإرجاع مقدرة بالميغا باسكال
- 3- قيم مكافئ الجهد (Von-mises) لحساب توزيع الجهود في العظم السنخي مكان تطبيق الدراسة وعند  
استخدام عروة الإرجاع كوسيلة للإرجاع مقدرة بالميغا باسكال
- 4- مقدار الإنزياحات (حركة العظم) displacement في الاتجاه الأفقي عند استخدام المطاط السلسلي  
كوسيلة للإرجاع مقدرة بالمليمتر
- 5- مقدار الإنزياحات (حركة العظم) displacement في الاتجاه الأفقي عند استخدام نابض الإغلاق كوسيلة  
للإرجاع مقدرة بالمليمتر
- 6- مقدار الإنزياحات (حركة العظم) displacement في الاتجاه الأفقي عند استخدام عروة الإرجاع كوسيلة  
للإرجاع مقدرة بالمليمتر

الفصل الخامس

النَّتَاج

Chapter Five

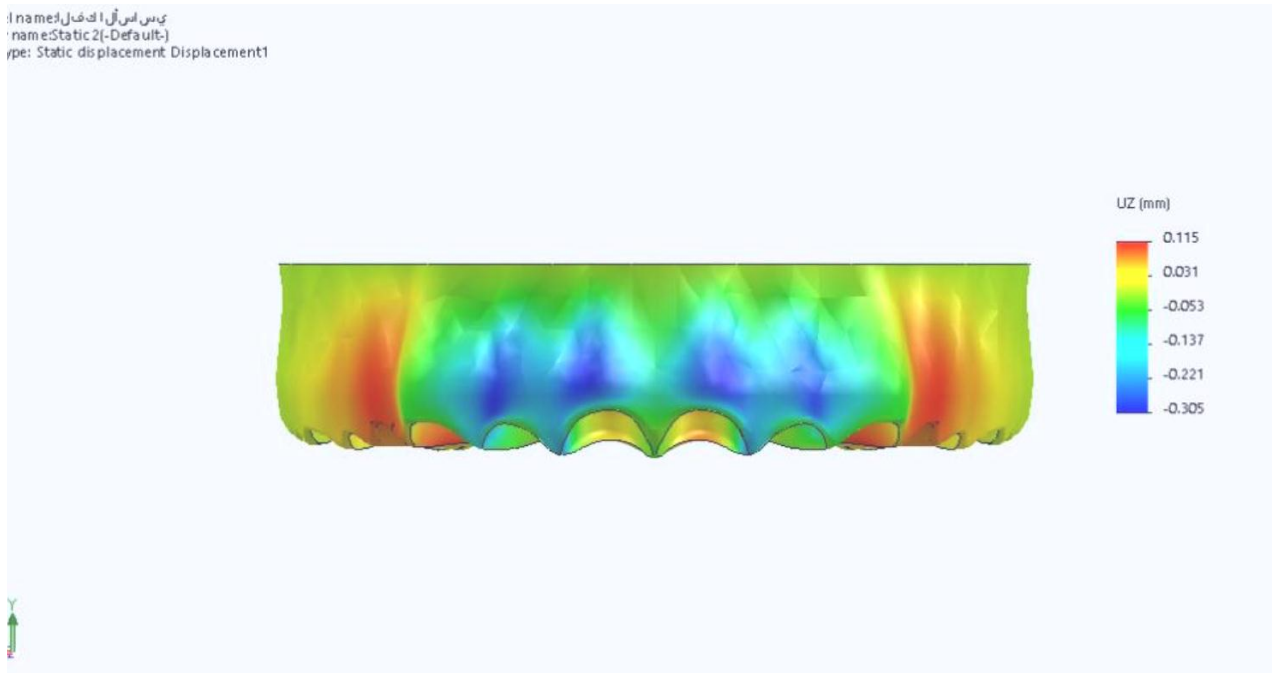
Results

## 5. النتائج Results:

5.1 نتائج دراسة مقدار الانزياحات (حركة العظم) في الاتجاه الأفقي عند استخدام وسائل الإرجاع:

### 5.1.1 عند استخدام المطاط السلسلي:

تبين الخريطة اللونية في (الشكل 5.1) مقدار حركة العظم السنخي في الاتجاه الأفقي عند استخدام المطاط السلسلي كوسيلة للإرجاع مقدرة بالمليميتر، حيث كانت القيمة العظمى لحركة العظم السنخي متوضعة في منطقة القواطع الأربعة وبمقدار -0.305 ملم والإشارة السالبة تشير إلى اتجاه الحركة ( حركة العظم باتجاه الأمام)، بينما القيمة الدنيا لحركة العظم السنخي تركزت في منطقة الرحى الأولى العلوية والمنطقة الذروية للضواك والأنياب وبمقدار 0.031 ملم واتجاه الحركة نحو الخلف



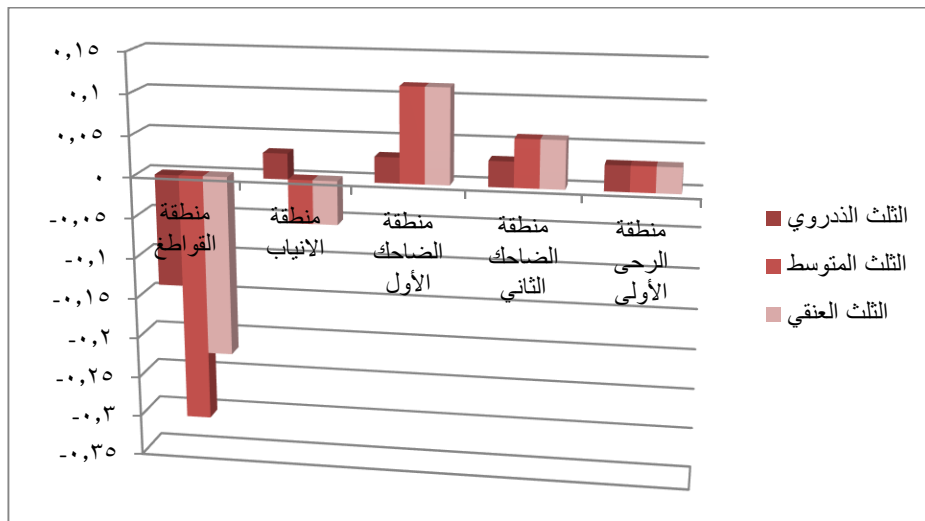
الشكل (5.1): حركة العظم السنخي عند استخدام المطاط السلسلي كوسيلة إرجاع

يبين الجدول (5.1) القيم التي تمثل حركة العظم السنخي في كل من الثلث الذروي، والمتوسط، والعنقي للعظم السنخي وذلك في منقطة القواطع والأنياب والضواحك العلوية والأرجاء الأولى مقدره بالميلتر عند استخدام المطاط السلسلي في الإرجاع

الجدول (5.1): قيم حركة العظم السنخي في كل من الثلث العنقي، المتوسط والذروي عند استخدام المطاط السلسلي كوسيلة للإرجاع

الثلث العنقي	الثلث المتوسط	الثلث الذروي	
-0.221 ملم	-0.305 ملم	-0.137 ملم	منطقة القواطع
-0.053 ملم	-0.053 ملم	0.031 ملم	منطقة الأنياب
0.0115 ملم	0.0115 ملم	0.031 ملم	منطقة الضاحك الأول
0.058 ملم	0.058 ملم	0.031 ملم	منطقة الضاحك الثاني
0.031 ملم	0.031 ملم	0.031 ملم	منطقة الرحي الأولى

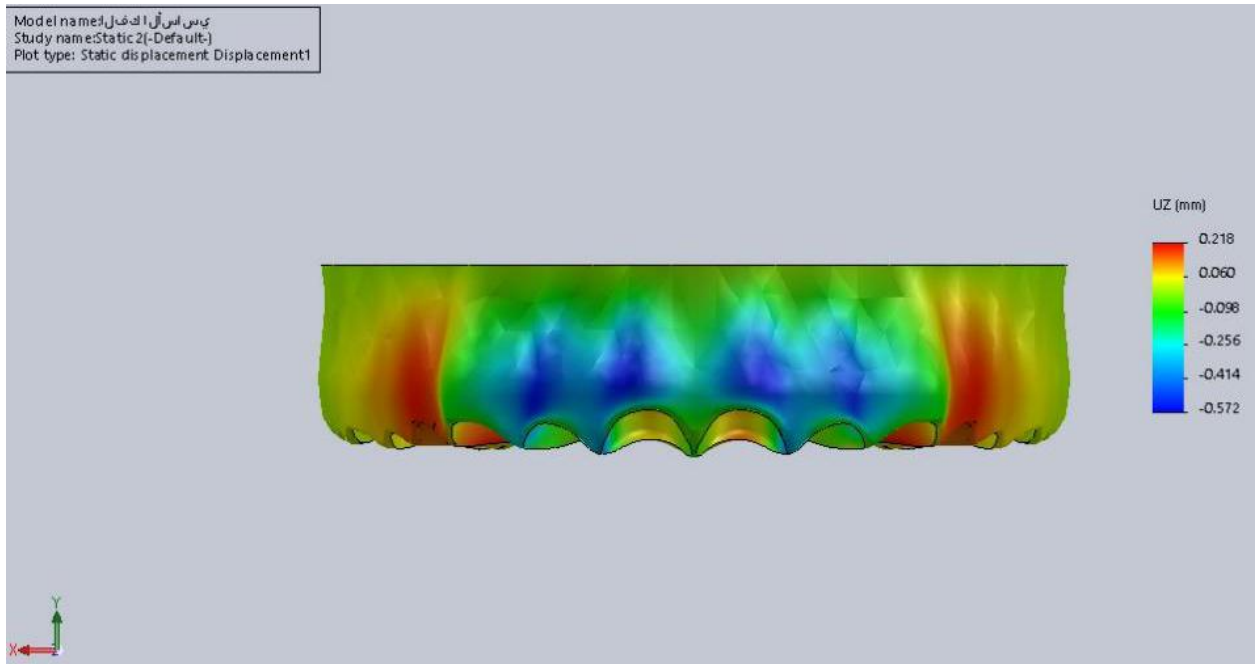
ملاحظة: تشير الإشارة السالبة بجانب كل قيمة إلى أن اتجاه حركة العظم السنخي نحو الأمام ( بروز العظم) وعدم وجودها بجانب القيمة تشير إلى أن اتجاه حركة العظم السنخي نحو الخلف (إرجاع العظم).



المخطط البياني (5.1): قيم حركة العظم السنخي عند استخدام المطاط السلسلي في الإرجاع

## 5.1.2 عند استخدام عروة الإرجاع:

تظهر الخريطة اللونية في (الشكل 5.2) مقدار حركة العظم السنخي عند استخدام العروة T في الإرجاع مقدرة بالميليمتر حيث تركزت القيمة العظمى لحركة العظم السنخي في منطقة القواطع الأربعة العلوية وبمقدار -0.572 ملم ، تشير الإشارة السالبة إلى أن اتجاه حركة العظم نحو الأمام ، بينما القيمة الدنيا لحركة العظم السنخي توضع في منطقة الأرحاء الأولى والمنطقة الذروية لكل من الضواحك والأنياب وقيمة قدرها 0.060 ملم واتجاه الحركة نحو الخلف



الشكل (5.2): حركة العظم السنخي عند استخدام العروة T في الإرجاع

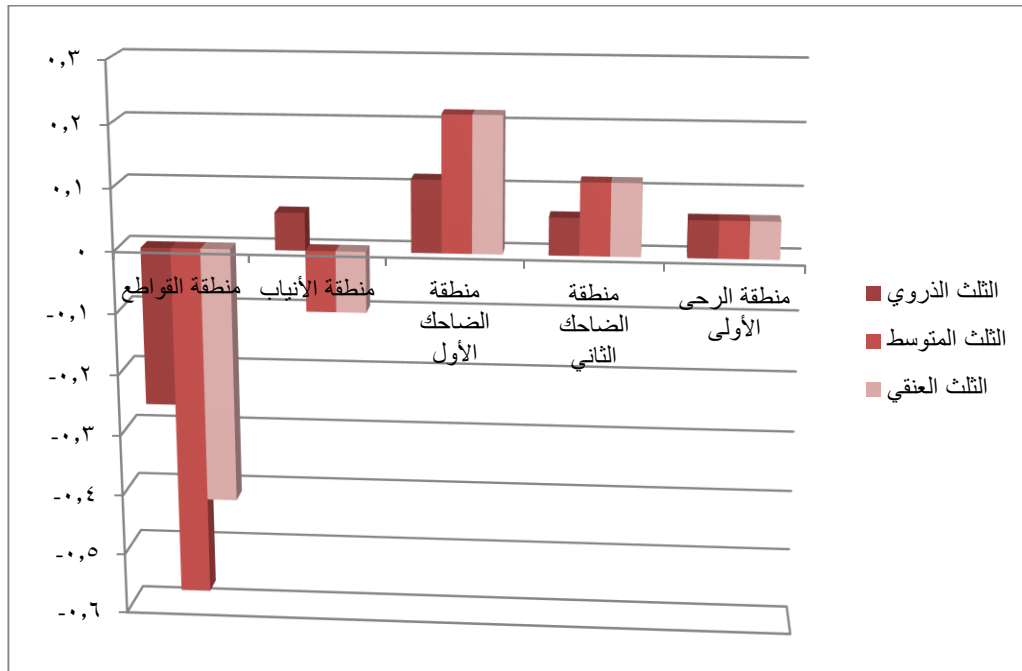


يوضح الجدول (5.2) قيم حركة العظم السنخي في كل من الثلث العنقي والمتوسط والذروي للعظم السنخي عند كل من الأسنان الستة الأمامية العلوية بالإضافة إلى الضواحك والأرحاء الأولى العلوية وذلك عند استخدام العروة T في الإرجاع.

الجدول (5.2): قيم حركة العظم السنخي في كل من الثلث العنقي، المتوسط والذروي عند استخدام عروة الإرجاع كوسيلة للإرجاع

الثلث العنقي	الثلث المتوسط	الثلث الذروي	
-0.414 ملم	-0.572 ملم	-0.256 ملم	منطقة القواطع
-0.098 ملم	-0.098 ملم	0.060 ملم	منطقة الأنياب
0.218 ملم	0.218 ملم	0.116 ملم	منطقة الضاحك الأول
0.116 ملم	0.116 ملم	0.060 ملم	منطقة الضاحك الثاني
0.060 ملم	0.060 ملم	0.060 ملم	منطقة الرحي الأولى

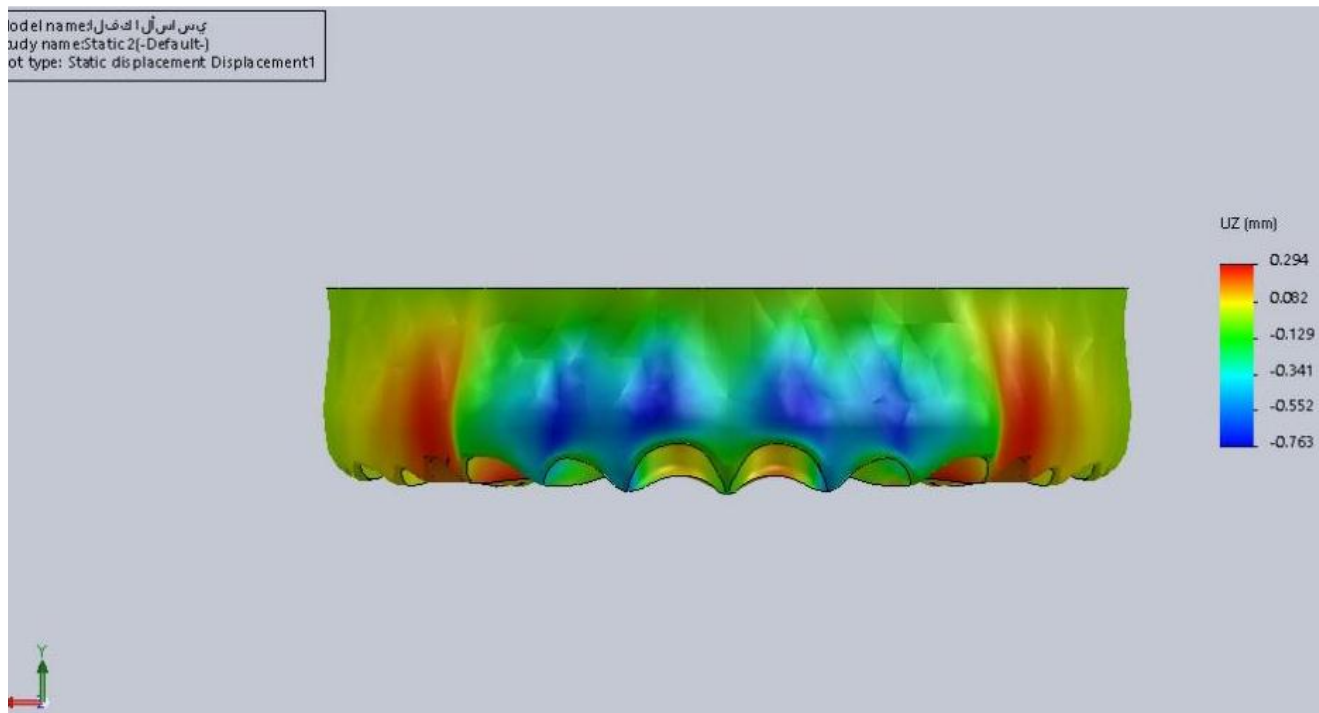
ملاحظة: تدل الإشارة السالبة بجانب كل قيمة إلى أن العظم السنخي قد تحرك باتجاه الأمام ( بروز العظم) بينما يدل عدم تواجدها إلى حدوث حركة العظم السنخي باتجاه الخلف ( إرجاع العظم).



المخطط البياني (5.2): قيم حركة العظم السنخي عند استخدام عروة الإرجاع في الإرجاع

## 5.1.3 عند استخدام نابض الإغلاق:

نلاحظ من خلال الخريطة اللونية التالية ( الشكل 5.3) أن القيمة العظمى لحركة العظم السنخي عند استخدام نابض الإغلاق كوسيلة لإرجاع الأسنان كانت في منطقة القواطع وبقية قدرها -0.763 ملم، علما أن الإشارة السالبة و كما سبق ذكره تشير إلى اتجاه حركة العظم السنخي أما القيمة الصغرى لحركة العظم السنخي نجدها في منطقة الأرحاء الأولى العلوية والمنطقة الذروية للضواحك والأنياب وبقية تقدر ب 0.082 ملم واتجاه الحركة نحو الخلف



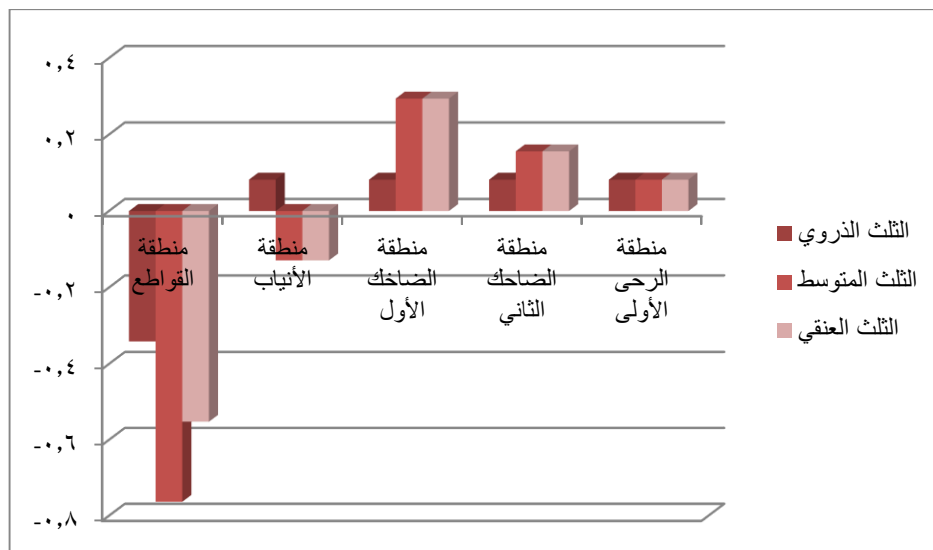
الشكل (5.3): حركة العظم السنخي عند استخدام نابض الإغلاق في الإرجاع

يظهر الجدول (5.3) القيم التي حصلنا عليها لحركة العظم السنخي في كل من ثلثه العنقي والمتوسط والذروي وذلك عند مستوى الأسنان الستة الأمامية العلوية بالإضافة إلى الضواحك والأرجاء الأولى من خلال تطبيق قوة الإرجاع عن طريق نابض الإغلاق

الجدول (5.3): قيم حركة العظم السنخي في كل من الثلث العنقي، المتوسط والذروي عند استخدام نابض الإغلاق كوسيلة للإرجاع

الثلث العنقي	الثلث المتوسط	الثلث الذروي	
-0.552 ملم	-0.763 ملم	-0.341 ملم	منطقة القواطع
-0.129 ملم	-0.129 ملم	0.082 ملم	منطقة الأنياب
0.294 ملم	0.294 ملم	0.082 ملم	منطقة الضاحك الأول
0.156 ملم	0.156 ملم	0.082 ملم	منطقة الضاحك الثاني
0.082 ملم	0.082 ملم	0.082 ملم	منطقة الرحي الأولى

ملاحظة: الإشارة السالبة بجانب القيم تشير إلى أن اتجاه حركة العظم السنخي قد حدث نحو الأمام (بروز العظم) وفي حال عدم تواجدها فهذا دليل أن الحركة حدثت باتجاه الخلف (إرجاع العظم).

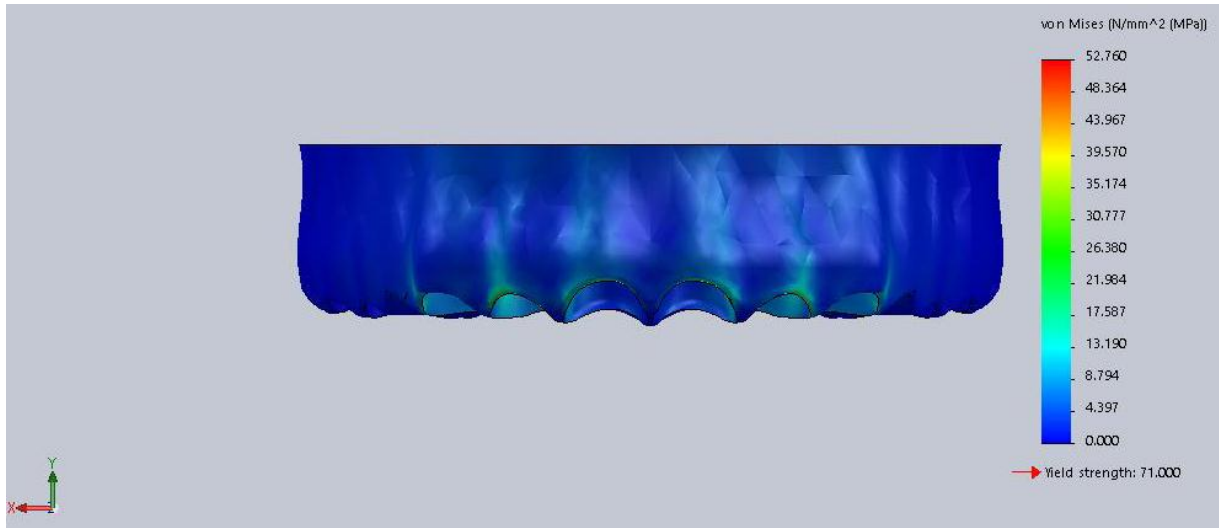


المخطط البياني (5.3): قيم حركة العظم السنخي عند استخدام نابض الإغلاق في الإرجاع

## 5.2 نتائج دراسة قيم مكافئ الجهد (Von-mises) لحساب توزيع الجهود في العظم السنخي مكان تطبيق الدراسة:

### 5.2.1 عند استخدام المطاط السلسلي في الإرجاع:

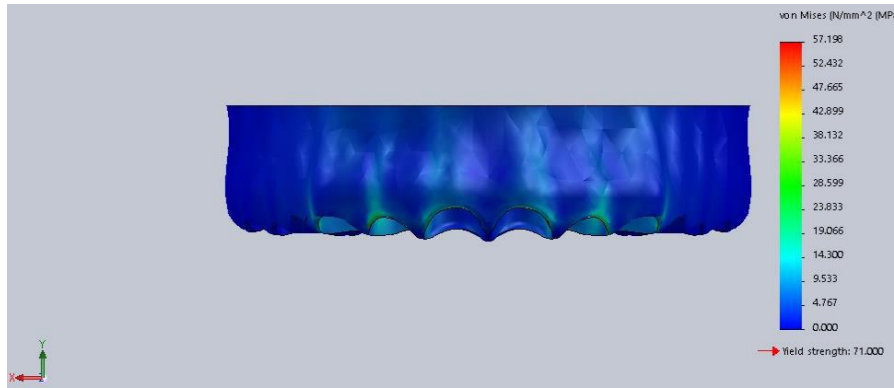
تبين الخريطة اللونية في الشكل (5.4) مكان توزيع إجهادات العظم السنخي وذلك عند تطبيق القوة عن طريق استخدام المطاط السلسلي في الإرجاع، حيث تركزت الإجهادات عند الحافة السنخية للمنطقة العنقية للعظم السنخي على مستوى الأسنان الستة الأمامية العلوية وبقيمة قدرها 26.380 ميغاباسكال بينما لم يلاحظ وجود أي إجهادات في المنطقة العنقية من العظم السنخي أما في الثلث المتوسط والذروي من العظم السنخي كان مقدار الإجهادات 13.190 ميغا باسكال



الشكل (5.4) : توزيع الإجهادات عند استخدام المطاط السلسلي في الإرجاع

### 5.2.2 عند استخدام العروة T في الإرجاع:

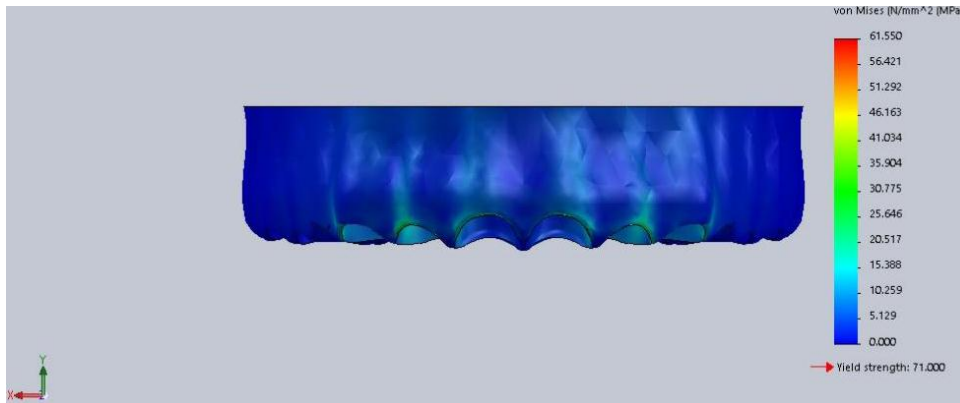
عند تطبيق القوة من خلال استخدام عروة الإرجاع ذات النموذج T تتوزع الإجهادات عند الحافة السنخية للمنطقة العنقية من العظم السنخي عند مستوى القواطع والأنياب العلوية وبقية قدرها 28.559 ميغا باسكال لكن لم يكن هناك أي أثر للإجهادات في المنطقة العنقية من العظم السنخي بينما كان مقدار الإجهادات في الثلث المتوسط والذروي من العظم السنخي 14.300 ميغا باسكال ويظهر ذلك من خلال الخريطة اللونية في الشكل (5.5).



الشكل (5.5): توزع الإجهادات عند استخدام العروة T في الإرجاع

### 5.2.3 عند استخدام نابض الإغلاق في الإرجاع:

نلاحظ من خلال الخريطة اللونية في الشكل (5.6) أن الإجهادات تتركز عند الحافة السنخية من المنطقة العنقية للعظم السنخي عند مستوى الأسنان الستة الأمامية العلوية وبقية قدرها 30.775 ميغا باسكال ولم يكن هناك أي إجهادات في المنطقة العنقية من العظم السنخي أما مقدار هذه الإجهادات في الثلث المتوسط والذروي من العظم السنخي فكانت 15.388 ميغا باسكال وذلك عند تطبيق القوة باستخدام نابض الإغلاق في الإرجاع.



الشكل (5.6): توزع الإجهادات عند استخدام نابض الإغلاق في الإرجاع

الفصل السادس

المناقشة

Chapter Six

Discussion

## 6. المناقشة Discussion:

يعتبر العظم السنخي جزء لا يتجزأ من المنظومة الفموية السنية التي تتأثر بشكل جليّ خلال تطبيق القوى المختلفة أثناء المعالجة التقويمية ، ففي حالات البروز المضاعف وحالات الصنف الثاني نموذج أول المترافقة ب بروز سني سنخي والتي تتطلب قلع الضواحك الأولى وإرجاع الأسنان الأمامية تنشأ مشكلة بروز العظم السنخي التي تعتبر من المشاكل الجوهرية التي تواجه أخصائي تقويم الأسنان والفكين بعد إنهاء المعالجة وذلك لتأثيرها السلبي على الناحية التجميلية.

ولأن تحسين النواحي التجميلية يعتبر من الأهداف الأساسية للمعالجة التقويمية كان لابد لنا من إيجاد وسيلة إرجاع تقويمية تخفف من مشكلة البروز السنخي الناشئة بعد إرجاع الأسنان الأمامية.

يوجد في الأدبيات الطبية العديد من الدراسات التي تناولت التغيرات التي تطرأ على العظم السنخي بشكل تالي لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية وذلك باستخدام طرق متعددة كالتصوير المقطعي (CT) والتصوير المقطعي المحوسب ذو الحزمة المخروطية (CBCT) ، وإن هذه الطرق تعاني من مساوئ عديدة كالحاجة إلى تعريض المريض إلى الإشعاع بالإضافة إلى قلة الدقة في القياس

إن الأدبيات الطبيّة تفتقر إلى وجود دراسات حول تغيرات العظم السنخي التالية لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية باستخدام طريقة العناصر المنتهية FEM، حيث يعتبر تحليل العناصر المنتهية FEM طريقة دقيقة للغاية لتحليل الإجهاد والتوتر الهيكلي واستجابة الأنسجة الميكانيكية الحيوية.

و لقد استُخدمت طريقة العناصر المنتهية على نطاق واسع في المضمار الطبيّ منها في مجال طب الأسنان عموماً وفي تقويم الأسنان على وجه الخصوص حيث تم استخدام تحليل العناصر المنتهية بشكل فعال لمحاكاة تطبيق أنظمة القوى على الوحدات السنية المفردة أو المتعددة خلال المعالجة التقويمية (Ouejjaraphant et al., 2018)

إن الفكرة الاساسية من طريقة العناصر المنتهية تعتمد كما ذكرنا على حل مشكلة معقدة عن طريق تقسيمها الى مشاكل أبسط حيث يتم تقسيم الجسم المعقد المراد دراسته الى أجزاء صغيرة تدعى بالعناصر وتتصل هذه العناصر فيما بينها بالعقد أو النقاط العقدية التي تقع على أطراف العناصر

( Aruna et al., 2014)

## 6.1 تصميم الدراسة:

هذه الدراسة هي عبارة عن دراسة حاسوبية تعتمد على تصميم ثلاثي الأبعاد لنموذج للفك العلوي وذلك بالاعتماد على نموذج شمعي ذو إطباق مثالي بما في ذلك تصميم الأسنان العلوية، العظم السنخي والرباط السني السنخي التي تم تصميمه كمنطقة تتمتع بالمرونة وتتأثر بقوى الضغط والشد من أجل فصل أسنان الفك العلوي عن العظم السنخي وبعد تصميم الفك العلوي تم إزالة الضواحك الأولى العلوية من الجانبين وملئ الفراغ الناجم بمادة شبيهة بالعظم السنخي

تم تصميم جهاز تقويمي دهليزي مؤلف من حاصرات دهليزية وسلك تقويمي ثابت وتطبيقه على الأسنان المصممة سابقاً بالإضافة إلى تصميم وسائل الإرجاع ( مطاط سلسلي – نابض إغلاق – عروة إرجاع بشكل حرف T).

تم تصميم الحاصرات الدهليزية والسلك التقويمي بناء على نماذج ثلاثية الأبعاد متوفرة على الشبكة العنكبوتية بالإضافة إلى نموذج تجاري مسبق الصنع

تم تصميم المطاط السلسلي اعتماداً على نموذج تجاري وبالإستعانة بدراسة ( Ahn et al.,2013 )

أما بالنسبة لنابض الإغلاق فقد تم تصميمه اعتماداً على نموذج تجاري مسبق الصنع والإستعانة بدراسة (Jasmine et al.,2012)

تم ضبط العروة T بأبعاد (16\*16) ميل كونه أكثر سهولة للمحاكاة حيث أن البرامج التي تستخدم في تحليل العناصر المنتهية تعتمد في التعرف على المواد تبعاً لمواصفاتها بشكل أكبر من أبعادها وأيضاً بالاعتماد على القيم التي ذكرت في دراسة (عربي واخرون، 2020 )

كذلك تم تصميم سلك ربط على شكل رقم 8 لربط كتلة الأسنان الأمامية والكتلتين الخلفيتين

ولابد من الإشارة إلى أن تصميم كل ما ذكر سابقاً كان عن طريق استخدام برنامج Solidworks

في المرحلة الثانية تم إعادة تجميع أجزاء النموذج كاملاً من أجل إعطاء هذه الأجزاء مواصفات المرونة ومواصفات المواد المكونة لها ليتم التعامل معها في المراحل اللاحقة وذلك استناداً إلى القيم المتوفرة في الدراسات والأدبيات السابقة (Feng et al.,2019) .



وبالاستعانة ببرنامج ANSYS Multiphysics Mechanical تم تقسيم النموذج إلى مزلعات صغيرة بشكل مثلثات من أجل نقل الإجهادات إلى عقد الاتصال فيما بينها

بعد ذلك تم إدخال المعطيات الخاصة بالتجربة حيث تم اختيار السطح الوحشي لحاصرة الناب العلوي من الجهتين مكاناً لتطبيق القوة أما مقدار القوة التي تم تطبيقها في حالة استخدام المطاط السلسلي و نابض الإغلاق في الإرجاع كانت 150 غ اعتماداً على دراسة (Barsoum et al.,2021) و 100 غ في حالة استخدام عروة الإغلاق استناداً إلى دراسة (Techalertpaisarn and Versluis.,2016)

## 6.2 تغيرات العظم السنخي عند استخدام المطاط السلسلي كوسيلة للإرجاع:

من المعلوم أن المطاط السلسلي يعتبر من الوسائل التي تتمتع بسهولة الاستخدام خلال المعالجة التقويمية ، وبالعودة إلى ما تم ذكره من نتائج حول استخدامه في دراستنا الحالية نجد أن جهة حركة العظم السنخي التالي لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية كانت نحو الأمام والتي يمكن أن نفسرها بعدم حدوث توازن بين الامتصاص والتوضع خلال الحركة السنية وإعادة قولبة العظم السنخي في كل من منطقة القواطع والثلاثين العنقي والمتوسط للأنياب بينما كانت جهة حركة العظم السنخي في المنطقة الذروية للأنياب ومنطقة الضواحك والأرجاء العلوية نحو الخلف

كذلك نلاحظ قيم تغيرات العظم السنخي قد تراوحت بين 0.305 ملم في منطقة القواطع و 0.031 ملم في منطقة الأرجاء العلوية والمنطقة الذروية للضواحك والأياب وبمقارنتها مع قيم تغيرات العظم السنخي باستخدام الوسائل الأخرى نلاحظ أن المطاط السلسلي قد اتخذ القيم الدنيا لهذه التغيرات، ويمكن أن نفسر ذلك بأن القوى الناشئة عن المطاط السلسلي ليست ثابتة حيث أن معدل تخامد القوى الناتجة عن المطاط السلسلي يعتبر أعلى من معدل تخامد القوى المتولدة عن الوسائل الأخرى التي تم استخدامها في دراستنا الحالية

وبناء على ذلك تتفق دراستنا الحالية مع دراسة (Mao et al.,2020) الذي أكد أنه عند استخدام المطاط السلسلي وبقوة 100 غ في إرجاع الأسنان الأمامية العلوية تحدث تغيرات للعظم السنخي تتراوح قيمتها بين 0.05 – 0.3 ملم وذلك عند 38 مريض خلال 30 شهر من المعالجة وباستخدام صور Cbct من أجل التقييم، كذلك تتفق دراستنا مع دراسة (Hong et al.,2019) الذي بين من خلال دراسته على 34 مريض بحالة سوء إطباق من الصنف الثاني حدوث تغيرات للعظم السنخي قدرها ب 0.3 ملم وذلك عن طريق استخدامه صور السيفالومتريك في تقييم نتائج المعالجة التي استمرت 9 أشهر.

لكن من ناحية أخرى نجد أن ما توصلنا إليه من نتائج في دراستنا الحالية يختلف مع دراسة

(Ahn et al.,2013) حيث كان متوسط قيم تغيرات العظم السنخي لديه في منطقة القواطع 0.46 ملم ومن الممكن أن يعزى هذا الاختلاف إلى أن مقدار القوة التي طبقها Ahn بواسطة المطاط السلسلي في دراسته كانت 200 غ بينما في دراستنا كانت 150 غ ، أما Sun وزملاؤه عام 2021 بيّن في دراسته أن قيمة تغيرات العظم السنخي في منطقة القواطع كانت 0.07 ملم وذلك عند استخدام المطاط السلسلي في الإرجاع وقد يعود هذا الاختلاف إلى استخدامه طريقة مختلفة في القياس حيث استخدم صور السيفالومتريك في التقييم ( Sun et al.,2021)

وبمراجعة نتائج دراسة (Picanço et al.,2013) نجد أن قيم تغيرات العظم السنخي عند استخدام المطاط السلسلي في الإرجاع كانت 0.67 ملم قد يعود هذا الاختلاف إلى اختلاف الطريقة المستخدمة في التقييم حيث كانت الطريقة المستخدمة عند Picanço التصوير المقطعي المحوسب CT.

### 6.3 تغيرات العظم السنخي عند استخدام نابض الإغلاق كوسيلة للإرجاع:

تُعرف نوابض الإغلاق بأنها من الوسائل الشائعة الاستخدام في إغلاق الفراغات الناتجة عن قلع الضواحك في المعالجات التقويمية القلعيّة والتي تطبق قوة خفيفة ومستمرة تتمتع بالثبات النسبي بالتالي فإن معدل تخامد القوة أقل من غيرها من الوسائل وبناء على هذه الخاصية التي تتمتع بها النوابض نستطيع تفسير بأن قيم تغيرات العظم السنخي التي حصلنا عليها في دراستنا عند استخدام نوابض الإغلاق كوسيلة للإرجاع والتي اتخذت قيم تراوحت بين 0.763 ملم في منطقة القواطع و0.082 ملم في منطقة الأرحاء قد كانت هي القيم العليا عند مقارنتها مع نظيراتها عند استخدام الوسائل الأخرى في الإرجاع

كما نلاحظ بأن العظم السنخي قد اتخذ اتجاه أمامي في حركته في كل من منطقة القواطع والتلثين العنقي والمتوسط للأنياب والتي يمكن أن نفسرها كما في السابق بعدم حدوث توازن بين الامتصاص والتوضع خلال الحركة السنية وإعادة قولبة العظم السنخي بينما كانت جهة حركة العظم السنخي في المنطقة الذروية للأنياب ومنطقة الضواحك والأرحاء العلوية نحو الخلف

وبالاعتماد على هذه النتائج نجد أن دراستنا الحالية تتفق مع دراسة (Chanmanee et al.,2022) الذي وجد أنه عند استخدام نابض إغلاق بقوة 150 غ في إرجاع الأسنان الأمامية العلوية تحدث تغيرات في العظم السنخي الموافق

وعند الاطلاع على دراسة الباحث **Bhattacharya** نجد اختلاف فيما توصل اليه عن نتائج دراستنا حيث تراوحت قيم تغيرات العظم السنخي التالي لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية باستخدام نابض الإغلاق بين 0.2-0.8 ملم وقد يعود هذا الاختلاف الى اختلاف القوة التي تم تطبيقها بواسطة النابض حيث كانت 250 غ وكذلك مشاركة المعالجة التقويمية مع التقشير العظمي (Bhattacharya et al.,2014)

وأيضاً اختلفت نتائج دراسة (Nayak et al.,2013) مع نتائج دراستنا حيث وضح الباحث عدم وجود تغيرات مهمة تطراً على العظم السنخي عند استخدام نابض الإغلاق في إرجاع الأسنان الأمامية العلوية ومن الممكن أن يعود هذا الاختلاف إلى اختلاف مقدار القوة المطبقة حيث استخدم الباحث Nayak قوة مقدارها 100 غ

#### 6.4 تغيرات العظم السنخي عند استخدام عروة الإغلاق T كوسيلة للإرجاع:

يفضل العديد من أخصائي تقويم الأسنان والفكين استخدام عرا الإرجاع بأشكالها المختلفة في إغلاق الفراغ المتولد عن قلع الضواحك وبمراجعة النتائج السابقة الذكر في دراستنا نجد أن قيم تغيرات العظم السنخي عند استخدام العروة T في الإرجاع نجدها قد تراوحت بين 0.572 ملم في منطقة القواطع و0.060 ملم في منطقة الأرواح وعند الاطلاع على نتائج دراسة الباحث **Yodthong** عام 2013 نلاحظ أنها تتفق مع ما وصلنا إليه من نتائج حيث بين الباحث **Yodthong** حدوث تغيرات في العظم السنخي بعد الإرجاع بواسطة عروة الإرجاع وتراوحت قيمة هذه التغيرات بين 0.1-0.6ملم. (Yodthong et al.,2013)

بينما اختلفنا مع دراسة **Sarikaya** وآخرون عام 2002 الذي لم يجد تغيرات ذات أهمية قد حدثت للعظم السنخي في الاتجاه الأمامي الخلفي ويمكن أن تُرجع هذا الاختلاف إلى اختلاف شكل العروة المستخدمة في الإرجاع. ( Sarikaya et al.,2002 )

كذلك اختلفنا مع دراسة (Oliveira et al.,2016) الذي أوضح أيضاً عدم وجود تغيرات مهمة في العظم السنخي في الاتجاه الأمامي الخلفي ومن الممكن أن يعود ذلك أيضاً إلى اختلاف في شكل العروة المستخدمة في الإرجاع حيث استخدم **Oliveira** عروة أوميغا بالإضافة إلى اختلاف مقدار القوة المطبقة، كذلك الحال في دراسة **Son** عام 2020 فقد لاحظ أن التغيرات التي تطراً على العظم السنخي من الناحية الدهليزية أقل من التغيرات التي تطراً على الناحية الحنكية ويمكن أن يُعزى ذلك إلى اختلاف طريقة القياس والتقييم التي استخدمها (Son et al.,2020)

ولابد أن نذكر أيضاً بأن العظم السنخي قد تحرك نحو الأمام في منطقة القواطع وذلك عند استخدام عروة الإغلاق في الإرجاع حيث يمكن أن نفسر ذلك كما سبق وذكرنا بعدم حدوث توازن بين الامتصاص

والتوضع خلال الحركة السنوية وإعادة قولبة العظم السنخي بينما تحرك العظم السنخي في المنطقة الذروية للأنياب ومنطقة الضواحك والأرجاء العلوية نحو الخلف

عند العودة إلى ماسبق ذكره من نتائج في دراستنا الحالية ومقاطعها مع بعضها البعض نلاحظ أن تغيرات العظم السنخي قد تركزت في الثلث المتوسط للقواطع العلوية، حيث كانت قيمة هذه التغيرات عند استخدام المطاط السلسلي 0.3 ملم وعند استخدام عروة الإغلاق بقيمة 0.5 ملم أما عند استخدام نابض الإغلاق فكانت قيمة التغيرات في الثلث المتوسط للقواطع العلوية 0.7 ملم نتفق في هذه الناحية مع دراسة (Ahn et al., 2013) الذي وجد أن تغيرات العظم السنخي عند الإرجاع تتركز في الثلث المتوسط من منطقة القواطع حيث تراوحت قيمة تغيرات العظم السنخي في دراسته 0.27 ملل و 0.65 ملم، بينما بينت دراسة (Picanço et al., 2013) أن تغيرات العظم السنخي عند الإرجاع تتركز في منطقة الثلث العنقي وبمقدار 0.67 ملم

أرجعت العديد من الدراسات ومن بينها دراسة (Yodthong, et al., 2013) أن تغير الميلان الدهليزي اللساني للقواطع العلوية من الأسباب الهامة ذات التأثير الجوهري على تغيرات العظم السنخي عند الإرجاع وخصيصاً في الثلث الذروي، حيث أن الميلان الدهليزي اللساني للقواطع العلوية يتغير عند إرجاع الأسنان الأمامية العلوية ففي دراسة (Mo et al., 2020) الذي استخدم فيها طريقة العناصر المنتهية أكد أن تطبيق قوة الإرجاع على مستويات مختلفة خلال المعالجة التقويمية يؤدي إلى تغير في الميلان الدهليزي اللساني للأسنان الأمامية العلوية

. ودراسة (Atik et al., 2018) توصلت أيضاً إلى أن زيادة التغيرات في الميلان الدهليزي اللساني للقواطع يسبب زيادة في تغيرات العظم السنخي الموافق، أما دراسة (Zhang et al., 2020) نفت وجود أي ارتباط بين تغير الميلان الدهليزي اللساني للقواطع العلوية أثناء الإرجاع وبين حدوث تغيرات في العظم السنخي .

ومن ناحية أخرى من الممكن أن تؤثر تغيرات العظم السنخي على الميلان الدهليزي اللساني للأسنان حيث بينت الدراسة التي أجراها الباحث Eksriwong وزملاؤه في عام 2021 أنه عند استخدام وسائل دعم هيكلية في الحالات التي تتطلب معالجة تقويمية قلعية مع إرجاع الأسنان الأمامية تحدث تغيرات ذات أهمية في العظم السنخي الدهليزي بينما لم يلاحظ الباحث أي تغيرات على العظم السنخي من الناحية الحنكية ووضّح أن هذه التغيرات التي تطرأ على العظم السنخي من الناحية الدهليزية هي التي تسبب التغير في الميلان الدهليزي اللساني للأسنان (Eksriwong et al., 2021)

أظهرت الحالات التي تم التحكم فيها بتورك الأسنان الأمامية العلوية قبل المعالجة التقويمية تغيراً أقل بدرجة الميلان الدهليزي اللساني للأسنان الأمامية العلوية بعد المعالجة التقويمية كما أن إعادة قولبة العظم السنخي تكون أقل من حركة الأسنان (Yang et al., 2016)

كما أن اختلاف الوسيلة المستخدمة في الإرجاع يعتبر من الأسباب ذات التأثير الجلي التي تؤثر على تغيرات العظم السنخي (Domingo-Clérigues, et al., 2019) وهذا ما برز بشكل واضح في دراستنا الحالية حيث اختلفت قيم تغيرات العظم السنخي بين الوسائل الثلاث المستخدمة،

فعند استخدام المطاط السلسلي في الإرجاع أخذت تغيرات العظم السنخي قيم تراوحت بين 0.03-0.3 ملم أم عند استخدام عروة الإغلاق فقيم تغيرات العظم السنخي كانت بين 0.06-0.5 ملم وايضا اختلفت عن القيم التي وصلنا إليها عند استخدام نابض الإغلاق في الإرجاع فقد كانت بين 0.08-0.7 ملم، نتفق في ذلك مع دراسة (Domingo-Clérigues, et al., 2019) الذي أوضح أن التقنية المستخدمة في الإرجاع لها تأثير كبير على تغيرات العظم السنخي التالية لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية.

كما أن لنوع الحركة السنية التي يتم تطبيقها على الأسنان تأثيراتها على العظم السنخي هذا ما أكدته دراسة الباحث Hung وزملاؤه في عام 2022 حيث لاحظ أنه عند تطبيق قوة تسبب حركة جذرية على الأسنان تحدث تغيرات جوهرية على العظم السنخي بينما القوة التي تسبب الحركات التاجية تكون ذات تأثيرات ضئيلة على العظم السنخي (Hung et al., 2022)، وكذلك دراسة (Yodthong, et al., 2013) أوضحت بأن لنوع الحركة السنية تأثير على تغيرات العظم السنخي

يعتبر مقدار واتجاه حركة الأسنان الأمامية العلوية خلال الإرجاع أيضا من العوامل التي تترافق مع حدوث تغيرات في العظم السنخي ففي دراسة (Suzuki et al., 2019) قام الباحث وزملاؤه بتطبيق قوى متعددة وعلى مستويات مختلفة ووضح أن اختلاف مقدار القوة واتجاه الحركة يسبب تغيرات في حركة الأسنان الأمامية العلوية بالاتجاه الأمامي الخلفي بالإضافة إلى تغيرات بالاتجاه العمودي والاتجاه الأنسي الوحشي وقد لاحظ أن هذه التغيرات في اتجاه ومقدار حركة الأسنان أثناء الإرجاع ترافقت مع تغيرات في العظم السنخي المرافق، ودراسة (Son et al., 2020) تتفق مع هذه الدراسة في أن مقدار الإرجاع للأسنان الأمامية العلوية يملك تأثيرات هامة على تغيرات العظم السنخي، أما الباحث Hong ففى في دراسته عام 2019 وجود أي ارتباط بين مقدار الإرجاع للأسنان الأمامية العلوية وبين تغيرات العظم السنخي (Hong et al., 2019)

كما أن دراسة (Yodthong et al., 2013) بيّنت أن معدل حركة الأسنان الأمامية العلوية خلال الإرجاع تؤثر بشكل هام على تغيرات العظم السنخي حيث أن زيادة معدل حركة الأسنان يؤدي إلى زيادة التغيرات الحاصلة في العظم السنخي واتفق في هذه الناحية مع الباحث Ahn الذي وضّح وجود ارتباط بين حركة الأسنان وتغيرات العظم السنخي (Ahn et al., 2013)

لم يربط الباحث Yodthong وزملائه تغيرات العظم السنخي بمعدل حركة الأسنان والميلان الدهليزي اللساني للقواطع فقط بل أوضح أيضا أن مدى انغراس الأسنان الأمامية العلوية خلال الإرجاع لها تأثيرها على

تغيرات العظم السنخي حيث أن زيادة انغراس الأسنان الأمامية العلوية يؤدي إلى زيادة تغيرات العظم السنخي ، و وافقه الرأي الباحث Hong في وجود ارتباط بين مقدار الانغراس وبين تغيرات العظم السنخي في الثلث الذروي ( Hong et al.,2019)

كما أن لمدى الحركة السنيّة ، نوع الحركة السنيّة وسرعة إغلاق الفراغ الناتج عن قلع الضواحك تأثيرات على تغيرات العظم السنخي حسب دراسة (Yodthong,et al.,2013)

## 6.5 محدوديات الدراسة:

إن الصعوبات الكبيرة في إسقاط عملية إعادة تشكل العظم السنخي سريرياً على نموذج حاسوبي والمتمثلة بالحاجة إلى المهارة الهندسيّة والوقت الطويل المطلوب للإنجاز بالإضافة إلى دراسة القوة بشكل لحظي (لحظة تطبيقها) ليس كما هو الحال في المعالجات التقويمية على أرض الواقع وصعوبة محاكاة الية عمل وسائل الإرجاع بالشكل الدقيق بما يطابق عملها سريرياً جعلت الدراسات التي تستخدم طريقة العناصر المنتهية لمحاكاة الحركة السنّية التقويمية تعاني من قصور في التنبؤ بنتائج القوة التقويمية على حركة الأسنان وحركة العظم السنخي .

يجب التنويه أيضاً أن النموذج المستخدم في دراستنا الحاليّة كان مبنياً على نموذج شمعي ذو إطباق مثالي بالإضافة إلى نماذج تجارية متوفرة على الشبكة العنكبوتية والتي قد تختلف في أبعادها وتشريحيها عن الذي نواجهه سريرياً في مجتمعاتنا.

ولا ننسى بأن رد فعل العظم السنخي يختلف من شخص إلى آخر كونه يقع ضمن مجال الميكانيك الحيوي وليس الميكانيك التقليدي الذي يمكن التنبؤ بنتائجه .

الفصل السابع

الاستنتاجات

Chapter Seven

Conclusions



## 7. الاستنتاجات Conclusions:

1. يتحرك العظم السنخي أثناء حركة الأسنان الأمامية العلوية ( في منطقة القواطع والأنياب العلوية نحو الامام ،بينما في منطقة الضواحك والرحى الأولى العلوية نحو الخلف ) عند تطبيق قوى الإرجاع في حالات البروز السني السنخي لكن ليس الضرورة أن تتوافق جهة حركة العظم السنخي مع جهة حركة الأسنان خلال الإرجاع
2. لا يتحرك العظم السنخي بمقدار واحد في جميع اجزائه حيث أن مقدار حركة العظم السنخي في الثلث المتوسط يختلف عن مقدار حركة العظم السنخي في الثلث العنقي والذي يختلف عن مقداره في الثلث الذروي
3. القيمة العظمى لحركة العظم السنخي كانت في الثلث المتوسط للقواطع العلوية
4. القيمة العظمى لتغيرات العظم السنخي على كامل القوس السنية العلوية كانت عند تطبيق قوة الإرجاع باستخدام نابض الإغلاق كوسيلة إرجاع بينما القيمة الدنيا لتغيرات العظم السنخي على كامل القوس السنية العلوية كانت عند استخدام المطاط السلسلي كوسيلة إرجاع.

## الفصل الثامن

### التّوصيات والمُقتراحات

## Chapter Eight

### Recommendations and Suggestions

## 8. التوصيات والمقترحات Recommendations & Suggestions:

### 8.1 التوصيات Recommendations:

- استخدام المطاط السلسلي في إرجاع الأسنان الأمامية العلوية وذلك للتخفيف من البروز السنخي التالي للإرجاع على الرغم من كونه الوسيلة الأضعف بين الوسائل الثلاث

### 8.2 المقترحات Suggestions:

1. نقترح القيام بدراسات أخرى باستخدام طريقة العناصر المنتهية نقارن تغيرات العظم السنخي التالية لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية عند استخدام التقنية التقويمية الدهليزية مع تغيراته عند استخدام التقنية التقويمية اللسانية.
2. نقترح القيام بدراسة باستخدام طريقة العناصر المنتهية لتقييم تغيرات العظم السنخي التالية لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية المترافقة عند استخدام التقشير العظمي كوسيلة لتسريع الحركة السنية.
3. نقترح القيام بدراسة باستخدام العناصر المنتهية لتقييم تغيرات العظم السنخي التالية لإرجاع الأسنان الأمامية السفلية في حالات الصنف الثالث.

الفصل التاسع

الملخص

Chapter Nine

Abstract

## 9. الملخص Abstract:

### 9.1 الملخص:

هدفت هذه الدراسة إلى تقييم تغيرات العظم السنخي التالية لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية وذلك عند استخدام وسائل تقويمية، دراسة عناصر منتهية.

في هذه الدراسة الحاسوبية تم إنشاء نموذج رقمي للفك العلوي والأسنان العلوية عدا الضاحك الأول بالاستعانة ببرنامج Solidworks لرسم النموذج الهندسي والحصول على النموذج محوسب المطلوب و تم تصميم الرباط السني السنخي، ثم تم رسم نماج للحاصرات الدهليزية وسلك ستانلس ستيل بأبعاد  $0.017 \times 0.025$  إنش باستخدام برنامج solidworks، بعد ذلك تم تثبيت الحاصرات والسلك في مكانها الصحيح، تم تصميم نموذج ثلاثي الأبعاد لكل من سلك الربط ووسائل الإرجاع.

باستخدام برنامج ANSYS تم تعيين خصائص المواد، ثم تم تقطيع النموذج إلى أجزاء صغيرة بالاستعانة ببرنامج ANSYS Multiphysics Mechanical، وإجراء التحليل المطلوب للحصول على التغيرات في العظم السنخي.

أثبتت نتائج الدراسة الحالية أن العظم السنخي تحرك عندما استخدمنا (المطاط السلسلي - نابض الإغلاق - عروة الإرجاع) كوسيلة لإرجاع الأسنان الأمامية العلوية، حيث كانت القيمة العظمى لحركة العظم السنخي متوضعة في منطقة القواطع الأربعة ومقدارها (-0.305 ملم، -0.763 ملم، -0.572 ملم) على التوالي، الإشارة السالبة تشير إلى اتجاه الحركة ( حركة العظم باتجاه الأمام)، بينما القيمة الدنيا لحركة العظم السنخي تركزت في منطقة الرحي الأولى العلوية والمنطقة الذروية للضواحك بمقدار ( 0.031 ملم -0.082 ملم - 0.060 ملم) على التوالي واتجاه الحركة نحو الخلف

أشارت نتائج هذه الدراسة أن العظم السنخي يتحرك مع حركة الأسنان الأمامية العلوية خلال الإرجاع لكن تكون جهة حركة العظم السنخي نحو الأمام ( بروز العظم السنخي) في منطقة القواطع الأمامية العلوية الأربعة والأنياب بينما تكون جهة حركة العظم السنخي نحو الخلف في كل من منطقة الضاحك الأول العلوي المفقود وكذلك في منطقة الضاحك الثاني العلوي والرحي الأولى العلوية.

**الكلمات المفتاحية:** العظم السنخي - الإرجاع - العناصر المنتهية

## 9.2 Abstract:

The current study aimed to evaluate the alveolar bone changes following the upper anterior teeth retraction using several orthodontics modalities , finite elements study. In this prospective clinical study, A digital model of the maxillary and the upper anterior teeth, except the first premolar, was created using Solidworks program to draw the geometric model and obtain the required computerized model.

The periodontal ligament was designed ,then models of the buccal brackets and a stainless steel wire with dimensions of 0.017 \* 0.025 inches were drawn using solidworks program, after that the brackets and the wire were installed in their correct place, a three-dimensional models for the ligature wire and the retraction modalities were designed.

By using ANSYS program, the properties of the materials were set, then the model was divided into small parts by using the ANSYS Multiphysics Mechanical program, and the required analysis was performed To obtain the changes in the alveolar bone.

The results of the current study demonstrated the alveolar bone moved when we used (elastic chain – closed coil spring – retracted loop) as a retraction modalitie for the upper anterior teeth, where the maximum value of the alveolar bone movement was located in the four incisors region and its amount was (-0.305 , -0.763mm, -0.572 mm) consecutively ,the negative sign indicates the direction of movement (movement of the bone towards the front), while the minimum value of the alveolar bone movement was concentrated in the upper first molar region and the apical region of the premolars, with the amount of (0.031 mm, 0.082mm, 0.060mm) consecutively, the direction of movement is backward

The results of this study indicated that the alveolar bone moves with the upper anterior teeth movement during retraction, but the direction of movement of the alveolar bone

is forward (alveolar bone protrusion) in the four upper anterior incisors region and canines, while the direction of the alveolar bone movement is backward in each of the missing upper first premolar region As well as in the region of the upper second premolar and the upper first molar.

**Key words:** Alveolar Bone – Retraction – Finite Element.

الفصل العاشر

المراجع

Chapter Ten

References



## 10. المراجع References.

## 10.1 المراجع الأجنبية English References.

## A

- Ahn HW, Moon SC, Baek SH. Morphometric evaluation of changes in the alveolar bone and roots of the maxillary anterior teeth before and after en masse retraction using cone-beam computed tomography. *Angle Orthod.* 2013;83(2):212-221.
- Alharbi, Fahad, Mohammed Almuzian, and David Bearn. "Anchorage effectiveness of orthodontic miniscrews compared to headgear and transpalatal arches: a systematic review and meta-analysis." *Acta Odontologica Scandinavica* 77.2 (2019): 88-98.
- Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 Jan;139(1):e59-71.
- Andereasen GF , Bishara SE. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. *Angle Orthod.* 1970; 40: 319-328
- Angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson MG Jr. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992 Aug;102(2):127-33.
- Aruna J. A study on evaluation of center of resistance of maxillary four incisors during simultaneous intrusion and retraction: A finite element study. *J Pharm Bioallied Sci.* 2014;6(Suppl 1):S49-S51.
- Atik E, Gorucu-Coskuner H, Akarsu-Guven B, Taner T. Evaluation of changes in the maxillary alveolar bone after incisor intrusion. *Korean J Orthod.* [2018](#); 48(6):[367](#)–76.

**B**

- Bae, S. M., Kim, H. J., & Kyung, H. M. Long-term changes of the anterior palatal alveolar bone after treatment with bialveolar protrusion, evaluated with computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, (2018). 153(1), 108-117.
- Barlow M, Kula K. Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: a systematic review. *Orthod Craniofac Res*. 2008 May;11(2):65-73.
- Barsoum, H. A., ElSayed, H. S., El Sharaby, F. A., Palomo, J. M., & Mostafa, Y. A. Comprehensive comparison of canine retraction using NiTi closed coil springs vs elastomeric chains: A split-mouth randomized controlled trial. *The Angle Orthodontist*, (2021) 91(4), 441-448.
- Baty DL, Storie DJ, von Fraunhofer JA. Synthetic elastomeric chains: a literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994 Jun;105(6):536-42. .
- Bhattacharya P, Bhattacharya H, Anjum A, et al. Assessment of Corticotomy Facilitated Tooth Movement and Changes in Alveolar Bone Thickness - A CT Scan Study. *J Clin Diagn Res*. 2014;8(10):ZC26-ZC30.
- Billiet T, de Pauw G, Dermaut L. Location of the centre of resistance of the upper dentition and the nasomaxillary complex. An experimental study. *Eur J Orthod*. 2001;23(3):263-273.
- Billmeyer FW. Textbook of polymer science. 3<sup>rd</sup> cd, New York: John Wiley.1984 ,578.
- BJORK A. Variations in the growth pattern of the human mandible: longitudinal radiographic study by the implant method. *J Dent Res*. 1963 Jan-Feb;42(1)Pt 2:400-11.
- Böhm B, Hirschfelder U. Localization of lower right molars in a panoramic radiograph, lateral cephalogram and dental CT. *J Orofac Orthop*. 2000;61(4):237-45..

- Bollen AM, Cunha-Cruz J, Bakko DW, Huang GJ, Hujoel PP. The effects of orthodontic therapy on periodontal health: a systematic review of controlled evidence. *J Am Dent Assoc.* 2008 Apr;139(4):413-22.
- Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod.* 1982 Nov;82(5):361-78.
- Burstone JC and Choy K . *The Biomechanical Foundation of Clinical Orthodontics*, Quintessence Publishing Co. ( 2015). 275-321.
- Burstone JC and Choy K . *The Biomechanical Foundation of Clinical Orthodontics*, Quintessence Publishing Co. ( 2015).433-447.

## C

- Carranza AF, KLOKKEVOLD RP, TAKEI HH, NEWMAN GM. *Clinical Periodontology*.(13<sup>th</sup> ed), Elsevier.(2019). 41-46
- Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res.* 2005 May;84(5):428-33.
- Chacko, A., Tikku, T., Khanna, R., Maurya, R. P., & Srivastava, K. Comparative assessment of the efficacy of closed helical loop and T-loop for space closure in lingual orthodontics—a finite element study. *Progress in orthodontics*, . (2018) 19(1), 1-8.
- Chanmanee P, Charoemratrote C. Maxillary anterior gingiva and dentoalveolar changes after en-masse retraction between thick and thin gingival biotypes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* [2022](#);161(6):838-848
- Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004 Jan-Feb;19(1):100-6.
- Chung CJ, Jang W, Piers C, et al. Differential alveolar bone modeling after orthodontic retraction. *J Am Dent Assoc.* 2019;150(4):313-320
- Cook, D. Ryan, et al. "Relationship between clinical periodontal biotype and labial plate thickness: an in vivo study." *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 31.4 (2011)..

- Cossetin E, Nóbrega SHS, Carvalho MGF . study of tension in the periodontal ligament using the finite element method. *Dental Press J Orthod.* 2012 Jan-Feb; 17(1):47-9.
- Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1998;13(3):201-9.
- Craig, R, G. Restorative dental materials. Mosby 1993 ; 9<sup>th</sup> ed: 55-57,63-64,93-94

## D

- DeAngelis, Vincent. "Observations on the response of alveolar bone to orthodontic force." *American journal of orthodontics* 58.3 (1970): 284-294.
- Desai, C.S., Abel, J.F. Introduction to the finite element method: A numerical method for engineering analysis. Van Nostrand Reinhold, New York, NY. 1972
- Diels, Roger M., et al. "Changes in soft tissue profile of African-Americans following extraction treatment." *The Angle Orthodontist* 65.4 (1995): 285-292.
- Domingo-Clérigues M, Montiel-Company JM, Almerich-Silla JM, García-Sanz V, Paredes-Gallardo V, Bellot-Arcís C. Changes in the alveolar bone thickness of maxillary incisors after orthodontic treatment involving extractions - A systematic review and meta-analysis. *J Clin Exp Dent.* 2019;11(1):e76-e84.

## E

- Edwards, John G. "A study of the anterior portion of the palate as it relates to orthodontic therapy." *American journal of orthodontics* 69.3 (1976): 249-273.

- Eksriwong T, Thongudomporn U. Alveolar bone response to maxillary incisor retraction using stable skeletal structures as a reference. *Angle Orthod.* [2021](#) Jan 1;91(1):[30-35](#).

## F

- Farah JW, Craig RG. Distribution of stresses in porcelain-fused-to-metal and porcelain jacket crowns. *J Dent Res.* 1975 Mar-Apr;54(2):255-61.
- Faulkner MG, Fuchshuber P, Haberstock D, Mioduchowski A. A parametric study of the force/moment systems produced by T-loop retraction springs. *J Biomech.* 1989;22(6-7):637-47.
- Feng, Y., Kong, W. D., Cen, W. J., Zhou, X. Z., Zhang, W., Li, Q. T., ... & Yu, J. W. Finite element analysis of the effect of power arm locations on tooth movement in extraction space closure with miniscrew anchorage in customized lingual orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, (2019). 156(2), 210-219.
- Ferriter JP, Meyers CE Jr, Lorton L. The effect of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990 Nov;98(5):404-10.
- Fleisch, H. "Physiology and biochemistry of bone formation." *Klinische Wochenschrift* 44 (1966): 360-363.
- Frost HM. A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res.* 1983 May;(175):286-92.

## G

- Geiger ME, Lapatki BG. Locating the center of resistance in individual teeth via two- and three-dimensional radiographic data. *J Orofac Orthop.*2014;75(2):96-106.

- Ghosh, J., Nanda, R.S., Duncanson Jr, M.G. and Currier, G.F. Ceramic bracket design: an analysis using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1995. 108(6), pp.575-582.
- Gjessing P. Controlled retraction of maxillary incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1992;101(2):120-131.
- Graber, L. W. Orthodontics; Current Principles and techniques, Sixth edition. Ed. Elsevier, St. Louis, Missouri. 2017
- Graber T , Vanarsdall R. Orthodontics, Current Principles and Techniques. St Louis, Mo; 4th edition. 2005. 148-149.
- Graber T , Vanarsdall R. Orthodontics, Current Principles and Techniques. St Louis, Mo; 5th edition. 2013. 492-495.
- Graber 1990-2000 – Removable Orthodontic Appliance – t.m. Graber , B Numann/W.B Saunders Co./1984.
- Gray JB, Smith R. Transitional implants for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*. 2000 Nov;34(11):659-66.
- Guo QY, Zhang SJ, Liu H, et al. Three-dimensional evaluation of upper anterior alveolar bone dehiscence after incisor retraction and intrusion in adult patients with bimaxillary protrusion malocclusion. *J Zhejiang Univ Sci B*. 2011;12(12):990-997.

## H

- Haskell, Bruce S., William A. Spencer, and Michael Day. "Auxiliary springs in continuous arch treatment: Part 2. Appliance use and case reports." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 98.6 (1990): 488-498.
- Holberg C, Holberg N, Rudzki-Janson I. Sutural strain in orthopedic headgear therapy: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Jul;134(1):53-9.

- Hong SY, Shin JW, Hong C, et al. Alveolar bone remodeling during maxillary incisor intrusion and retraction. *Prog Orthod.* 2019;20(1):47.
- Hsu, M.-L. and C.-L. Chang. ' Application of finite element analysis in dentistry.' InTech .2010: 978-953.
- Huget EF, Patrick KS, Nunez LJ. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. *J Dent Res.* 1990 Feb;69(2):496-501.
- Hung BQ, Hong M, Kyung HM, Kim HJ. Alveolar bone thickness and height changes following incisor retraction treatment with microimplants. *Angle Orthod.* [2022](#) Mar 1

## J

- Jafari, A., Shetty, K.S.,Kumer,M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces-a three-dimensional FEM study . *Angle Orthodontist*, 2003. 73,9.
- Jang HJ, Roh WJ, Joo BH, Park KH, Kim SJ, Park YG. Locating the center of resistance of maxillary anterior teeth retracted by Double J Retractor with palatal miniscrews. *Angle Orthod.* 2010;80(6):1023-1028.
- Jasmine, M. Issa Fathima, et al. "Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: a 3-dimensional finite element analysis study." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 141.1 (2012): 71-80.
- Jiang F, Xia Z, Li S, Eckert G, Chen J. Mechanical environment change in root, periodontal ligament, and alveolar bone in response to two canine retraction treatment strategies. *Orthod Craniofac Res.* 2015;18 Suppl 1(01):29-38.
- Jiang, L., Kong, L., Li, T., Gu, Z., Hou, R., Duan, Y. Optimal selection of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three- dimensional fininte element analysis. *Advances in Engineering Software* 40, 2009. 1124-1130.

- Jimenez, Vanessa. *Analysis of root resorption after light and heavy extrusive orthodontic forces*. Diss. 2010.

## K

- Kang, Ju-Man, et al. "A three-dimensional finite element analysis of molar distalization with a palatal plate, pendulum, and headgear according to molar eruption stage." *The korean journal of orthodontics* 46.5 (2016): 290-300.
- Kim, H. J., Yun, H. S., Park, H. D., Kim, D. H., & Park, Y. C. Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2006. 130(2), 177-182.
- Konda P , Tarannum SA , Basic Principles of finite element method and its application in orthodontics , Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences (JPBMS) 2012 .
- Koriotoh TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1997;8(1):90-104.

## L

- Lecanda F, Towler DA, Ziambaras K, Cheng SL, Koval M, Steinberg TH, Civitelli R. Gap junctional communication modulates gene expression in osteoblastic cells. *Mol Biol Cell*. 1998 Aug;9(8):2249-58.
- Lin CL, Chang CH, Ko CC. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. *J Oral Rehabil*. 2001 Jun;28(6):576-85.
- Lin, J. C., et al. "Treatment of skeletal-origin gummy smiles with miniscrew anchorage." *Journal of Clinical Orthodontics* 42.5 (2008): 285.



- Liu, G.R., Quek, S.S. **The finite element method: A practical course.** Butterworth-Heinemann, Oxford ; Boston, 2003.
- Liu Y , Ru N, Chen J , Yao Liu SS and Peng W . **Finit Element Modeling for Orthodontic Biomechanical Simulation Based on Reverse Engineering: A Case Study .**Research Journal of Applied Sciences, Engineering and Techonlogy.2013.6(17): 3267-3276
- Luu, Bill, et al. "A finite element approach for locating the center of resistance of maxillary teeth." *JoVE (Journal of Visualized Experiments)* 158 (2020): e60746.

## M

- Mahaini L, Rudzki I. Analysis of sutural strain in maxillary protraction therapy. *Angle Orthod.* 2007 Jul;77(4):586-94.
- Mao H, Yang A, Pan Y, Li H, Lei L. Displacement in root apex and changes in incisor inclination affect alveolar bone remodeling in adult bimaxillary protrusion patients: a retrospective study. *Head Face Med.* 2020;16(1):29. Published 2020 Nov 20
- McLaughlin RP, Bennett JC. Anchorage control during leveling and aligning with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod.* 1991 Nov;25(11):687-96.
- Meštrović, S., Šlaj, M. and Rajić,P. Finite element method analysis of the tooth movement induced by orthodontic forces. *Collegium antropologicum,* 2003. 27(2), pp.17-21.
- Migliaccio S, Falcone S, Spera G. Bone modeling and remodeling: from biology to clinical application. *Aging Clin Exp Res.* 2004 Jun;16 Suppl(3):20-2.
- Mimura, Hiroshi. "Treatment of severe bimaxillary protrusion with miniscrew anchorage: treatment and complications." *Australian orthodontic journal* 24.2 (2008): 156-163.

- Mitchell, L., Littlewood, S.J., Nelson-Moon, Z., Dyer, F. An introduction to orthodontic, Fourth Edition. Ed. Oxford University Press, Oxford, United Kingdom, 2013.
- Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 Oct;124(4):373-8.
- Mo, S. S., Noh, M. K., Kim, S. H., Chung, K. R., & Nelson, G. Finite element study of controlling factors of anterior intrusion and torque during Temporary Skeletal Anchorage Device (TSAD) dependent en masse retraction without posterior appliances: *Biocreative hybrid retractor (CH-retractor)*. *The Angle orthodontist*, (2020). 90(2), 255–262.

## N

- Nayak Krishna, U. S., Shetty, A., Girija, M. P., & Nayak, R. Changes in alveolar bone thickness due to retraction of anterior teeth during orthodontic treatment: a cephalometric and computed tomography comparative study. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*, (2013). 24(6), [736–741](#).

## O

- Obaidallah, U., Radzi, Z., Yahya, N.A., Osman, N.A. and Merican, A.F. The facial soft tissue simulation of orthognathic surgery using biomechanical model. In *4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008* (pp. 751-757).
- Oliveira TM, Claudino LV, Mattos CT, Sant'Anna EF. Maxillary dentoalveolar assessment following retraction of maxillary incisors: a preliminary study. *Dental Press J Orthod.* 2016;21(5):82-89.

- Ouejaraphant T, Samruajbenjakun B, Chaichanasiri E. Determination of the centre of resistance during en masse retraction combined with corticotomy: finite element analysis. *J Orthod.* 2018;45(1):11-15.

## P

- Park HS, Kwon TG, Sung JH. Nonextraction treatment with microscrew implants. *Angle Orthod.* 2004 Aug;74(4):539-49.
- Peters MC, Poort HW, Farah JW, Craig RG. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res.* 1983 Jun;62(6):760-3.
- Picanço PR, Valarelli FP, Cançado RH, Freitas KM, Picanço GV. Comparison of the changes of alveolar bone thickness in maxillary incisor area in extraction and non-extraction cases: computerized tomography evaluation. *Dental Press J Orthod.* 2013 Sept-Oct;18(5):91-8.
- Prabhu J, Cousley RR. Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. *J Orthod.* 2006 Dec;33(4):288-307.
- Pritam, M., Priyam, M., Nivedita, S., Sah, S. and Debapreeti, M. Finite element method: a research tool in orthodontics. *J Res Adv Dent*, 4, 2015. pp.58-63.
- Proffit WR. Biomechanics and Mechanics. In: Proffit WR, Fields HW Jr, editors. *Contemporary orthodontics*. St Louis: Mosby 2000; 295-362.
- Proffit WR, Fields WH, Larson EB, Sarver MD. *Contemporary Orthodontics*. (6<sup>TH</sup> ed), Elsevier.(2019). 276-277.

## R

- Reimann S, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. *Eur J Orthod.* 2007;29(3):219-224.
- Roth RH. Treatment mechanics for the straight wire appliance. In: Graber TM, Vanarsall RL, eds . *Orthodontics, Current Principles and Techniques*. 2<sup>nd</sup> ed. St Louis, Mo: CV Mosby 1994: 685-711.

## S

- Sarikaya S, Haydar B, Ciğer S, Ariyürek M. Changes in alveolar bone thickness due to retraction of anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122(1):15-26.
- Sakaguchi, R.L., Ferracane, J.L., Power, J.M.(Eds.). Craig's restorative dental material, Fourteenth edition. Ed. Elsevier, St. Louis, Missouri, 2019.
- Sendyk M, Linhares DS, Pannuti CM, Paiva JB, Rino Neto J. Effect of orthodontic treatment on alveolar bone thickness in adults: a systematic review. *Dental Press J Orthod.* 2019;24(4):34-45. Published 2019 Sep 5.
- Seth, V, Kamath. P .A Marvel Of Modern Technology: Finite Element Model. . Virtual Journal of Orthodontics [serial online] 2010 December.
- Sia S, Koga Y, Yoshida N. Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics. An in vivo study. *Angle Orthod.* 2007;77(6):999-1003. .
- Son EJ, Kim SJ, Hong C, Chan V, Sim HY, Ji S, Hong SY, Baik UB, Shin JW, Kim YH, Chae HS. A study on the morphologic change of palatal alveolar bone shape after intrusion and retraction of maxillary incisors. *Sci Rep.* [2020 Sep 2;10\(1\):14454](#)
- Sonis AL. Comparison of NiTi coil springs vs. elastics in canine retraction. *J Clin Orthod.* 1994 May;28(5):293-5.
- Staggers JA, Germane N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. *J Clin Orthod.* 1991 Jun;25(6):364-9.
- Sun Q, Lu W, Zhang Y, Peng L, Chen S, Han B. Morphological changes of the anterior alveolar bone due to retraction of anterior teeth: a retrospective study. *Head Face Med.* 2021 Jul 16;17(1):30.
- Suzuki M, Sueishi K, Katada H, Togo S. Finite Element Analysis of Stress in Maxillary Dentition during En-masse Retraction with Implant Anchorage. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2019;60(1):39-52.
- Sperber, GH. Cranifacial Development.5<sup>th</sup> Ed., Ontario: BC Decker Inc, 2001: 127-135.

## T

- Tain YS, Chen CZ, Li ST, Huo QH. Research progress on laser surface modification of titanium alloys. *Appl Surf Sci.* 2005; 242: 177-84.
- Tanne K, Inoue Y, Sakuda M. Biomechanical behavior of the periodontium before and after orthodontic tooth movement. *Angle Orthod.* 1995;65(2):123-128.
- Tanne, K., Lu, Y.C.L., Tanaka, E. and Sakuda, M. Biomechanical changes of the mandible from orthopaedic chin cup force studied in a three-dimensional finite element model. *The European Journal of Orthodontics*, 1993. 15(6), pp.527-533.
- Tanne, K., Sakuda, M. and Burstone, C.J. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1987. 92(6), pp.499-505.
- Techalertpaisarn, P. and Versluis, A. Mechanical properties of Opus closing loops, L-loops, and T-loops investigated with finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2013. 143(5), pp.675-683..
- Thongudomporn U, Charoemratrote C, Jearapongpakorn S. Changes of anterior maxillary alveolar bone thickness following incisor proclination and extrusion. *Angle Orthod.* 2015 July;85(4):549-54.
- Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech.* 1973 Sep;6(5):443-9.
- Tian, Y. L., Liu, F., Sun, H. J., Lv, P., Cao, Y. M., Yu, M., & Yue, Y. (Alveolar bone thickness around maxillary central incisors of different inclination assessed with cone-beam computed tomography. *The korean journal of Orthodontics*, (2015). Al 45(5), 245-252.
- Türk T, Elekdag-Türk S, Dinçer M. Clinical evaluation of the centre of resistance of the upper incisors during retraction. *Eur J Orthod.* 2005;27(2):196-201.

**U**

- Upadhyay M, Yadav S, Patil S. Mini-implant anchorage for en-masse retraction of maxillary anterior teeth: a clinical cephalometric study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 Dec;134(6):803-10.

**V**

- Vanden Bulcke MM, Burstone CJ, Sachdeva RC, Dermaut LR. Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987;91(5):375-384.
- Varady, T., R. R. Martin and J. Cox. "Reverse engineering of geometric models \_\_an introduction" *Computer-Aided Design.* 1997.29(4): 255-268
- Vikram, N. R., Y . M . Hashir and M. Karthikeyan. "Finite Element Method in Orthodontic ." *Indian Journal of Multidisciplinary Dentistry .* 2010.1(1): 40.
- von Fraunhofer JA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. *Angle Orthod.* 1993 Summer;63(2):145-8.

**W**

- Wang B, Xi W, Chen H, Shao J, Song A, Zhang F. Periodontal effect of augmented corticotomy-assisted orthodontics versus conventional orthodontics in treatment of adult patients with bialveolar protrusion. *BMC Oral Health.* 2022 Mar 19;22(1):81.
- Wu Y, Fang B, Shen GF. [Combined surgical and orthodontic treatment of severe maxillary anterior teeth and dentoalveolar bone protrusion]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 2009 Feb;18(1):15-9.

**X**

- Xu YL, Fang B, Mao LX, Feng YM, Xia YH, Lou XT, Wu Y. [Cephalometric analysis of implant anchorage-assisted retraction of anterior teeth]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. [2008](#) Feb;17(1):[20-4](#).

**Y**

- Yang X, Qian YF. [Torque control evaluated by lateral cephalometric radiography and cone-beam CT after retraction of the upper anterior teeth]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2016 Aug;25(4):469-474.
- Yared, Karen Ferreira Gazel, Elton Gonçalves Zenobio, and Wellington Pacheco. "Periodontal status of mandibular central incisors after orthodontic proclination in adults." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 130.1 (2006): 6-e1.
- Yodthong N, Charoemratrote C, Leethanakul C. Factors related to alveolar bone thickness during upper incisor retraction. *Angle Orthod*. 2013;83(3):394-401
- -Yoshida, N., et al. "In vivo determination of the centres of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces." *Eur J Orthod* , (2001).23(5): 529-534.
- You L, Temiyasathit S, Lee P, et al. Osteocytes as mechanosensors in the inhibition of bone resorption due to mechanical loading. *Bone*. 2008;42(1):172-179.

**Z**

- Zhang F, Lee SC, Lee JB, Lee KM. Geometric analysis of alveolar bone around the incisors after anterior retraction following premolar extraction. *Angle Orthod*. 2020;90(2):173-180.

- Zeitounlouian TS, Zeno KG, Brad BA, Haddad RA. Three-dimensional evaluation of the effects of injectable platelet rich fibrin (i-PRF) on alveolar bone and root length during orthodontic treatment: a randomized split mouth trial. BMC Oral Health. [2021](#) Mar 2;21(1):92

## 10.2 المراجع العربية Arabic References

- الشعراني ، ف . أبو نصار ، ج . إجهادات الترميمات التاجية الجذرية باستخدام طريقة تحليل العناصر المنتهية وطريقة الاختبارات الميكانيكية . دكتوراة ، جامعة دمشق، 2000.
- صوان، م.ن، العلى، أ.ح، 2006. التطبيقات السريرية للميكانيك الحيوى 1<sup>st</sup> ed . دار المنجد.
- عرايى ، ف .الصباغ، ر. مقارنة بين نوعين من الأسلاك القوسية: الفولاذ المقاوم للصدئ وخلانط التيتانيوم والمولبيديوم المستخدمة فى إغلاق المسافات فى التقويم اللسانى: -دراسة بطريقة العناصر المنتهية-. ماجستير ، جامعة حماة، 2020



Syrian Arab Republic

Hama University

Faculty of Dentistry

Dentofacial Orthopedics

and Orthodontics Department



*Evaluation of the Alveolar Bone Changes Following the Upper  
Anterior Teeth Retraction Using Several Orthodontic Modalities  
.A 3-D Finite Elements Study*

Scientific Research to Acquire Master's Degree at Dentistry Science

Dentofacial Orthopedics and Orthodontics Department

Prepared by Researcher

Hala Mostafa Warrar

Supervised by

Dr. Tarek Khattab

Assistant Professor in Dentofacial Orthopedics and Orthodontics Department

Faculty of Dentistry-Hama University

2022 - 1443

