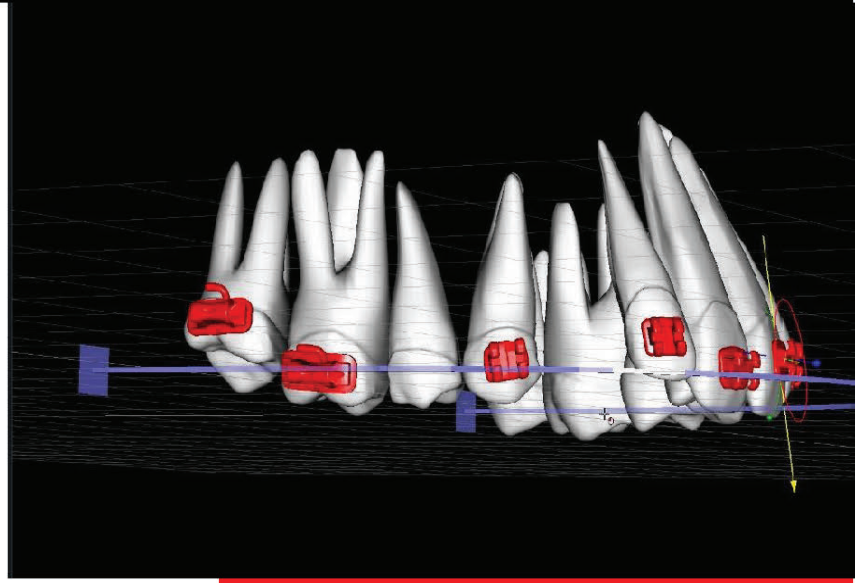


# الفيزياء في علم تقويم الأسنان



ترجمة الدكتور : سليمان محمد  
اختصاصي تقويم الأسنان والفكين  
إجازة في الترجمة والترجمة الفورية  
جامعة دمشق / كلية الآداب  
Translator: Dr.Sulaiman Muhammad

Dr. Jean-Marc Retrouvey

Dr.Katherine Kousaie



**IFDE**

INTERNATIONAL  
FOUNDATION FOR DENTAL EDUCATION

# الفهرس

2	INTRODUCTION : مقدمة :
2	BASIC MECHANICS : الميكانيك الأساسي ( الآليات الأساسية ) :
3	NETWTON'S THREE LAWS : قوانين نيوتن الثلاثة :
3	3.1.1 FIRST LAW : القانون الأول :
3	3.2 SECOND LAW : القانون الثاني :
3	3.3 THIRD LAW : القانون الثالث :
4	4- مفهوم القوة : CONCEPT OF A FORCE :
4	4.1 القوة البسيطة SIMPLE FORCE :
4	4.1.1 تعريف : Definition :
4	اتجاه القوة وشدتها : Direction and magnitude of a force :
5	4.1.2 نقطة التطبيق : Point of application :
6	4.1.3 خط التأثير مع الاتجاه والمقدار : Line of action with direction and magnitude :
7	4.1.4 قانون قابلية نقل القوة : Law of Transmissibility of Force :
7	4.1.5 نقطة تطبيق القوة : Point of application of force :
7	4.1.6 مركز الكتلة : Centre of Mass :
9	مركز المقاومة ( CR ) : CENTRE OF RESISTANCE (CR) :
11	تغير مركز المقاومة بالنسبة للدعم حول السني :
11	VARIABILITY OF THE CENTER OF RESISTANCE IN RELATION TO PERIODONTAL SUPPORT
11	5.1.1 مركز مقاومة سن مفرد : Centre of resistance for a single tooth :
13	5.1.2 مركز مقاومة مجموعة من الأسنان : Centre of resistance for a group of teeth :
14	5.1.3 محصلة القوى . القوة المحصلة : Combination of force. Resultant of force or net force :
15	حساب قيمة القوة Fr :
16	6 مركز الدوران : CENTRE OF ROTATION :
16	6.1.1 مخططات الجسم الحر : Free Body Diagrams :
19	7 الحركات السنية : TOOTH MOVEMENTS :
19	7.1 حركة الانتقال ( الحركة الجسمية ) :

20	7.2 الدوران ( الصرف ) : ROTATION (PURE)
21	7.2 الإمالة : TIPPING
21	7.3.1 الإمالة غير المنضبطة : Uncontrolled Tipping
21	7.3.2 الإمالة المنضبطة : Controlled Tipping
22	7.3.3 حركة الجذر : Root movement
22	7.3.4 التبريز / التبريز : Intrusion / Extrusion
24	8 أنظمة القوة : FORCE SYSTEMS
24	8.1 العزم : MOMENT
25	8.2 مزدوجة القوة : FORCE COUPLE
27	الإمالة المنضبطة : Controlled Tipping
29	8.4 الحركات عند اختلاف القوى والأنظمة : MOVEMENTS WHEN FORCES AND SYSTEMS ARE VARIED
34	أنظمة القوة المكافئة : EQUIVALENT FORCE SYSTEMS
36	9 الدعم والإرساء : ANCHORAGE
38	9.1 التطبيقات : APPLICATIONS
38	9.1.1 إرجاع الناب : Canine Retraction
38	9.1.2 تبريز طول التاج السريري وتركيب الزريعات : Extrusion for CCL and Implant Placement
39	10 قراءات مقترحة : SUGGESTED READINGS

## 2 : مقدهة : INTRODUCTION

إنَّ علم تقويم الأسنان مبني على مبادئ أساسية في الفيزياء تتعلق بتحريك الأجسام في الفراغ ، بالطبع ، أصبحت الحركات في علم تقويم الأسنان أكثر تعقيداً لأن هذه الأجسام المتحركة هي في الفم وهي خاضعة لأنظمة قوة أكثر تعقيداً مما يمكن ان يتوقعه الميكانيك البسيط . إنَّ علم الآليات الحيوية ( البيوميكانيك ) هو جزء هام من علم تقويم الأسنان ، وهو دراسة علم السكون ، والتوازن ، وتأثيرات القوى على الأنظمة الحيوية البيولوجية ، سيحاول هذا النص أن يقوم بتبسيط بيوميكانيك تقويم الأسنان وأن يقدم إطار عام للتطبيقات السريرية .

## 3- الهيكانيك الأساسي ( التليات الأساسية ) : BASIC MECHANICS

هناك مفاهيم فيزيائية أساسية قليلة تسوّغ عمل مراجعة قبل الإبحار في علم البيوميكانيك في تقويم الأسنان وتطبيقاته في الحالات السريرية .

في تقويم الأسنان نستخدم ثلاثة قوانين لنيوتن لنشرح تأثيرات القوى المطبقة على جسم ما .

### 3.1 قوانين نيوتن الثلاثة : NEWTON'S THREE LAWS

تقوم قوانين نيوتن بوصف حركة جسم ما عندما يخضع إلى قوى معينة . إنَّ قانوني نيوتن الثاني والثالث هما الأكثر أهمية في علم تقويم الأسنان .

#### 3.1.1 القانون الأول : FIRST LAW

في غياب الاحتكاك ، يبقى الجسم في حالة سكون أو يستمر بحركة منتظمة في خط مستقيم ما لم يتم تغييرها بفعل قوى مؤثرة فيه . يصف قانون نيوتن الأول بشكلٍ أساسي مفهوم القصور الذاتي ( inertia ) ، أو رد فعل الجسم ( أو مقاومته ) للحركة عندما تطبق عليه قوة معينة ( الشكل 1 ) .

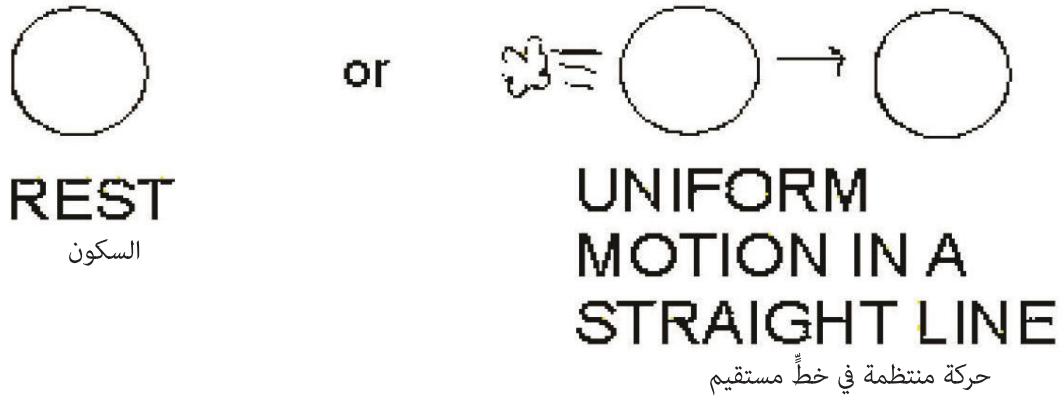


Figure 1: Newton's first law

الشكل 1 : قانون نيوتن الأول

#### 3.2 القانون الثاني : SECOND LAW

يكون تسارع الجسم في نفس اتجاه القوة التي تولده ويعتمد ذلك التسارع على مقدار القوة المطبقة وكتلة الجسم .  
القوة = الكتلة × التسارع

#### 3.3 القانون الثالث : THIRD LAW

ينص قانون نيوتن الثالث إنه مع كل فعل أو قوة هناك قوة رد فعل مساوية ( في الاتجاه المعاكس ) . بحسب هذا القانون عندما يتفاعل جسمان فإنهما يطبقان قوى فعل ورد فعل على بعضهما البعض . مع أي تفاعل هناك قوتان . ( فعل ورد فعل وهما عبارة عن أشعة (متجهات) لها حجم واتجاه معينين ) . إنَّ حجم القوة المطبقة على الجسم الأول يساوي حجم القوة المطبقة على الجسم الثاني ، واتجاه القوة المطبقة على الجسم الأول هو في اتجاه معاكس لاتجاه القوة المطبقة على الجسم الثاني .

تأمل التأثير المتبادل بين عجلات السيارة والطريق ، عندما تدور العجلات فإنها تطبق قوة على الطريق ، بدورها الطريق تطبق قوة على العجلات مساوية بالشدة ومعاكسة بالاتجاه للقوة التي تطبقها العجلات على الطريق ، أي أنّ العجلات تدفع الطريق إلى الخلف في حين أنّ الطريق يدفع العجلات إلى الأمام ( مساوي بالشدة ومعاكس بالاتجاه ) وبهذا تسمح للسيارة بالتحرك إلى الأمام .

في الفم ، يمكن أن نشاهد أمثلة عن أنظمة الفعل ورد الفعل في حالة إرجاع الناب . حيث يقوم النابض بسحب الناب إلى الخلف بمقدار معين من القوة . وبما أن الجهاز يستخدم الأرحاء كوحدة دعم وإرساء ، فتتولد قوة مساوية بالشدة ومعاكسة بالاتجاه تسحب الأرحاء للأمام ( الشكل 2 ) . قد يُشكل هذا تأثيراً جانبياً غير مرغوب فيه . عند تخطيط المعالجة يجب الأخذ في الحسبان التأثيرات الجانبية غير المرغوب فيها وإزالتها أو على الأقل بتخفيفها إلى الحد الأدنى .

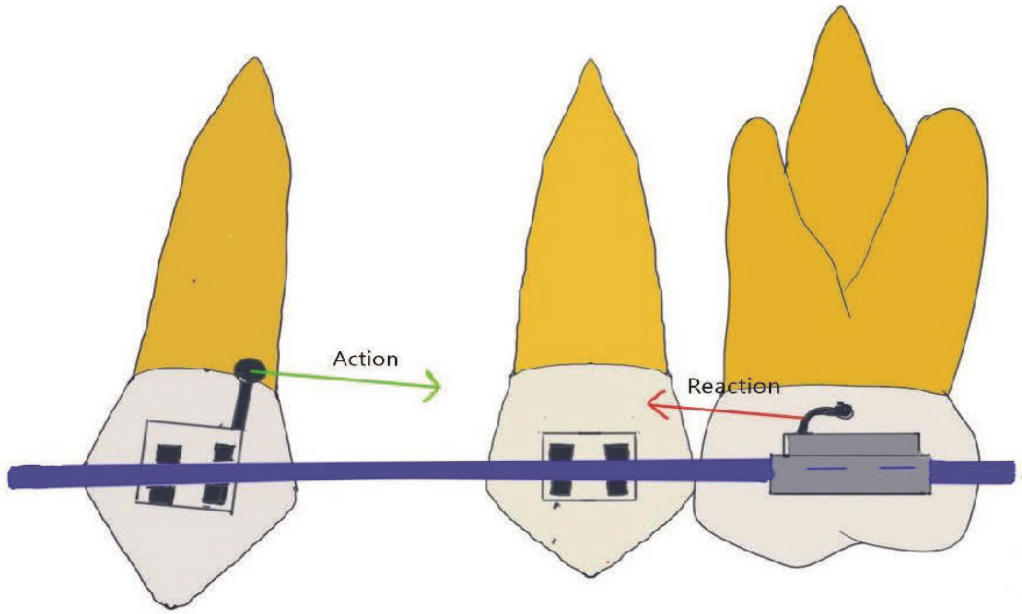


Figure 2: Action and reaction forces place the system in equilibrium. This is a simplified drawing.

الشكل 2 : رسم توضيحي : قوى الفعل ورد الفعل تجعل النظام في حالة توازن

#### 4 - مفهوم القوة : CONCEPT OF A FORCE

##### 4.1 القوة البسيطة SIMPLE FORCE

###### 4.1.1 تعريف : Definition

القوة هي أي فعل يؤدي إلى تغيير في حركة الجسم ويتم قياس شدة القوى بوحدات الأونصات أو الغرامات ، أو النيوتن ( تقريباً 100 غرام لكل 1 نيوتن على كوكب الأرض حيث يعتبر تسارع الجاذبية الأرضية ثابتاً ويساوي  $9.807 / S$  في تقويم الأسنان تكون وحدة القوى عادةً هي الغرام .

###### اتجاه القوة وشدها : Direction and magnitude of a force

عبارة عن شعاع (متجه) بما أنّ القوة عبارة عن شعاع (متجه) ، فإنّ اتجاهها يتمثل بسهم يشير إلى نفس اتجاه حركة السن

يتم تمثيل القوة من خلال طول السهم وذلك بالاتفاق ( شكل 3 ) .



Figure 3: Simple force with direction and magnitude

الشكل 3 : قوة بسيطة توضح الاتجاه والشدة

Point of application : **4.1.2 نقطة التطبيق**

إنّ نقطة تطبيق القوة هي المكان الذي تطبق فيه القوة على الجسم وهي بالاتفاق منشأ السهم . إنّ مكان تطبيق القوة يتعلق بمركز الكتلة حيث سيحدد هذا المكان الدقيق نزعه الجسم للانتقال أو الدوران عند خضوعه لهذه القوة المطبقة .

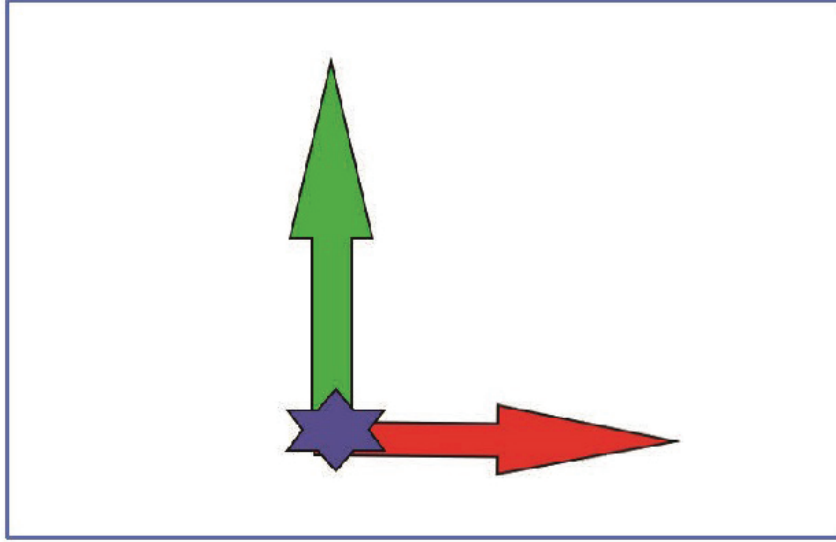


Figure 4: Point of application of forces

الشكل 4 : نقطة تطبيق القوى

في الشكل 4 : القوتان الخضراء والحمراء تنحنيان باتجاهين مختلفين ولكن لهما نفس نقطة التطبيق .

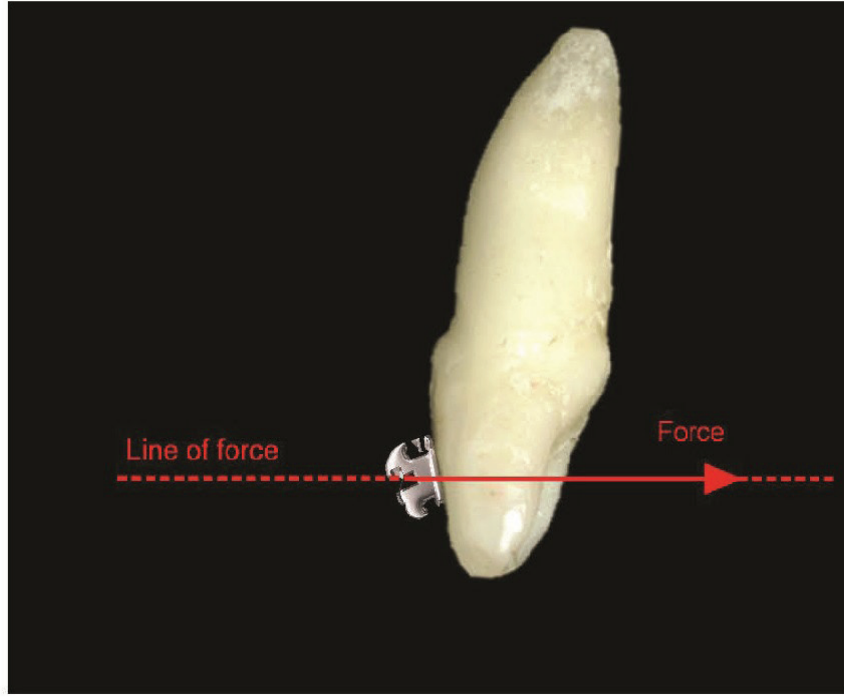


Figure 5: A simple force applied to the bracket of a central incisor. The line of action illustrates the direction of the vector of force.

الشكل 5 : قوة بسيطة مطبقة على حاصرة ثنية . يوضح خط التأثير اتجاه شعاع القوة

#### 4.1.3 خط التأثير مع الاتجاه والشدة : Line of action with direction and magnitude

يعتبر خط التأثير هو التمثيل الهندسي للطريقة التي تطبق فيها القوة ( Wikipedia ) . ويشكل خط التأثير محور الانزياح عند تطبيق القوة . ويوضح السهم الأحمر اتجاه القوة . ويكون طول السهم هو مقدار شدة القوة بالاتفاق .

في حال طبقنا قوتان لهما نفس الشدة تؤثران بنفس الاتجاه وتتوضعان على نفس خط التأثير سيكون للقوتين  $F_1$  و  $F_2$  نفس التأثير على الجسم الأزرق الموضح في الشكل أدناه بغض النظر إن كانت إحدى القوتين تدفع والأخرى تسحب وسيكون التأثير الصافي متطابقاً .

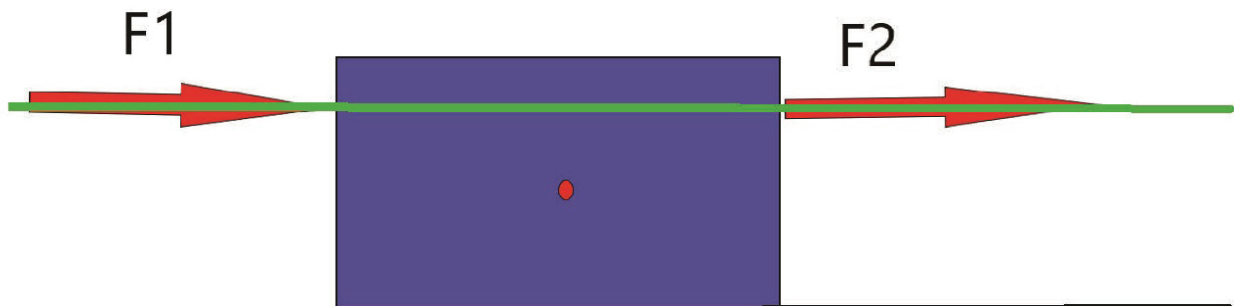


Figure 6: Line of action of forces

الشكل 6 : خط تأثير القوى

#### 4.1.4 قانون قابلية نقل القوة : Law of Transmissibility of Force

إنَّ تأثير قوة على جسم هو نفسه عند تطبيقها في أي مكان على طول خط التأثير الخاصة بها ( الشكل 7 ) على سبيل المثال، إذا كان خط التأثير هو المحور الطولي للسن فليس هناك فرق فيما لو تم تطبيق القوة على الحد القاطع، أو الحاصرة، أو الحدبة اللسانية cingulum طالما أن القوة في نفس الاتجاه والمقدار فإنَّ التأثير يبقى نفسه .

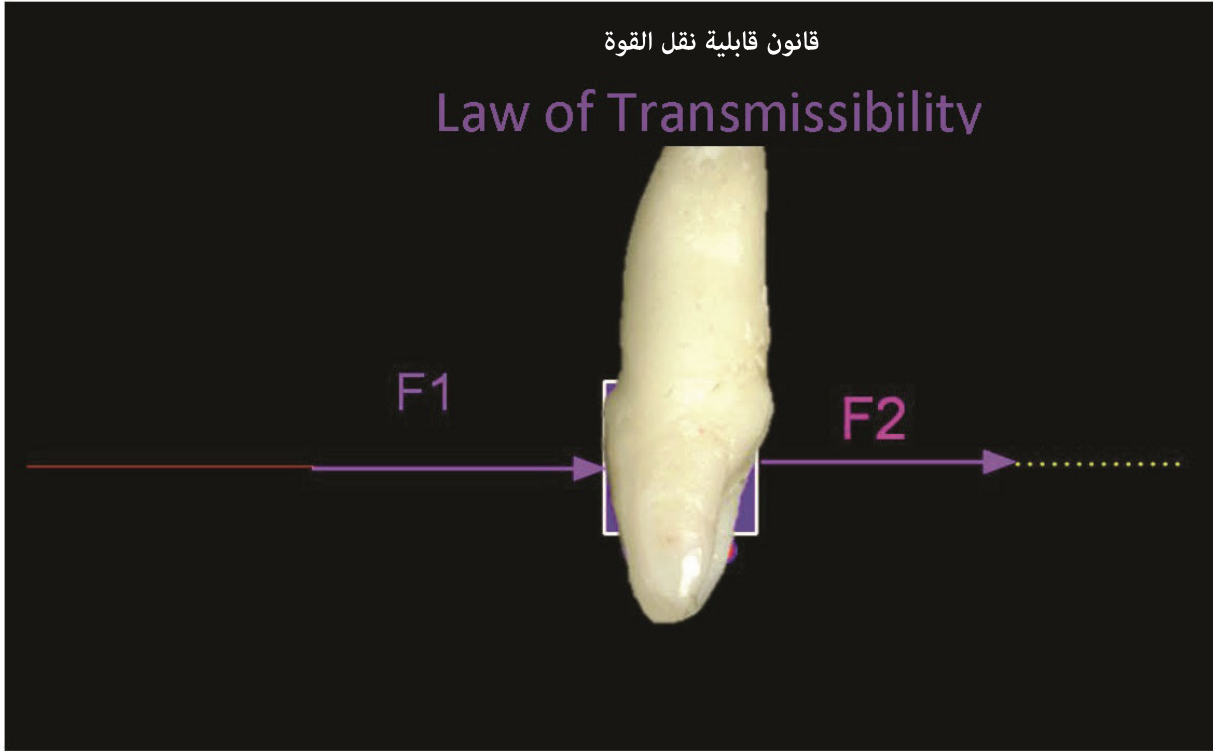


Figure 7: Law of transmissibility of force: F1 and F2 will have the same effect

الشكل 7 : قانون قابلية نقل القوة : إنَّ القوتان F1 و F2 سيكون لهما نفس التأثير

#### 4.1.5 نقطة تطبيق القوة : Point of application of force

إنَّ قانون قابلية نقل القوة يخبرنا أنَّ القوى التي لها نفس المقدار والاتجاه لها نفس التأثير بغض النظر عن مكان توضع نقطة تطبيق القوة على طول نفس خط القوة .

تُستخدم الكمية السُّلَمِيَّة ( الكمية اللامتجهة ) لوصف القوى ، للكمية اللامتجهة مقدر ولكن ليس لها اتجاه . أما الأشعة ( المتجهات ) فلها مقدار واتجاه ( تُستخدم الأشعة على مخطط الجسم الحُر ) .

الأجسام الصلبة : إنَّ هذه الأجسام لا تغير شكلها تحت تأثير القوى ( مثل قوى الضغط والشد ) . إنَّ الأسنان أجسام صلبة لا نقول الكلام نفسه عن النسيج الرخوة .

#### 4.1.6 مركز الكتلة : Centre of Mass

يمثل مركز الكتلة نقطة التوازن لنظام معين في الأجسام البسيطة مثل السن فإنَّ مركز الكتلة هو نقطة يكون فيها موقع الكتلة الموزعة يساوي الصفر . في حال عدم تأثير القوة ( القوى ) على كتلة جسم فإنها ستؤثر كما لو أن جميع كتلتها كانت متركزة في تلك النقطة بالذات ( مركز الكتلة )



# 1. Centre of Mass: balance point of a system

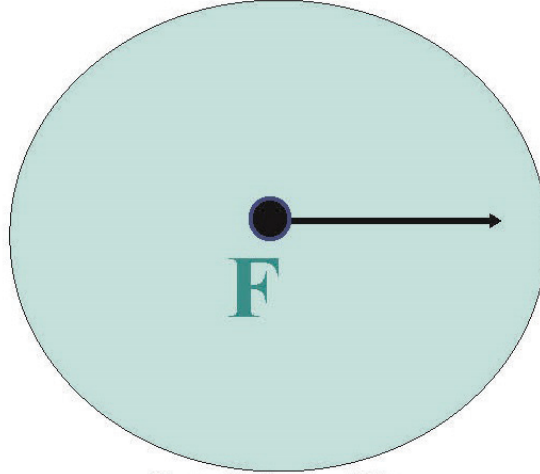


Figure 8 : Centre of Mass

الشكل 8 : مركز الكتلة

إذا مرّت القوة من خلال مركز الكتلة فإن الجسم سيتحرك في اتجاه القوة بدون أي دوران ( انتقال صرف ) ( حركة جسمية ) سيكون هذا مشابهاً لصندوق ، أو أي جسم آخر لتلك المادة ، على القمر ( أو في بيئة حيث لا توجد هناك قوى مؤثرة على السن ) ( الشكل 9 ) . إن هذا بالطبع ليس حالة حقيقية ولكن أكثر من مفهوم نظري !

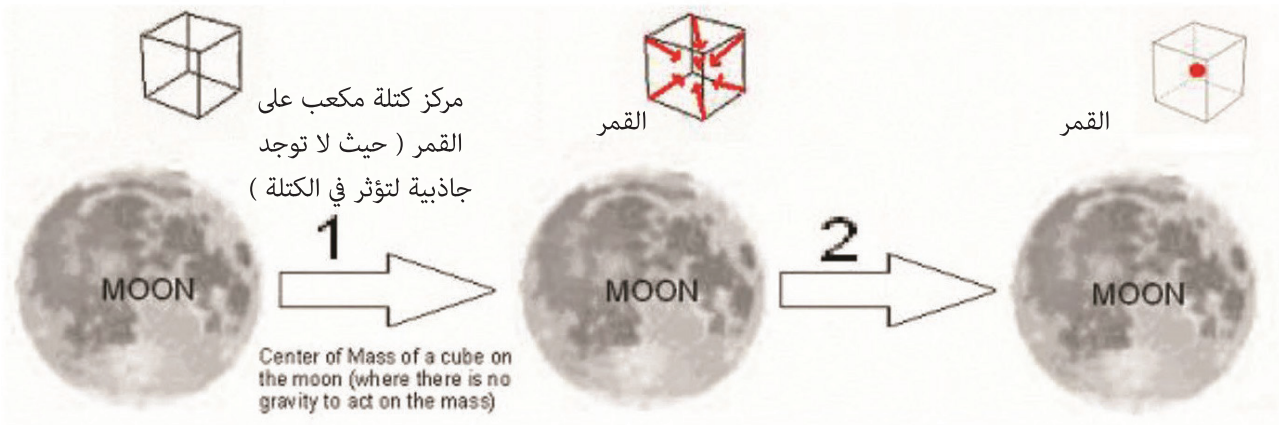


Figure 9: Centre of Mass on the moon

الشكل 9 : مركز الكتلة على القمر

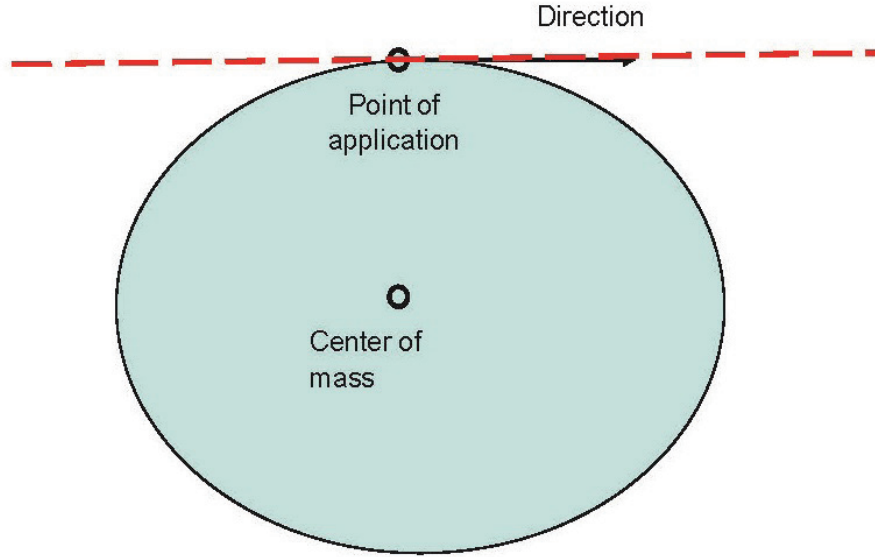


Figure 10: Line of action of a force placed at a distance from the centre of mass

الشكل 10 : خط تأثير القوة مطبقة على مسافة بعيدة عن مركز الكتلة

إذا كان خط تأثير جسم حر متوضعاً بعيداً عن مركز المقاومة فعندها يجب أن نتوقع حدوث حركة مركبة من الدوران والانتقال ( الشكل 10 ) .

#### مركز المقاومة ( CR ) : ( CR ) CENTRE OF RESISTANCE

إنَّ مركز المقاومة هو مفهوم مهم في علم تقويم الأسنان لأن الأسنان ليست أجساماً حُرَّةً ، والجذور مثبتة ومربوطة مع العظم السنخي بواسطة الرباط حول السني . إنَّ مركز الكتلة ومركز المقاومة غير متوضعين في نفس الموقع ، يتوضع مركز المقاومة CR إلى الذروي أكثر من مركز الكتلة . هي نقطة رياضية ، يعتقد أن تتركز فيها كل المقاومة للانزياح .

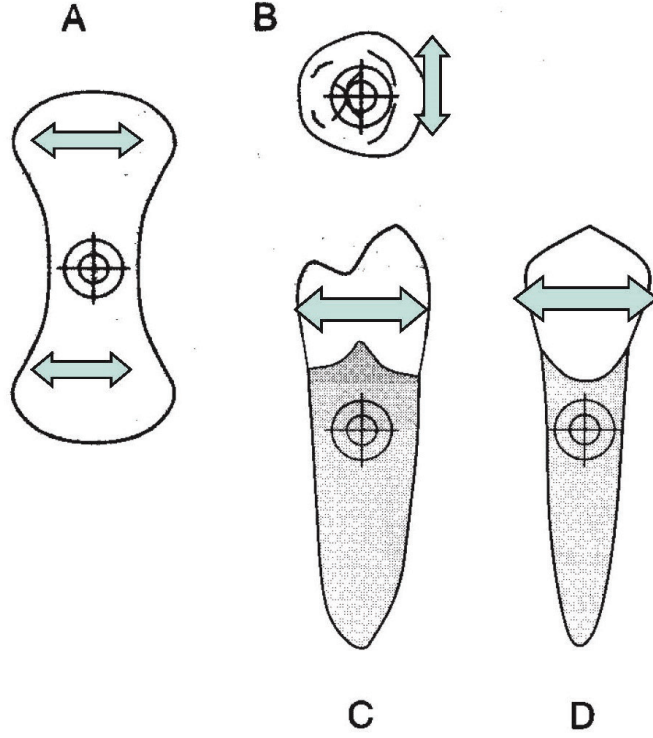


Figure 11: Localization of the centre of resistance according to several views:  
A. Radicular, B: Occlusal. C: Labio-lingual, D.: Mesio-Distal

الشكل 11 : توضع المركز المقاومة تبعاً لصور متعددة  
A : جذرية ، B : إطباقية ، C : دهليزي - لساني ، D : أنسي - وحشي

حسابات أنظمة القوة بالنسبة لقدرتها للانتقال أو الدوران تُجرى بالنسبة لمركز المقاومة . يتغير مركز المقاومة مع كل سن وبحسب الدعم حول السني الموجود يتوضع تقريباً في منتصف المسافة عند مستوى الجذر ( الشكل 11 ) .

إنّ مركز المقاومة يأخذ بعين الاعتبار جميع القوى المؤثرة في الجسم من أجل سن ، فهي تشمل على قوى من الرباط حول السني ( PDL ) والأوعية الدموية ، والعظم ، والنسيج الضام ( الشكل 12 ) . يمكن دراسة مركز المقاومة لسن واحد أو لعدة أسنان إذا كانت مثبتة ( مدعومة ) مع بعضها البعض ( فهي لذلك تعمل مع بعضها كتلة واحدة أكبر ) .

أهمية مركز المقاومة : عند تطبيق القوى على الأسنان ، فإنّ تقييم تأثيراتها ثلاثية الأبعاد أمر أساسي وستحدث الحركات المحصلة حاملاً يخضع السن لنظام القوة هذه .

الدعم العظمي السنخي

## Alveolar bone support

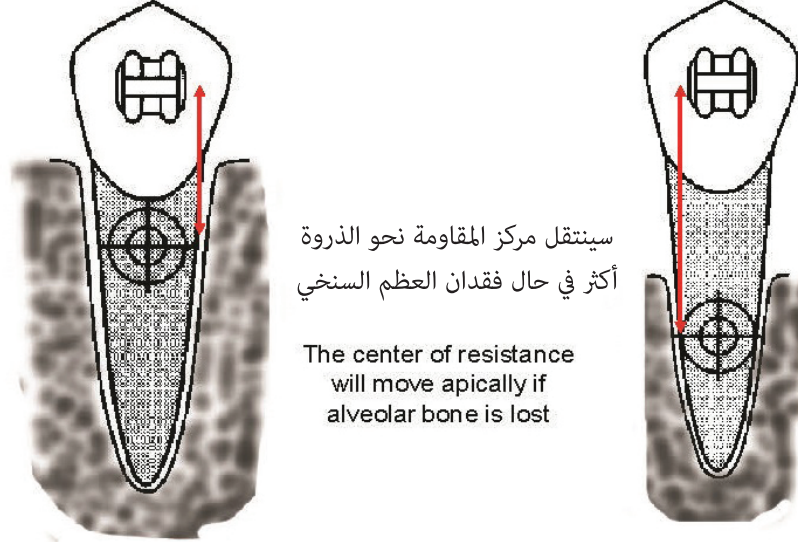
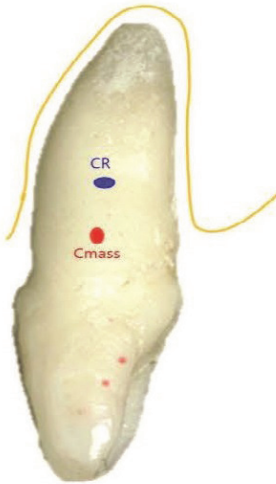


Figure 12: The centre of resistance moves apically when horizontal bone loss occurs.

الشكل 12 : ينتقل مركز المقاومة نحو الذروة أكثر عند حدوث فقدان عظمي أفقي

عندما يراجعنا مريض لديه تراجع في النسيج الداعمة حول السنية فإن قمة النتوء السنخي ستكون ذروية أكثر ( أي متراجعة ) عندها سينتقل مركز مقاومة السن باتجاه ذروي أكثر بشكل كبير والمسافة من الحاصرة إلى مركز المقاومة ستزداد تقريباً ضعفين ( الشكل 12 ) . في حال تم تطبيق نفس القوة على الحاصرة على هذين السنين فسينتج لدينا حركة تقويمية مختلفة . سينزع السن الموجود على يمين الصورة إلى الدوران أكثر تبعاً للمسافة الأكبر لخط القوة عند مركز مقاومة السن .

### 5.1.1 مركز مقاومة سن مفرد : Centre of resistance for a single tooth



يتوضع مركز الكتلة دائماً إلى الإطباق أكثر من مركز المقاومة بسبب « مقاومة » الرباط حول السني والعظم السني السنخي بما أنه من المستحيل تحديد كمية هذه المقاومة لكل سن ولكل مريض فإن مفهوم مركز المقاومة هو مفهوم نظري ولكن يمكن استخدامه كوسطي لخلق أنظمة القوة المثالية .

Figure 13: Centre of resistance (CR) vs Centre of Mass (Cmass) of a monoradicular tooth

الشكل 13 : مركز المقاومة (CR) مقابل مركز الكتلة لسن

في الحالات التي تكون فيها النسيج الداعمة حول السنينة منتظمة وثابتة فإن مراكز مقاومة الأسنان المختلفة ستكون في مستويات مختلفة . سيكون للأنياب العلوية مركز أعلى في حين أن مركز مقاومة الضواحك والرباعية أخفض .

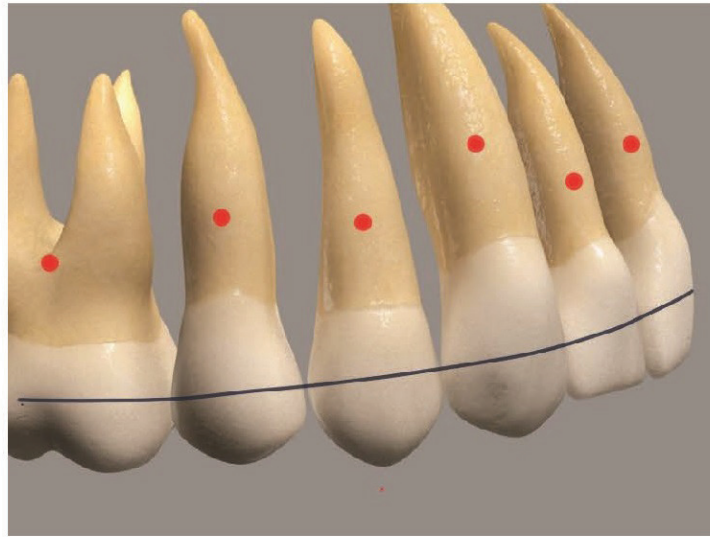


Figure 14: Different centre of resistance positions (if we consider the periodontal support even and normal)

الشكل 14 : أماكن مراكز مقاومة مختلفة ( إذا تأملنا النسيج الداعمة حول السنينة نلاحظ أنها مستوية وطبيعية )

من الواضح إذ أن مركز المقاومة مختلف بين الأسنان المختلفة ذات الجذور مختلفة الطول وذات الشكل التشريحي المختلف، على سبيل المثال ، بين القواطع والأرحاء أو بين الضواحك والأنياب . يختلف موضعها أيضاً باختلاف طول ( ارتفاع ) العظم السنخي لذلك فإنه سيكون مختلف عند الأطفال مقابل البالغين الذين لديهم أمراض في النسيج الداعمة . ينتقل مركز المقاومة نحو الذروة أكثر عند البالغين الذين لديهم تراجع عظمي ( الشكل 14 ) .

هناك طريقة أخرى لتعريف مركز المقاومة وهي : النقطة على الجسم التي تولد فيها القوة المفردة ( عند هذه النقطة ) حركة انتقال صرفة ( حركة جسمية ) ( الشكل 15 ) .

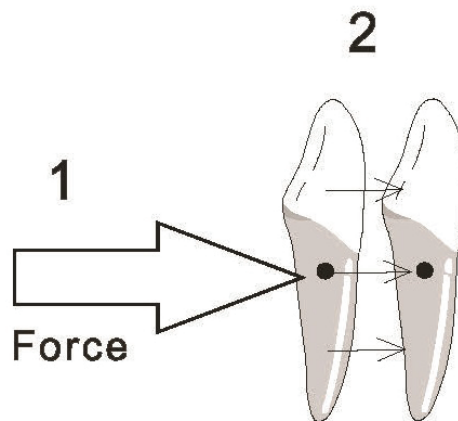


Figure 15: Forces acting at the centre of resistance result in pure translation

الشكل 15 : تؤدي القوى المطبقة على مركز المقاومة إلى حدوث حركة جسمية

## 5.1.2 مركز مقاومة مجموعة من الأسنان : Centre of resistance for a group of teeth

عندما يتم ربط الأسنان بالحاصرات والأسلاك يتولد لدينا مركز مقاومة جديد ومجموعة الأسنان الآن تعتبر جسم مفرد .

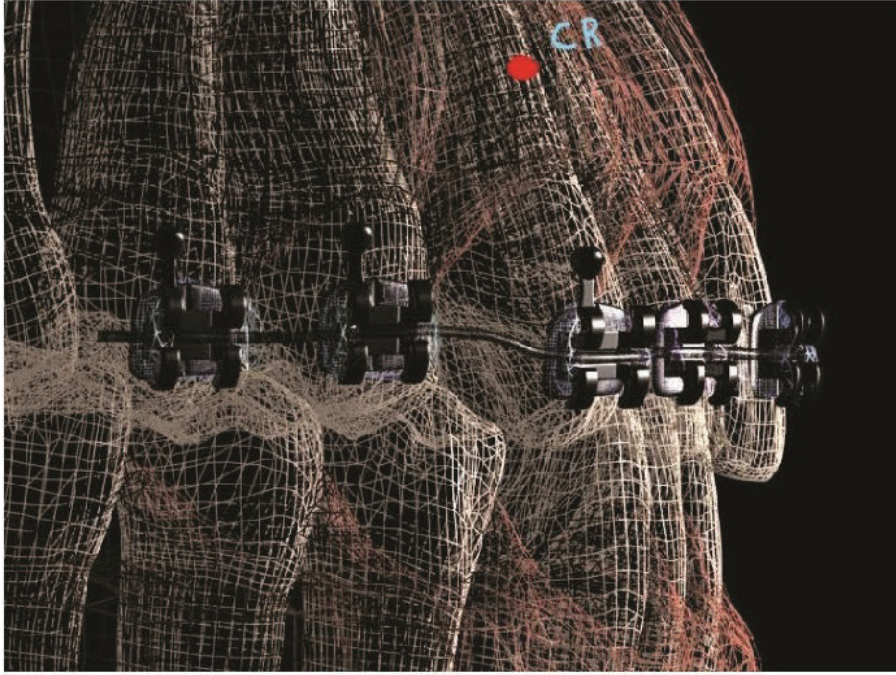


Figure 16: Centre of resistance for a group of teeth

الشكل 16 : مركز مقاومة مجموعة من الأسنان

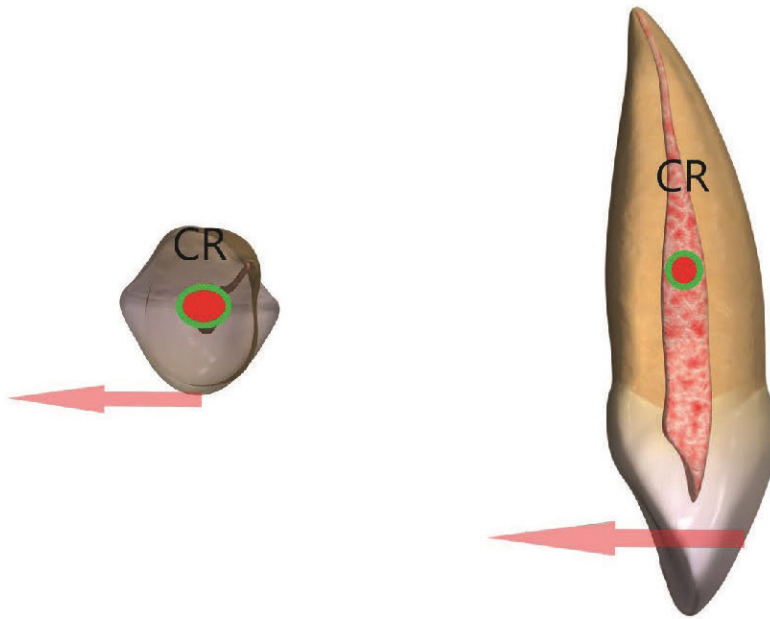


Figure 17: When a force is applied to the bracket, the line of force is always at a distance from the centre of resistance

الشكل 17 : عند تطبيق قوة على الحاصرة فإن خط القوة يبعد دائماً عن مركز المقاومة

### 5.1.3 محصلة القوى . القوة المحصلة : Combination of force. Resultant of force or net force

في تقويم الأسنان تستخدم محصلة القوى في المستويات الفراغية الثلاث بشكل متكرر وهي مفيدة في حساب القوة المحصلة (net force) . تستخدم قاعدة متوازي الأضلاع لحساب مجموع المتجهات (مجموع الأشعة) .

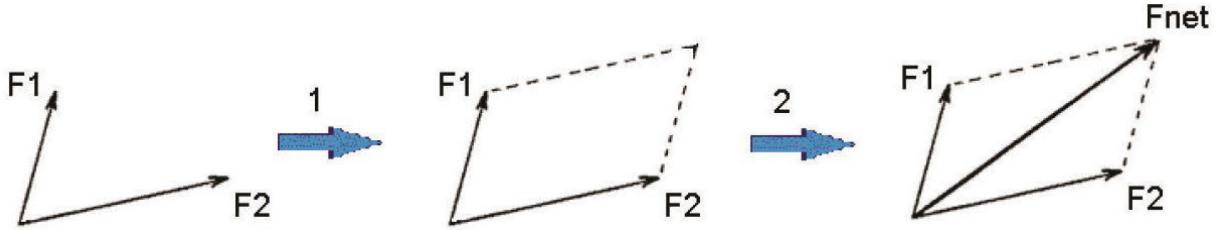


Figure 18. Parallelogram Rule

الشكل 18 : قاعدة متوازي الأضلاع

من المهم أن نتذكر أن القوة (Fnet) هي قوة المحصلة وهي مجموع الشعاعي لجميع القوى ( F1 و F2 ) تسمح لنا قاعدة متوازي الأضلاع أن نجد القوة المحصلة : إنَّ القوى F1 و F2 هي اشعة ولها شدة واتجاه . عندما تكون هناك زاوية بين F1 و F2 ينشأ لدينا متوازي أضلاع من خلال رسم الأضلاع المجاورة للقوتين F1 و F2 . إنَّ القطر الذي يخترق متوازي الأضلاع هو القوة المحصلة Fnet ( الشكل 18 ) .

من أجل حساب محصلة شعاعين (متجهين) لطفاً ارجع إلى URL من أجل شروحات مفصلة .

<https://www.mathstopia.net/vectors/parallelogram-law-vector-addition>

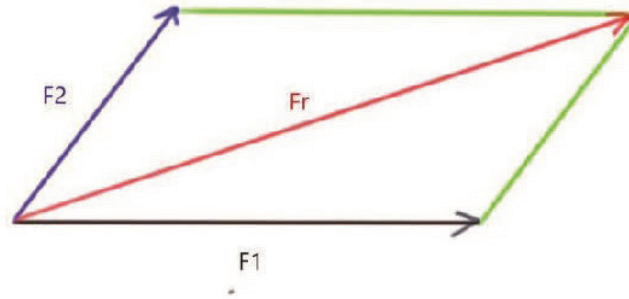


Figure 19: Calculation of the sum of two vectors.

الشكل 19 : حساب مجموع الشعاعين

من أجل حساب مقدار القوة المحصلة Fr نقوم باستخدام الصيغة  $Fr = F1 + F2$  . تحتاج إلى تحديد خط تأثير القوة F1 لإنشاء مثلث قائم الزاوية OXR وإضافة الزوايا a و B .

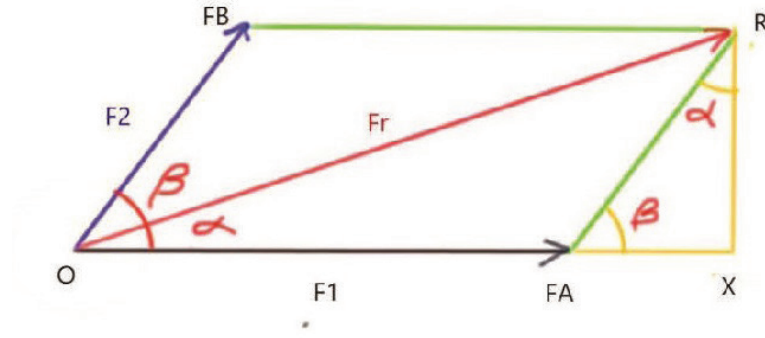


Figure 20: Extension of the parallelogram.

الشكل 20 : تمديد يد متوازي الأضلاع

### حساب قيمة القوة Fr :

$$Fr^2 = OX^2 + RX^2$$

$$OX = OFA + FAX \text{ or}$$

$$Fr^2 = (OFa + faX)^2 + Rx^2$$

حالمًا يتم تحديده بشكلٍ كاملٍ سنحصل على

نحن نعرف أن  $\cos B = \text{adjacent side to Bangle} / \text{hypotenuse}$

جيب التمام = المجاور  
الوتر

$$FaX/F2 \text{ or } FaX = F2\cos\beta \text{ and } \sin\beta = Rx/F2 \text{ or } RX = F2\sin\beta$$

$$Fr^2 = F2\sin\beta +$$

$$\text{After substitution of values: } Fr = \sqrt{F1^2 + 2F1F2\cos\beta + F2^2}$$

بعد تعويض القيم

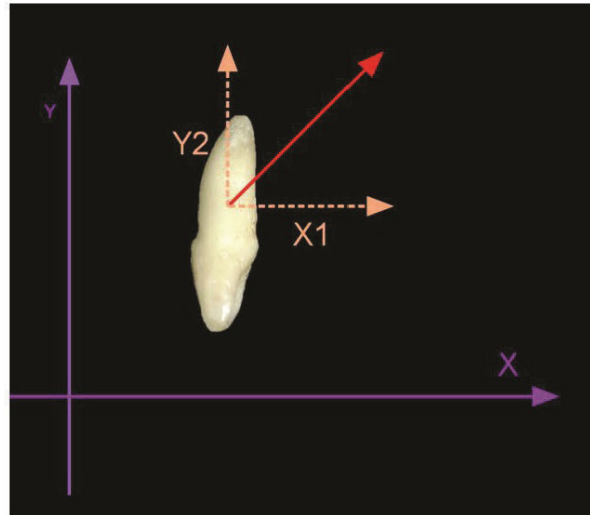


Figure 21: Resultant (net) force when forces at 90 degrees

الشكل 21 : القوة المحصلة عندما تكون القوى متعامدة

$$Fr = \sqrt{X1^2 + FY2^2}$$

في حال قمنا بتطبيق القوى عند زاوية 90 درجة يتم تبسيط المعادلة وتصبح :



## 6 مركز الدوران : CENTRE OF ROTATION

إنَّ مركز الدوران هو النقطة التي يدور حولها الجسم ، وهو يختلف بحسب مكان مركز المقاومة والقوة المطبقة على الجسم. يحدث الدوران الصرف pure rotation عندما يكون مركز الدوران عند مركز المقاومة . يحدث الانتقال الصرف pure rotation (الحركة الجسمية) . عندما يكون مركز الدوران عند مسافة لا نهائية بعيداً عن مركز المقاومة ( أي بمعنى آخر يحدث الانتقال الصرف عندما يكون مركز الدوران في اللانهاية بالنسبة لمركز المقاومة ) .

من أجل تحديد مركز الدوران الذي تحدث حوله حركة السن الدورانية ( الشكل 22 ) . اختر أي نقطتين على السن ( أو الجسم ) ومن ثم قم برسم خط بين الموقعين قبل وبعد الدوران لكل نقطة . إنَّ نقطة التقاطع بين الخطين العموديين هي مركز الدوران.

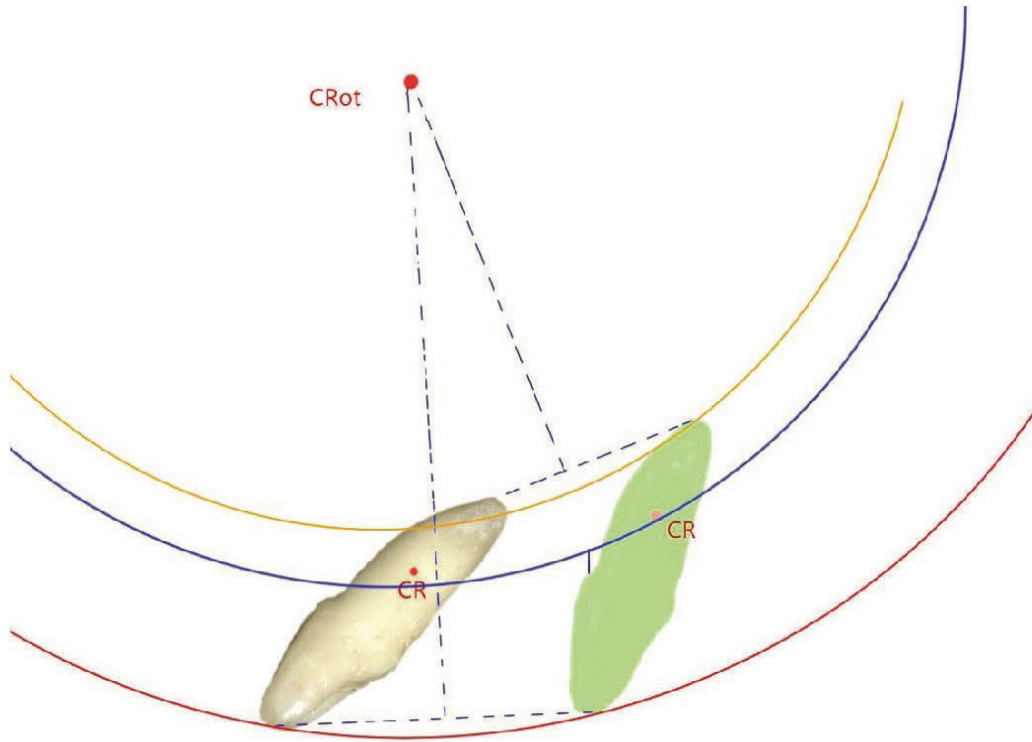


Figure 22: Method to locate the centre of rotation

الشكل 22 : طريقة تحديد مركز الدوران

### 6.1.1 مخططات الجسم الحر : Free Body Diagrams

تُساعد مخططات الجسم الحر في توقع تأثير القوى المختلفة التي تؤثر في الجسم في نفس التوقيت ( القوة المحصلة ) أو من أجل تحليل القوة إلى أجزائها المكونة ( المركبة ) .

يظهر في ( الشكل 23 ) مثال عن مخطط الجسم الحر للقوى  $F_1$  ،  $F_2$  ،  $F_{net}$  ( القوة المحصلة ) ( ارجع إلى قاعدة متوازي الأضلاع ) .

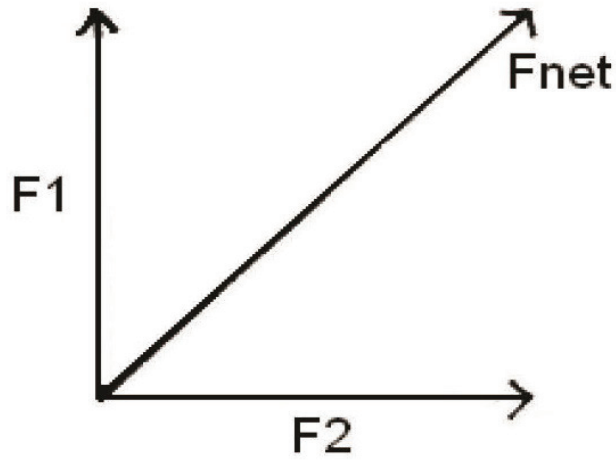


Figure 23: Free body diagram

الشكل 23 : مخطط الجسم الحر

هناك مثال سريري لاستخدام مخطط الجسم الحر في حالة قوس التغيريز والمطاط .

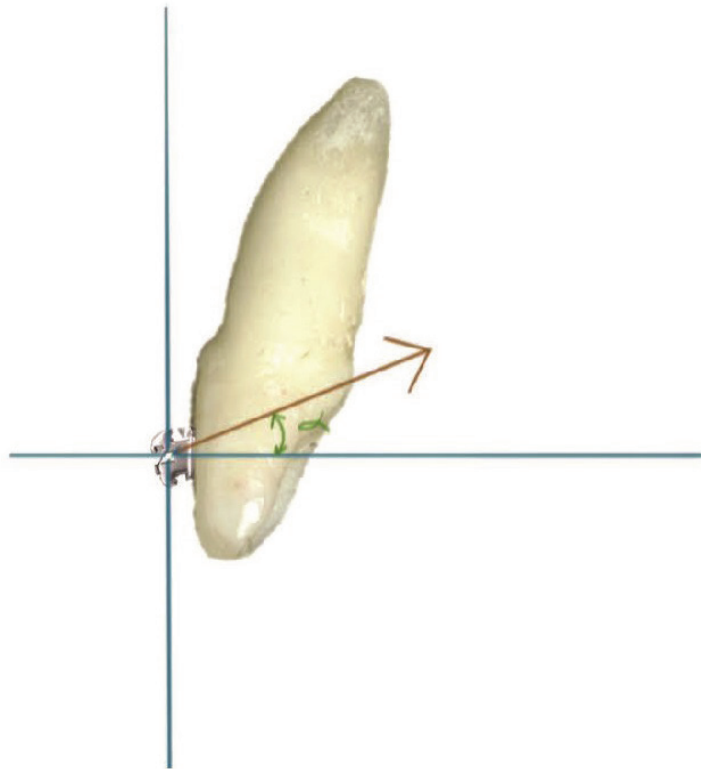


Figure 24: Simple force to intrude and retract upper incisor

الشكل 24 : قوة بسيطة للتغيريز وإرجاع القواطع العلوية

تم تطبيق قوة  $F$  . لها مركبات تغيريز وإرجاع إذا كنا نعرف مقدار القوة المطبقة وتزويها ، يمكن أن نستخلص مقدار قوى التغيريز والرجاع باستخدام علم المثلثات البسيط ( الشكل 24-25 ) .

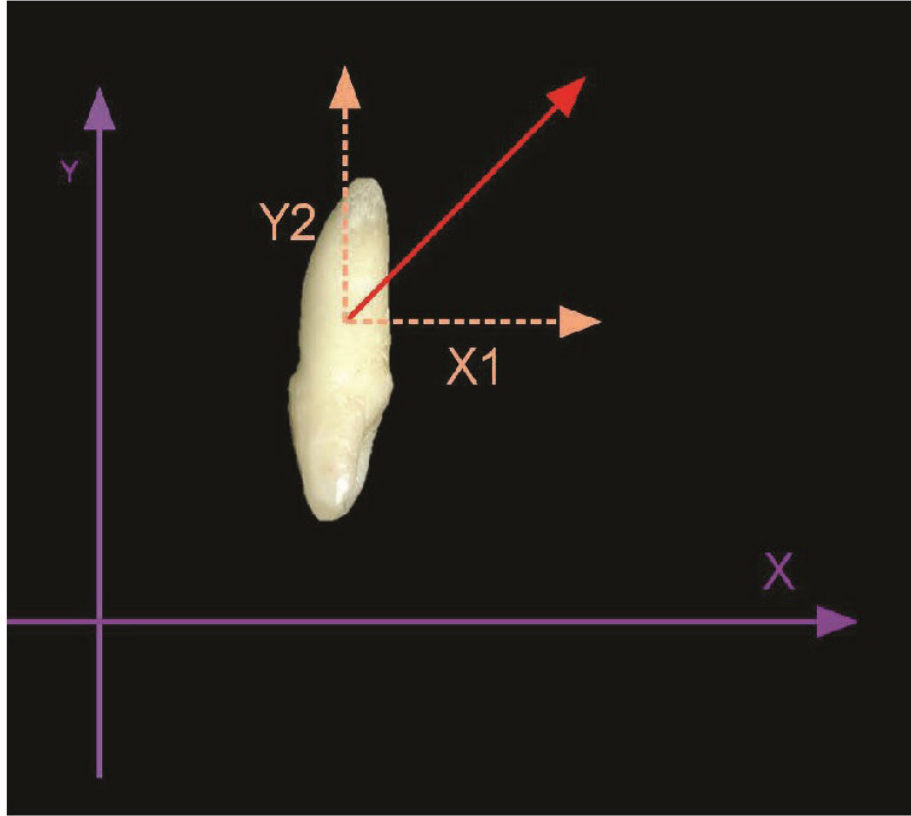
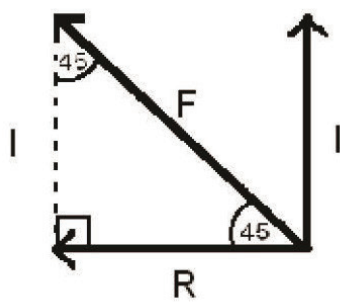


Figure 25: Free body diagram and the forces applied from a headgear

الشكل 25 : مخطط الجسم الحر والقوى المطبقة من حزام الرأس .

إذا عرفنا مقدار القوة المحصلة  $F_{net} = 500g$  يمكن أن نحللها إلى ( قوة التغيريز )  $I$  و ( قوة الإرجاع )  $R$  باستخدام قاعدة المثلث القائم ( الشكل 26 ) .



$$\sin 45 = \frac{I}{F}$$

$$\begin{aligned} I &= F \sin 45 \\ &= 500 \sin 45 \\ &= 353 \text{ g} \end{aligned}$$

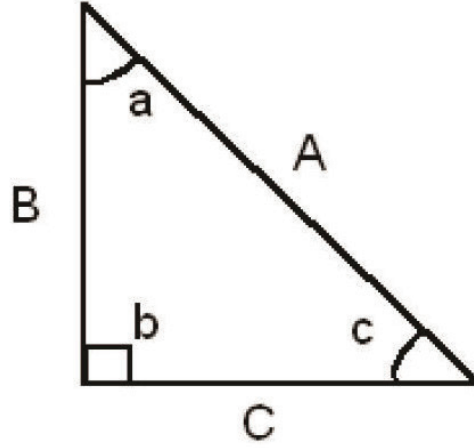
$$\cos 45 = \frac{R}{F}$$

$$\begin{aligned} R &= F \cos 45 \\ &= 500 \cos 45 \\ &= 353 \text{ g} \end{aligned}$$

Figure 26: Finding the resultant intrusive and retrusive forces using the right triangle rule

الشكل 26 : إيجاد القوى المحصلة للتغيريز والإرجاع باستخدام قاعدة المثلث القائم

لذلك فإن قوة مقدارها 500 غرام في اتجاه القوة المحصلة  $F_{net}$  هي مثل قوة 350 غرام في اتجاه  $I$  و 350 غرام في اتجاه  $R$  مطبقة على الجسم في نفس الوقت .



$$\sin a = \frac{\text{opposite}}{\text{hypoteneuse}} = \frac{B}{A}$$

$$\cos a = \frac{\text{adjacent}}{\text{hypoteneuse}} = \frac{C}{A}$$

$$\tan a = \frac{\text{opposite}}{\text{adjacent}} = \frac{B}{C}$$

Figure 26: Trigonometric calculations

الشكل 26 : الحسابات المثلثية

## 7 الحركات السنية : TOOTH MOVEMENTS

تتحرك الأسنان في المستويات الفراغية الثلاث من المهم أن تكون مدركاً لأنواع الحركات المختلفة الممكنة عند التخطيط للمعالجة لتبرير الحركات السنية المرغوبة وغير المرغوبة .

### **7.1 حركة الانتقال ( الحركة الجسمية )**

أثناء الحركة الجسمية تتحرك جميع النقاط على الجسم في نفس الاتجاه وبنفس المقدار ( الشكل 28 ) . إنَّ مركز الدوران يقع في اللانهاية بالنسبة للسن لأنه لا يوجد دوران ( يقع مركز الدوران عند مسافة لا نهائية من السن ) .

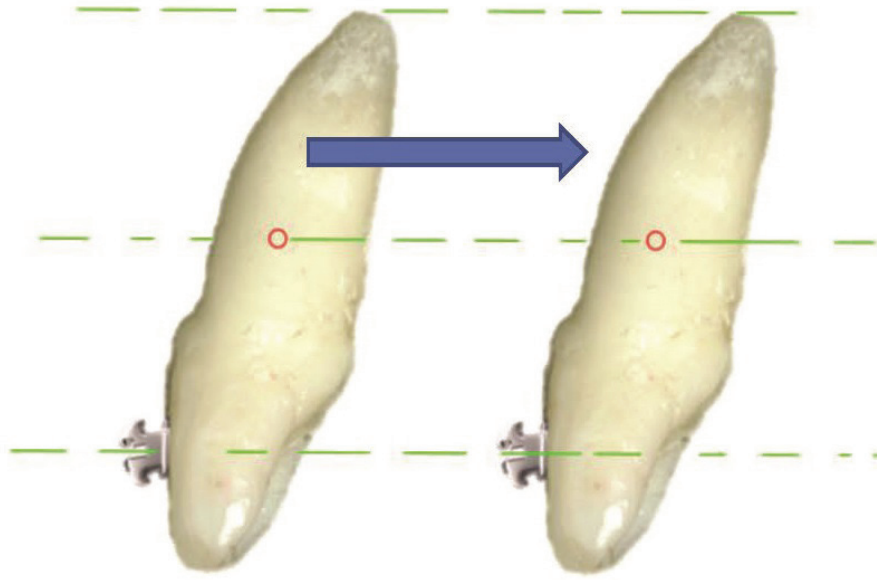


Figure 28: Translation of the central incisor

الشكل 28 : الحركة الجسمية للثنية

## 7.2 الدوران (الصرف) : ROTATION (PURE)

يحدث الدوران الصافي عندما يدور الجسم حول مركز المقاومة (Cres) (أي عندما يكون مركز الدوران عند مركز المقاومة الشكل 29) .

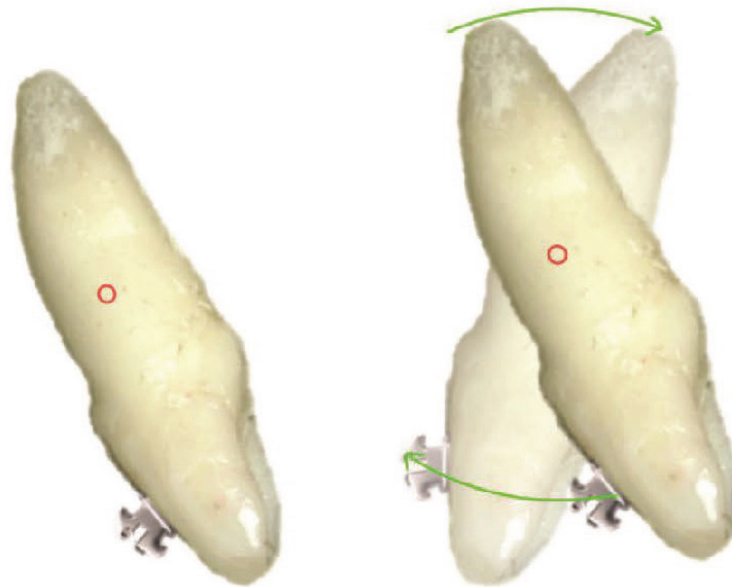


Figure 29: Pure Rotation

الشكل 29 : دوران صرف

## 7.2 الإمالة : TIPPING

حالة الإمالة تعتمد النتيجة على مكان تطبيق القوة .

### 7.3.1 الإمالة غير المنضبطة : Uncontrolled Tipping

عند تطبيق القوة على التاج يتحرك التاج في اتجاه بينما يتحرك الجذر في الاتجاه الآخر في هذه الحالة يكون مركز الدوران قريباً أو إلى الذروي من مركز المقاومة لذلك فإن السن يدور حول مركز المقاومة Cres ( الشكل 30 ) .

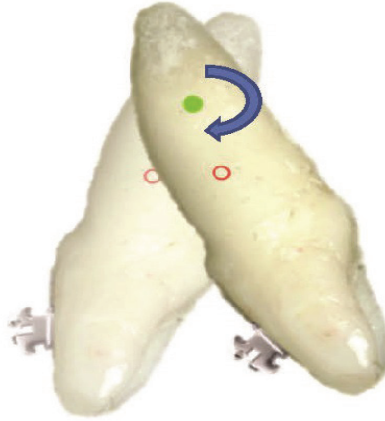


Figure 30: Uncontrolled tipping

الشكل 30 : إمالة غير منضبطة

### 7.3.2 الإمالة المنضبطة : Controlled Tipping

إنَّ مركز الدوران يكون عند ذروة السن . إنَّ هذا يشتمل على عزم وقوة ويميل ( يدور ) السن حول مركز الدوران Crot ( الشكل 31 )

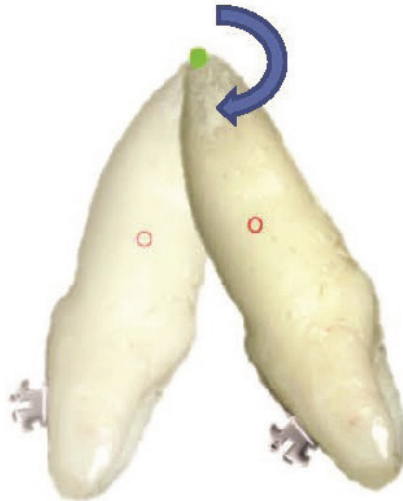


Figure31: Controlled tipping

الشكل 31 : إمالة منضبطة

على سبيل المثال عند تصحيح حالة سوء الإطباق من الصنف الثاني النموذج الأول المتصفة ب بروز الأسنان الأمامية العلوية ، فإنَّ استخدام الإمالة غير المنضبطة

يمكن أن يؤدي إلى انثقاب الصفيحة العظمية الدهليزية ، في حين أن الإمالة المنضبطة سوف تؤدي إلى حركة التاج فقط وبالتالي فإنَّ الجذر لن يخترق الصفيحة العظمية الدهليزية .

### 7.3.3 حركة الجذر : Root movement

تحدث حركة الجذر عندما يكون مركز الدوران عند أو قريب من الحد القاطع ويحدث الدوران حول هذه النقطة ( الشكل 32 ) . لذلك فإنَّ التاج ينزاح أقل من الجذر . تستغرق حركات الجذر وقتاً أكثر بسبب امتصاص العظم المطلوب لكي تحدث الحركة .

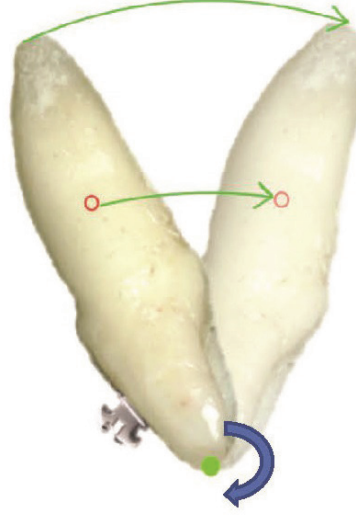


Figure 32: Root movement

الشكل 32 : حركة الجذر

### 7.3.4 التغيريز / التبريزغ : Intrusion / Extrusion

يتطلب التغيريز أو التبريزغ حركة على طول المحور الطولي للسن ( الشكل 33 ، الشكل 34 ) . ( ارجع إلى الشكل 28 حركة الانتقال). إنَّ مركز الدوران يكون في اللانهاية في هذا النوع من الحركة ( بسبب عدم وجود دوران ) بكلام آخر يدور السن حول نقطة تكون عند مسافة لا نهائية بحيث لا نشاهد أي دوران وإنما فقط حركة جسمية أو حركة تغيريز أو تبريزغ .

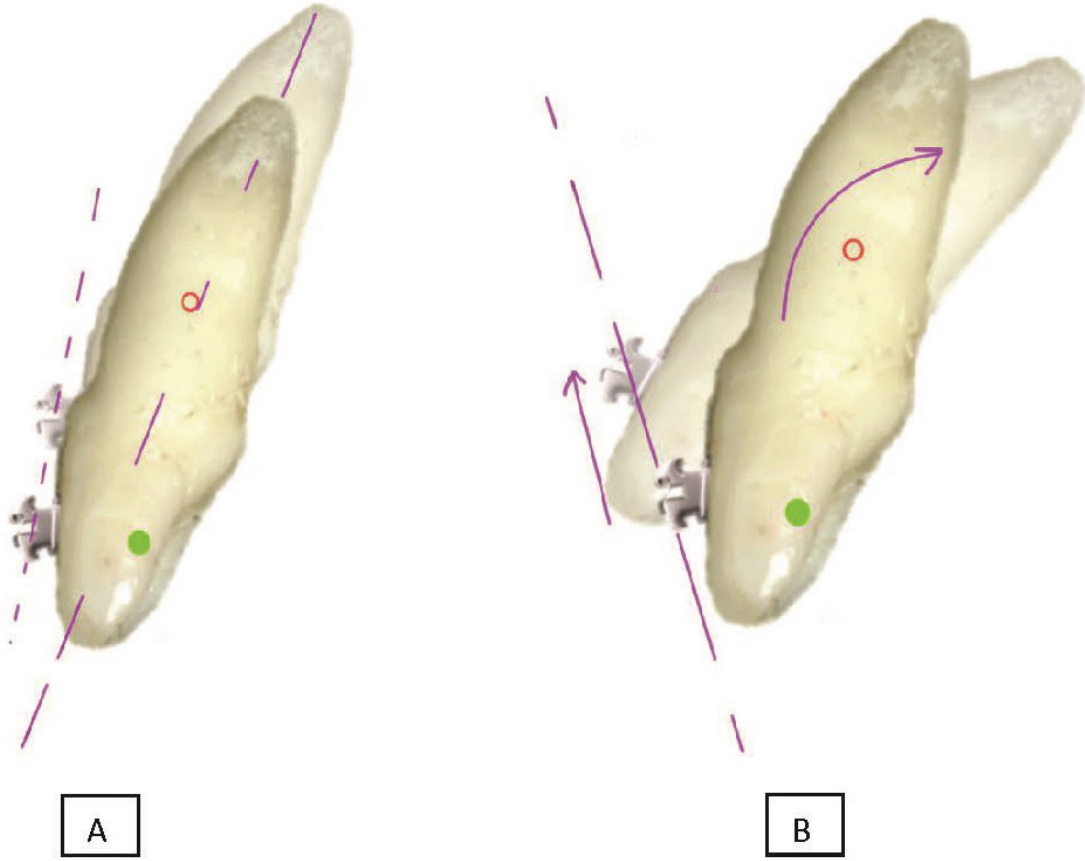


Figure 7: A. Intrusion of an extruded incisor. B. Relative intrusion

الشكل 7 : A : تغزير قاطعة بازغة . B . تغزير نسبي

التغزير ( intrusion ) : في الشكل 33A في المثال التالي فإنَّ التأثيرات غير المرغوبة للتغزير لم تتم دراستها : بينما يتم تغزير سن ما فإنَّ الأسنان المجاورة سيتم تغزيرها قليلاً ما لم يتم دعمها ( ارجع إلى المناقشة عن الدعم والإرساء ) . ( الشكل 33B ) .



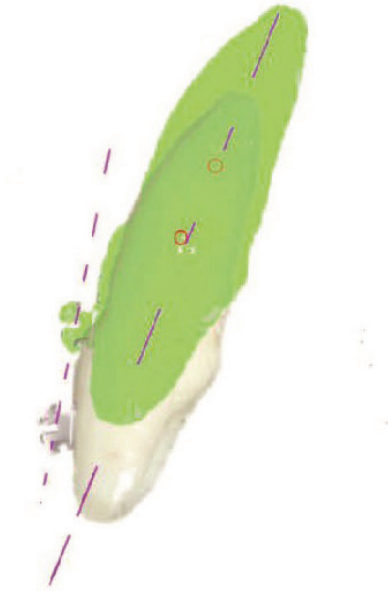


Figure 34: Extrusion of an intruded incisor

الشكل 34 : تبزيغ قاطعة مغروزة

## 8 أنظمة القوة : FORCE SYSTEMS

لكي نفهم كيف تنشئ الحركات السننية المرغوبة يتوجب على الطبيب أن يدرس أنظمة القوة . تتكون أنظمة القوة من عزم ( moment ) وقوة ( force ) حيث تحدد نسبتها إلى بعضهما البعض نوع الحركة السننية المتولدة أو الناتجة . سيغطي هذا الجزء: العزم والقوة والمزدوجة ونسبة العزم إلى القوة والحركات والقوى والأنظمة المختلفة .

### 8.1 العزم : MOMENT

العزم هو ميل القوة لإحداث دوران في الجسم من أجل حساب عزم القوة ، قم بضرب قيمة القوة بطول البعد العمودي عن مركز المقاومة الذي يحدث حوله هذا العزم . ( الشكل 35 ) .

$$\text{العزم} = \text{القوة} \times \text{الذراع}$$

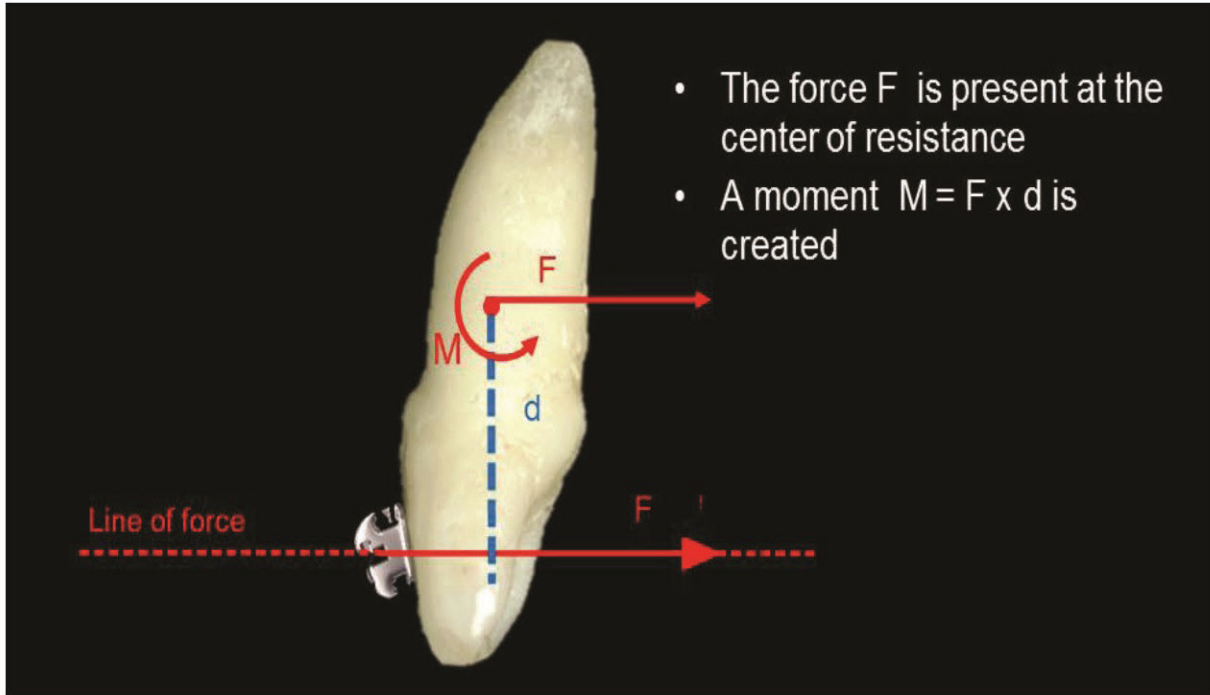


Figure 35: Moment produced by a force applied at a distance from the centre of resistance

الشكل 35 : العزم المتولد عن القوة المطبقة عند نقطة تبعد مسافة عن مركز المقاومة

## 8.2 مزدوجة القوة : FORCE COUPLE

إنَّ المزدوجة هي عزم صرف ( صافي ) ويحدث عند تطبيق قوتان (  $F_1$  و  $F_2$  متساويتان ومتعاكستان ) مفصولتان ببعد عمودي . من أجل حساب عزم مزدوجة القوة قم بدراسة القوى بشكلٍ منفصل .

مثال : إنَّ القوتان  $F_1$  و  $F_2$  لا يولدان تأثيرات انتقالية ( حركة جسمية ) لأنهما متساويتان في المقدار ومتعاكسان في الاتجاه ولذلك فيهما يفتيان ( يلغيان ) بعضهما البعض . إنَّ عزوم القوى لا تفني ( تلغي ) مركز المقامة عند تطبيق القوى من  $F_1$  و  $F_2$  .

لإيجاد العزم الإجمالي للنظام قم بإضافة العزوم هذه هي مزدوجة القوة . إنَّ مزدوجة القوة بغض النظر أين يتم تطبيق القوى على الجسم ( أو السن ) . قم بتأمل ودراسة المثال التالي لمزدوجة القوة ( الشكل 36 ) .

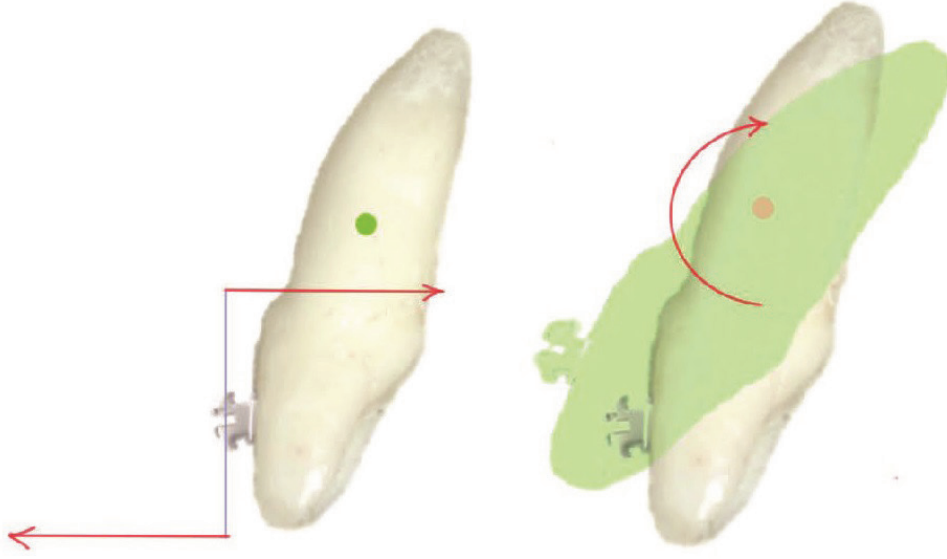


Figure 36: Force couple: example 1

الشكل 36 : المثال 1 : مزدوجة القوة

بما أن مزدوجة القوة تنشأ بغض النظر عن مكان تطبيق القوى على الجسم فإنه بإمكاننا تحقيق نفس نتائج المثال السابق الذي يظهر في الأعلى من خلال تطبيق القوى  $F_1$  و  $F_2$  في اتجاهٍ جديد ( إنَّ الاتجاهات الجديدة في المثال التالي هو أكثر صحة ودقة سريراً وحيوياً ) .  
في الختام لا يهم أين يقع مكان تأثير المزدوجة على السن لأن العزم الصافي في هذا النظام سيساوي مقدار قوة واحدة مضروباً بالمسافة بين القوتين .

## نسبة العزم إلى القوة

بما أن المسافة من نقطة تطبيق القوة هي عادة حوالي 10 ملم إلى مركز المقاومة بالنسبة للقاطعة فإن العزم يساوي

$$mf=10 \times F$$

أو

$$10 = M : F = \text{نسبة العزم إلى القوة}$$

إذا قمنا بتطبيق قوة تساوي 100 غرام على حاصرة ، فإن عزمها معاكساً يساوي 1000 غرام × ملم سيكون ضرورياً لإلغاء العزم المتولد عن القوة البسيطة للحصول على حركة الانتقال ( الحركة الجسمية )

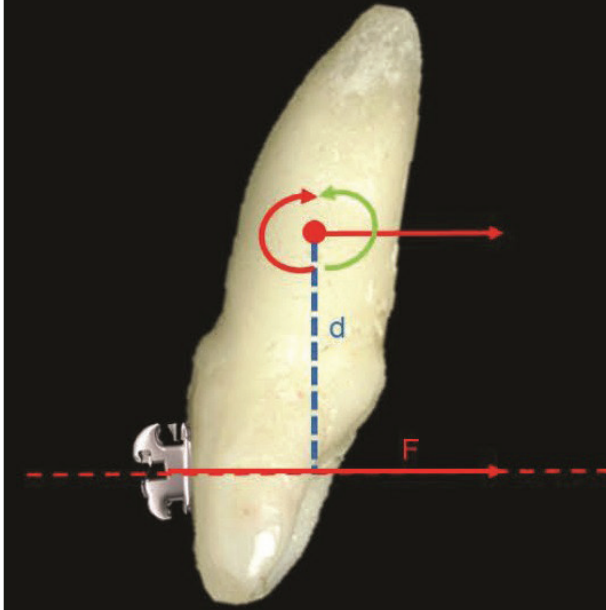


Figure 37: Moment to force ratio for translation

الشكل 37 : نسبة العزم إلى القوة

## الإمالة المنضبطة : Controlled Tipping

إذا كنا نريد الحركة التالية :

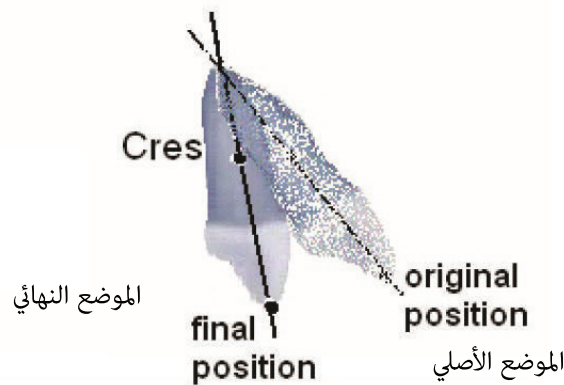


Figure 38: Desired movement

الشكل 38 : حركة مرغوبة

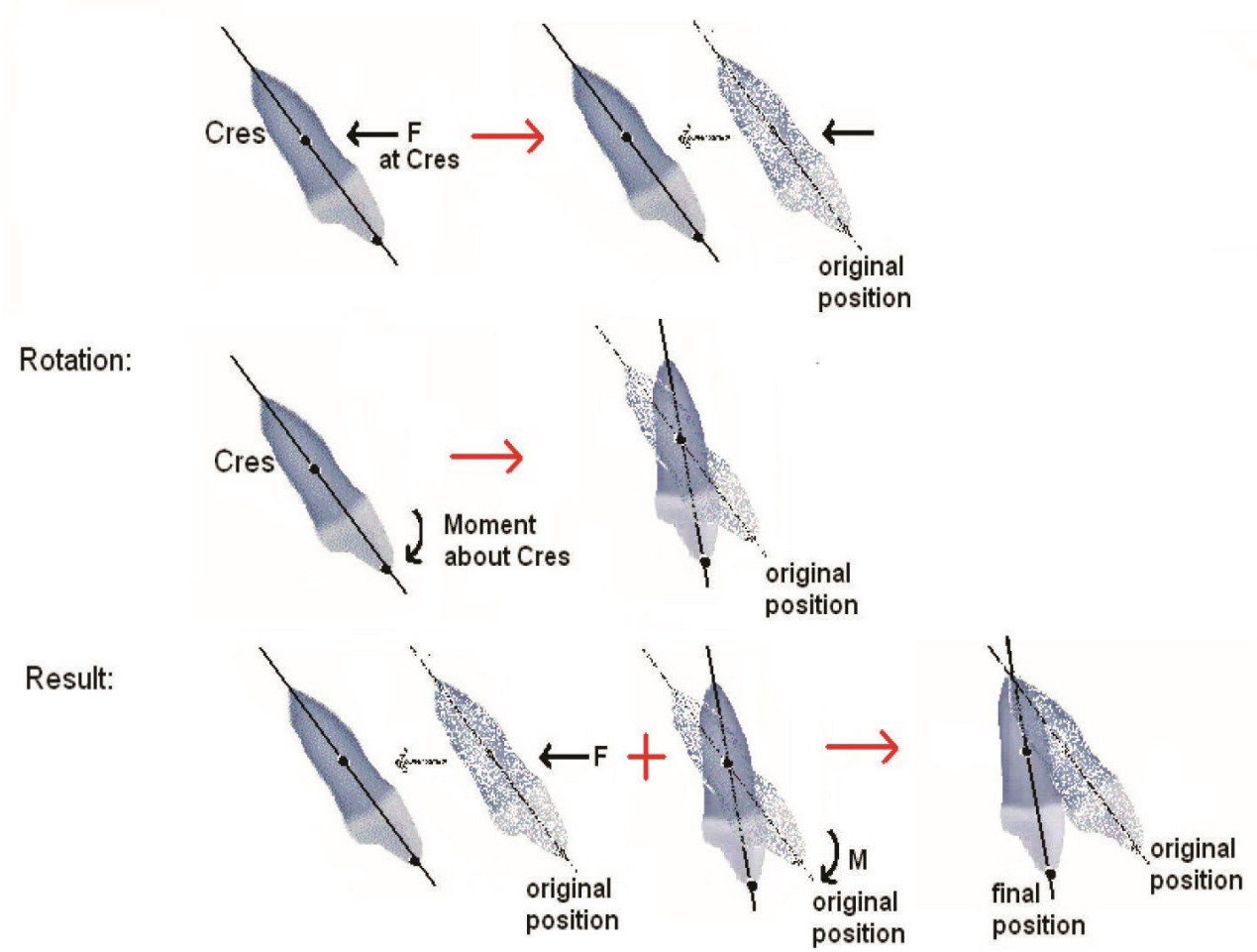


Figure 39: The combination of translation and rotation to achieve controlled tipping

الشكل 39 : حركة مشتركة مكونة الانتقال والدوران لتحقيق إمالة منضبطة

من خلال تغيير نسبة العزم إلى القوة  $M/F$  يمكن توليد مراكز دوران مختلفة يوضح الشكل 40 تأثيرات تغيير نسبة العزم إلى القوة  $M/F$  على الإمالة المنضبطة في حال إنقاص نسبة العزم إلى القوة  $M/F$  ( العزم ثابت أو يتم إنقاصه ويتم زيادة القوة  $F$  ) عندها تحصل على حركة انتقال ( حركة جسمية ) أكثر لأن مركز الدوران يتجه نحو ذروة السن ( بكلامٍ آخر بعيداً عن مركز المقاومة باتجاه اللانهاية ) في حال زيادة نسبة العزم إلى القوة من خلال زيادة العزم أو إنقاص القوة فسيكون هناك دوران أكبر لأن مركز الدوران سوف يتحرك نحو مركز المقاومة ( بكلامٍ آخر سوف يتحرك أكثر باتجاه الحد القاطع بالنسبة لموقفه السابق )

Consider:

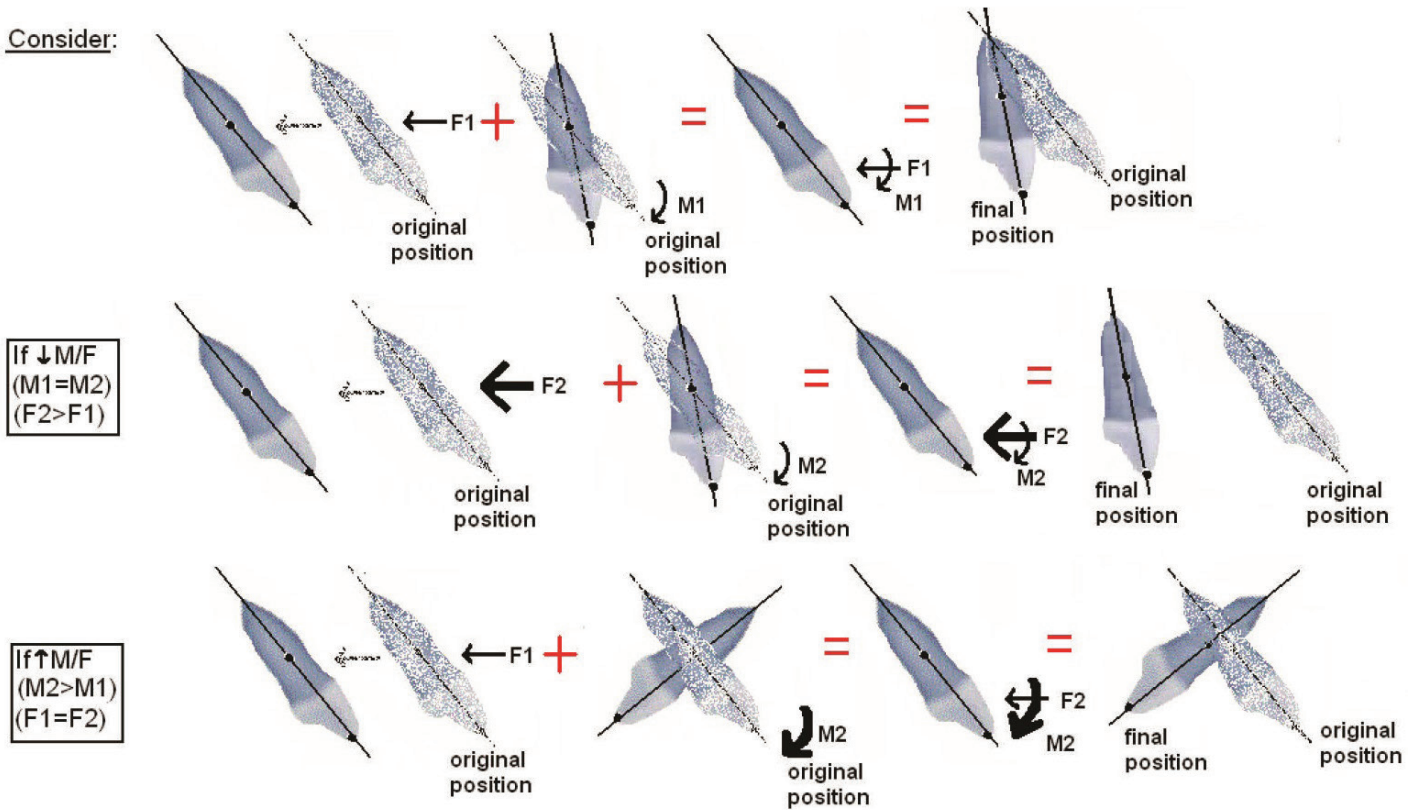


Figure 40: Effects of changing the moment to force ratio ( $M/F$ )

الشكل 40 : تأثيرات تغيير نسبة العزم إلى القوة

#### 8.4 الحركات عند اختلاف القوى والنظرة : MOVEMENTS WHEN FORCES AND SYSTEMS ARE VARIED

بإمكاننا تطبيق المعرفة التي تعلمناها من مقطع أنظمة القوة المكافئة على مثال حقيقي في الحياة العملية مثل إرجاع القواطع. باستخدام الرحى كدعم لا يمكن لنا فقط أن نقوم بتركيب سلك مستقيم بين القواطع والأرجاء وأن نستخدم عروة في السلك مع مطاط للإرجاع لأن هذا الوضع سوف يؤدي إلى حدوث إمالة غير منضبطة لكلا السنين (الرحى والقواطع) (لأن مركز الدوران سيكون عند مركز المقاومة) (الشكل 41).

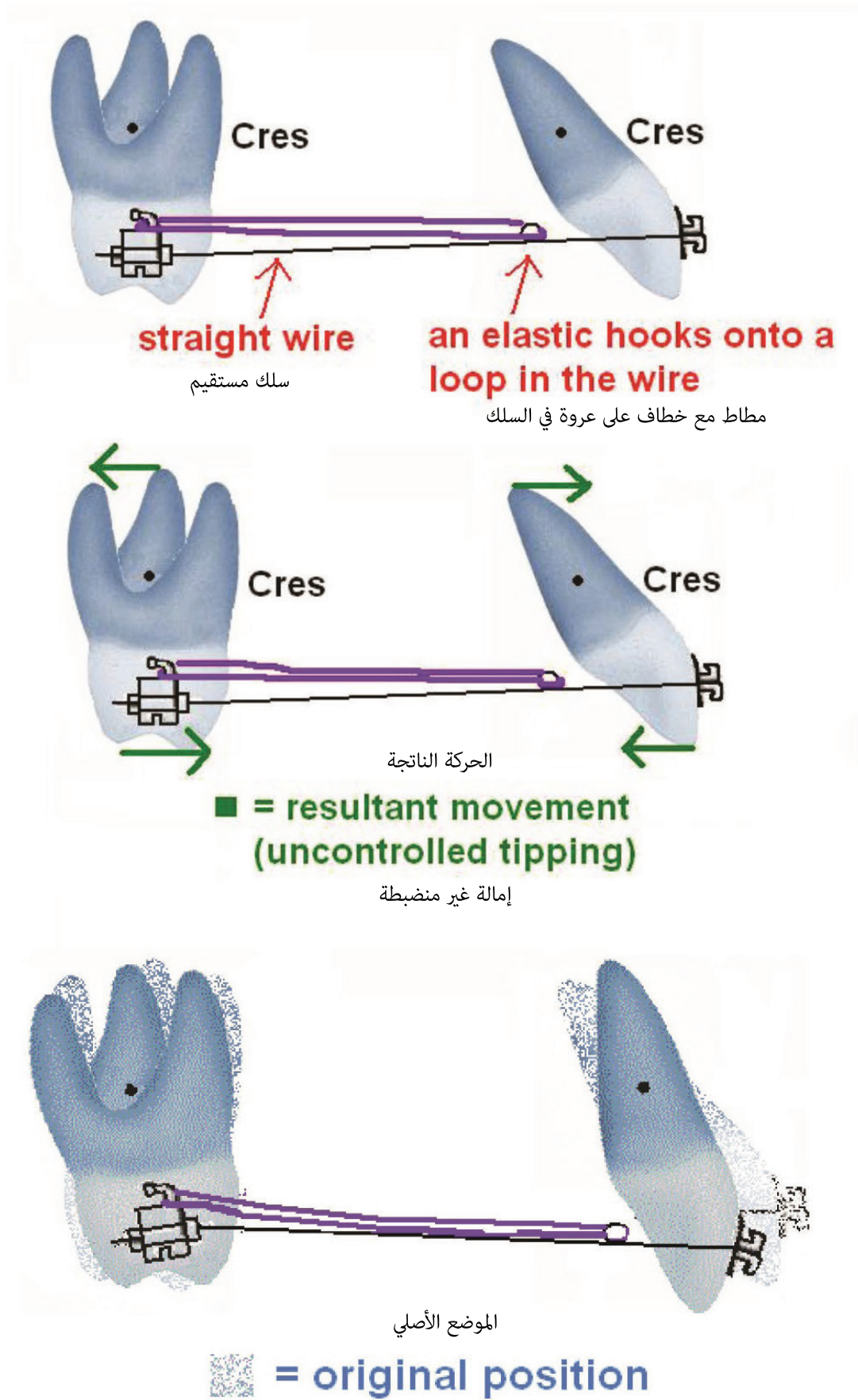


Figure 41: Incisor retraction using elastic on loop in wire: Result is uncontrolled tipping.

الشكل 41 : إرجاع القواطع باستخدام مطاط على سلك مع عروة : النتيجة إمالة غير منضبطة

من أجل السيطرة على الحركة يتوجب علينا إضافة عزم عند التاج لمعاكسة العزم الناتج عن القوة لتوليد حركة انتقالية ( جسمية ) صرفة قدر الإمكان ( ارجع إلى نظام القوة المكافئة مرة أخرى ) . باستطاعتنا توليد عزم عند تاج السن من خلال طي ( ثني ) السلك في مكان بحيث يكون هناك نزعة للسن لأن ميل ( بطريقة منضبطة ) عند تركيب السن في مكانه . يوضح المثال التالي هذا المفهوم ( الشكل 42 ) .

In order to produce a moment as well as a force, a bend in the wire is necessary

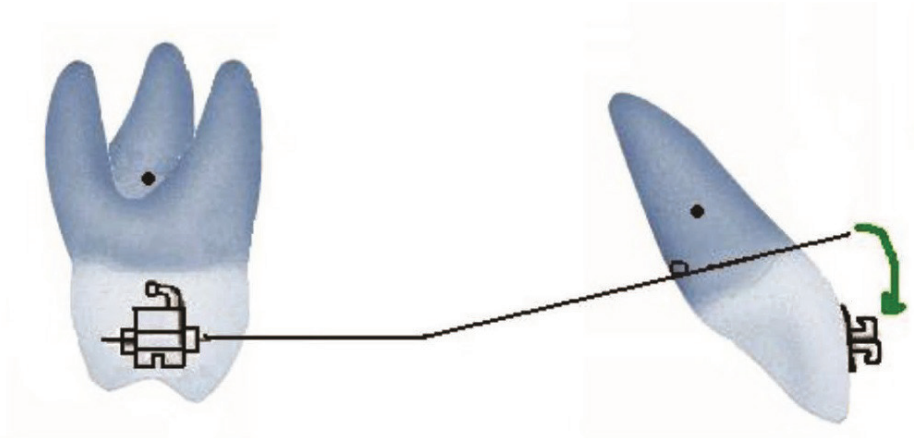
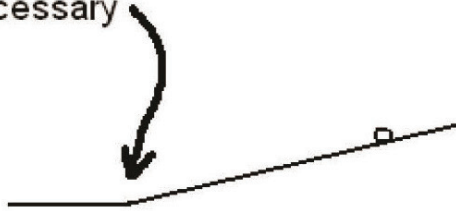


Figure 42: Producing a moment with a bend in the wire, as well as a force with a loop in the wire

الشكل 42 : توليد عزم من خلال عمل طية في السلك بالإضافة إلى قوة مع عروة في السلك

لكي يدخل السلك في شق الحاصرة على القاطعة يتوجب علينا إجبار السلك قليلاً على الدخول في مكانه حاملاً يصبح في مكانه مع المطاط فإنه يطبق القوى التالية على كلا السنين المعنيين في الدراسة (  $FM$  و  $Mm$  هما القوة والعزم على الرحى :  $Fi$  ،  $Mi$  هما القوة والعزم على القاطعة ) .



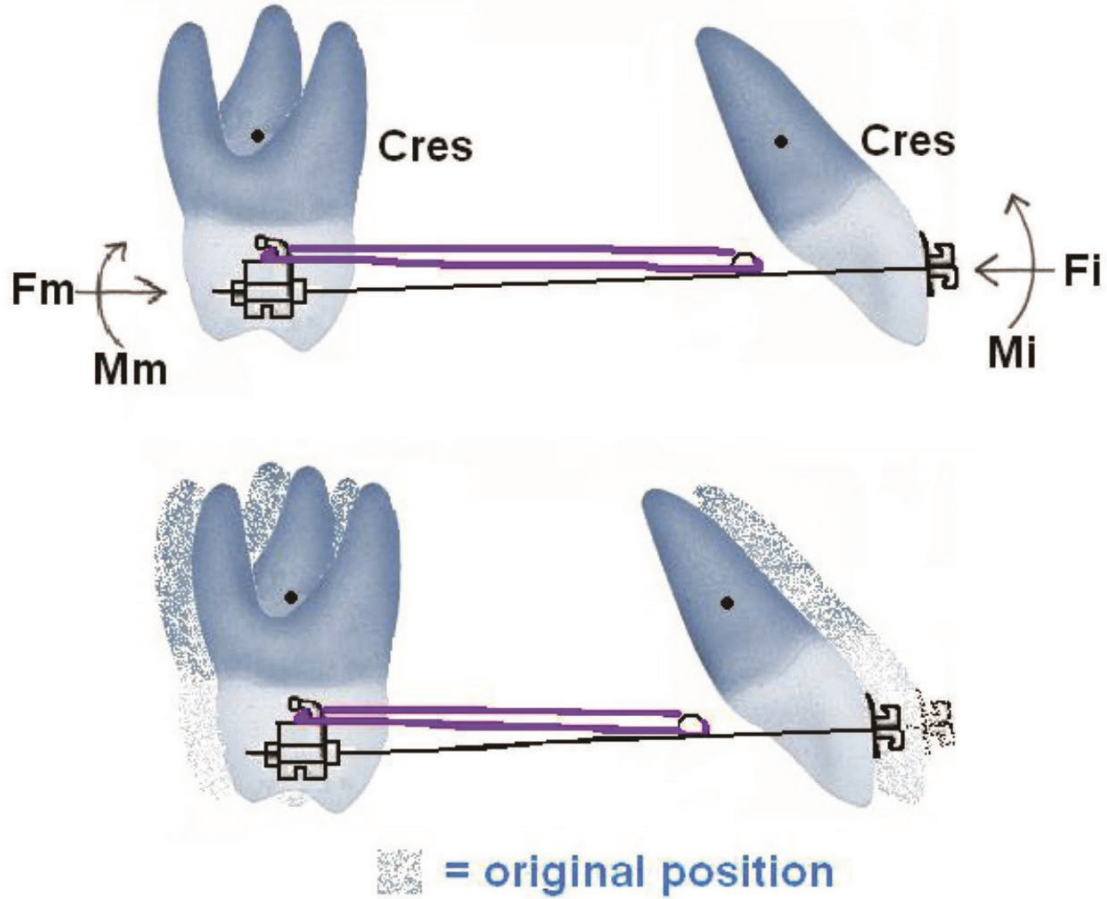


Figure 43: Resulting movement with bend and loop in wire is incisor retraction (tipping is controlled and minimized)

الشكل 43 : إن الحرجة الناتجة عن عن الطية والعروة الموجودتان في السلك هي إرجاع القواطع (ثم التحكم بالإمالة وتخفيفها إلى الحد الأدنى)

يوضح هذا المثال أنه من خلال تعديل نسبة العزم إلى القوة  $M/F$  فإنه بإمكاننا توليد (إحداث) التأثير المرغوب من الحركة الجسمية (الانتقالية) (الشكل 43). يمكن تعديل نسبة العزم على القوة بحسب الهدف المخطط له. (قد نرغب بإحداث الإمالة). يمكن تعديل نسبة العزم إلى القوة  $M/F$  وفقاً لذلك، وإذا كانت هناك سيطرة على الحركات فإنه بإمكاننا تحقيق الهدف. لا تتأثر نسبة العزم إلى القوة  $M/F$  بوضع المطاط والطيّة في السلك فقط. إنّ نوع المطاط سوف يؤثر على مقدار القوة المطبقة في هذا النظام. بالإضافة إلى ذلك نوع السلك (مدور أو مربع) بالإضافة إلى قطر مقطعه سوف يؤثران على نسبة العزم إلى القوة.

في حال تم استخدام سلك مدور بدلاً من سلك مربع ستحدث لدينا إمالة غير منضبطة لأن السن سوف يدور حول السلك المدور (للحاصرة شق مضلع ف حين أن السلك مدور) (الشكل 44). من ناحية أخرى في حال تم استخدام سلك مربع فإنّ السلك سوف يتطابق مع شق الحاصرة (مربع ضمن مربع) (الشكل 45). كنتيجة لذلك هناك عزم يتولد عند إرجاع السن سيقوم بمعاكسة العزم الذي كان سبب الإمالة غير المنضبطة. بالإضافة إلى ذلك فإنّ حجم أو قياس السلك أيضاً سوف يؤثر على النتيجة النهائية.

إن السلك الأصغر سوف ينحني ( يتقوس ) أكثر من السلك الأكبر ، لذلك فإن أفضل طريقة لإجراء الحركات الجسمية للأسنان تتم باستخدام الأسلاك الأكبر لأنها ستتحني أقل وتحافظ على شكلها وبالتالي تقود الحركة .

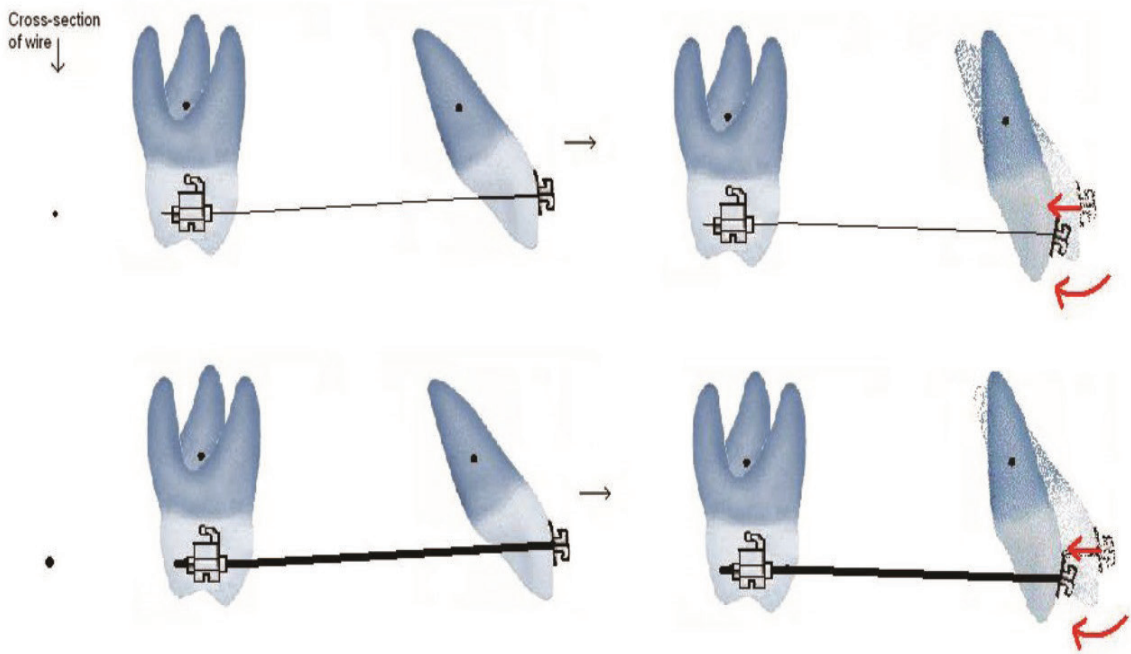


Figure 44: Sliding mechanics (in canine retraction) with a round wire of two different diameters

الشكل 44 : الآليات الانزلاقية (الميكانيك الانزلاقي في إرجاع الناب) باستخدام سلك مدور له قطرين مختلفين

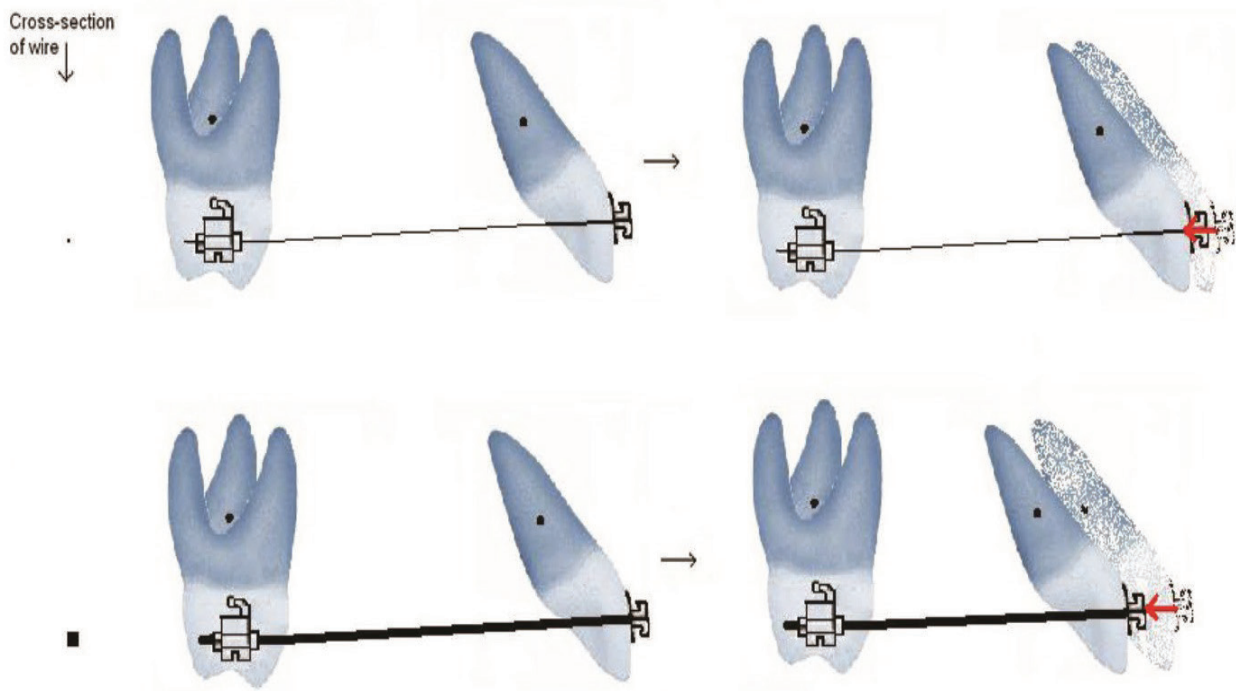
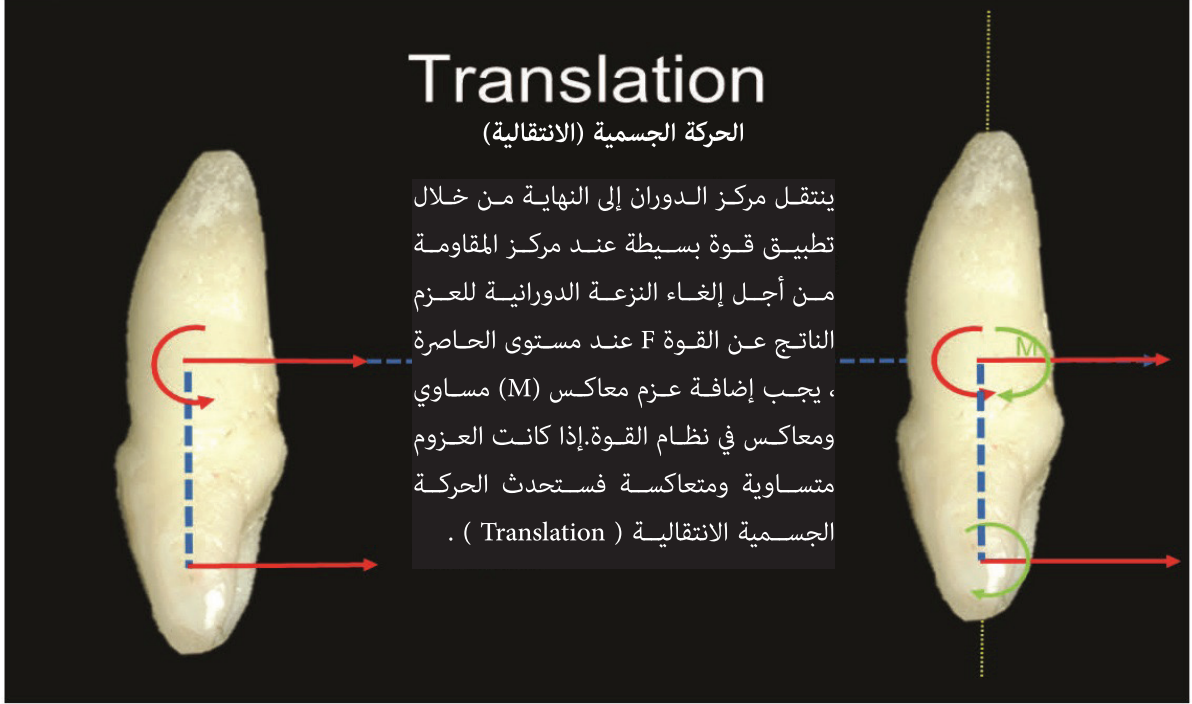


Figure 45: Sliding mechanics (in canine retraction) with a square wire of two different diameters

الشكل 45 : الآليات الانزلاقية (الميكانيك الانزلاقي في إرجاع الناب) باستخدام سلك مربع له قطرين مختلفين

إنَّ مشكلة أنظمة القوة الموصوفة سابقاً هي أن القوى الموصوفة غالباً تتوضع عند مركز المقاومة من المستحيل تركيب حاصرة عند مركز المقاومة لأنه يتوضع على سطح الجذر . إنَّ حل هذه المشكلة هو دراسة أنظمة القوة المكافئة .  
 إنَّ أنظمة القوة المكافئة هي عندما يكون نظاماً قوة متكافئان في الأبعاد الثلاثة جميعها (  $x, y, z$  ) ويكون لها عزوم متكافئة وتحدث نفس التأثير على الجسم ( أو السن ) . في تقويم الأسنان تُحدث أنظمة القوة المكافئة نفس التأثير سواء كانت مطبقة على مركز المقاومة أو على مستوى التاج ( حاصرة / أنبوب تيوب ) .



A

B

Figure 46: Equivalent force systems example

الشكل 46 : مثال عن أنظمة القوة المتكافئة

ما نوع نظام القوة الذي سيحدث في الصورة B نفس التأثير ( حركة جسمية ) كما في الصورة A . حيث يتم تطبيق نظام القوة في الصورة B عند تاج السن بدلاً من ذلك المطبق عند مركز المقاومة في الصورة A ( الشكل 46 ) ؟ إنَّ استخدام المفاهيم التي تم مناقشتها سابقاً بالإضافة إلى نسب العزم إلى القوة فإنه بإمكاننا حل هذه المشكلة .

(A)

$$F1 = -300g$$
$$\Sigma M = 0$$

(B)

$$F2 = -300g$$
$$d = 10mm$$
$$M = F2 \times d = -3000g \text{ mm}$$

(this is the moment produced by the force F2 on the crown of the tooth)

القوة F2 وحدها سوف تحدث إمالة غير منضبطة للسن بسبب وجود عزم على السن والسن يدور حول مركز المقاومة (Cres = Cost). لذلك فمن أجل إحداث حركة جسمية انتقالية في النظام B مكافئ للنظام A فنحن نحتاج إلى عزم بحيث يكون العزم الصرف (الصافي) في النظام B يساوي الصفر (كما في النظام A). وبالتالي فإن العزم  $M = 3000 \text{ gmm}$ .

مثال : تأمل نظام القوة المكافئ المطلوب من أجل حركة الجذر ( الشكل 47 ).

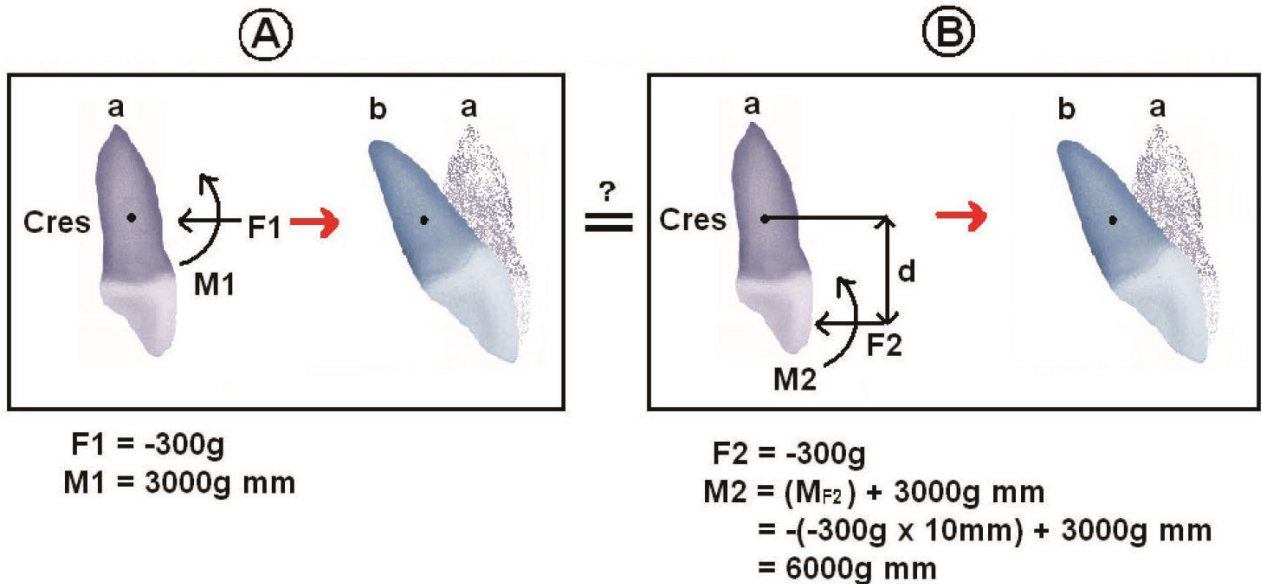


Figure 47: Calculations involved in determining equivalent force systems for root movement

الشكل 47 : الحسابات المشمولة في تحديد أنظمة القوة المتكافئة من أجل حركة الجذر

في هذا المثال : يوجد في النظام A قوة وعزم يؤثران في مركز المقاومة لإحداث حركة الجذر المرغوبة . في نظام B هناك عزم مترافق مع القوة يجب معاكستها للسيطرة على مركز الدوران من أجل إحداث إمالة سنية منضبطة إضافية فإنه يتوجب تطبيق عزم إضافي على السن بحيث نحصل على نتيجة مكافئة في النظام B كما في النظام A .

بعض التنبيهات من أجل السيطرة على الحركة :

\* من الأفضل أن تقوم بتغيير العزم وليس القوة

- a. من أجل الإمالة المنضبطة قم بتخفيض العزم ( تخفيض نسبة M/F )
- b. من أجل حركة الانتقال ( الحركة الجسمية ) قم بتعديل العزم بحيث يكون لديك نظام قوة مكافئ .
- c. قم بإرساء ودعم التاج من أجل حركة الجذر ( أي قم بزيادة العزم ) .
- d. لن تحدث الحركة الجسمية من خلال زيادة القوة على الجسم فقط .

تحدد نسبة العزم إلى القوة M/F عند مركز المقاومة التأثير على الرباط حول السني PDL . في مناطق الرباط السني المتوترة ( بعيداً عن اتجاه حركة السن ) يترسب العظم ، والعظم الموجود تحت الرباط حول السني المنضغط ( المضغوط ) ( باتجاه حركة السن ) يتم امتصاصه .

لا تنسَ أنَّ مقدار نسبة العزم إلى القوة M/F سوف يعتمد على طول الجذر / التضاريس العظمية ( لأن المسافة من الحاصرة إلى مركز المقاومة يمكن أن تتغير ) . على سبيل المثال : تحتاج الأسنان الأقصر نسبة عزم إلى قوة M/F أقل من أجل إحداث الحركة الجسمية مقارنةً مع الأسنان الأطول .

## 9 الدعم والإرساء : ANCHORAGE

إنَّ الدعم والإرساء في تقويم الأسنان هو اعتبار مهم لأنه ( يقدم ) المقاومة للحركات السنية غير المرغوبة . إنَّ قانون نيوتن الثالث أساسي لمناقشة موضوع الدعم . تذكر أن لكل فعل رد فعل مساوٍ في القوة ومعاكس في الاتجاه . لذلك ، فإنَّ نظام القوة المستخدم لتحريك الأسنان سيكون له رد فعل مساوٍ بالقوة ومعاكس بالاتجاه على نظام الدعم . يمكن أن يكون الدعم بين فكي، أو ضمن فكي ( داخل القوس الواحدة ) أو خارج فموي . كل وادة منها تقدم مقادير مختلفة من الاستقرار أو المقاومة للحركات غير المرغوبة . مثلاً : يمكن لكل من الأسنان ، وقبة الحنك ، والجهاز العضلي العصبي ، والزريعات التقويمية والبنى خارج الفموية أن تستخدم كدعم وإرساء .

إنَّ مقدار الدعم المطلوب يعتمد على خطة المعالجة . على سبيل المثال :

من أجل إغلاق مسافة قلع فهناك بشكلٍ أساسي ثلاث خيارات :

1. إرجاع القطاع الأمامي فقط ( الأسنان الخلفية ثابتة في مكانها ) .
2. إرجاع الأسنان الأمامية وتقديم الأسنان الخلفية .
3. أو تقديم الأسنان الخلفية فقط .

يمكن تحقيق الدعم الأعظمي باستخدام الزريعات التقويمية ( الصغيرة جداً أو الحنكية ) . الأجهزة خارج الفموية ( حزام الرأس ) يحدث الدعم الأعظمي إذا لم تتحرك وحدة الدعم ( الإرساء ) أثناء تحريك الأسنان أو مجموعة من الأسنان ، إنَّ هذا النوع من الدعم صعب التحقيق . باستخدام الأجهزة داخل الفموية وحدها ( بدون زريعات ) بسبب وجود استجابة سنية سنخية دائمة تؤثر على وحدات الدعم هناك . مثال عن جهاز داخل فموي يقدم الكثير من الدعم ( لكن ليس بقدر أجهزة الدعم الأعظمي الأخرى ) وهو جهاز هربست بين الفكي .

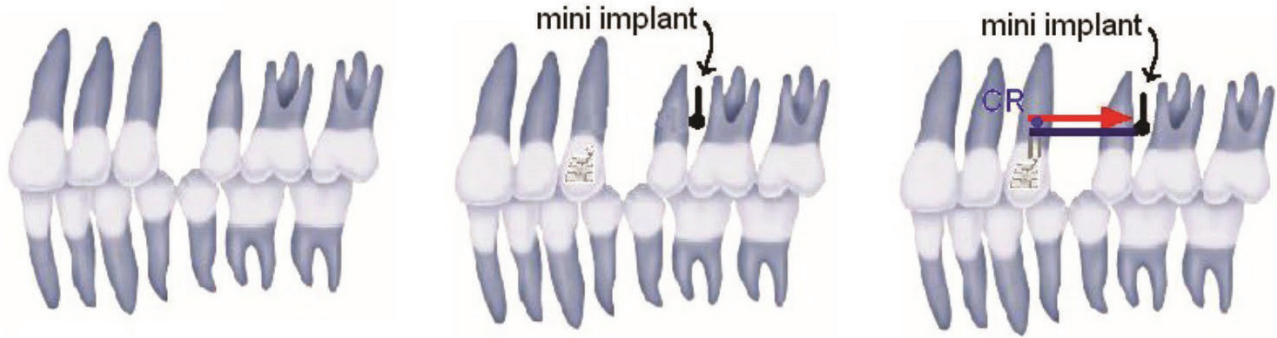


Figure 48: The use of mini-implants in canine retraction

الشكل 48 : استخدام الزريعات التقويمية في إرجاع الناب

إنَّ استخدام الزريعات التقويمية أصبح شائعاً في تقويم الأسنان يظهر المثال التالي كيف يمكن إرجاع الناب بحركة جسمية باستخدام الزريعات التقويمية ( الشكل 48 ) . في هذه الحالة تحدث الحركة الجسمية الوحشية لأن القوة أقرب إلى مركز المقاومة . لاحظ أنه باستخدام الزريعات التقويمية ( خصوصاً تلك المستخدمة على السطح الدهليزي للعظم السنخي ) . هناك حركة غير مرغوبة نحو مستوى آخر 0 نحو الدهليزي ) ، يمكن إنقاص ذلك إلى الحد الأدنى من خلال نوع السلك المستخدم في النظام ( انظر إلى مناقشة الأسلاك ) .

يحدث الدعم المتوسط Moderate anchorage إذا كانت هناك إمكانية لانزياح وحدة الدعم ولكن أقل من الأسنان التي نريد تحريكها . يمكن تحقيق الدعم المتوسط عادة بواسطة الأجهزة المحمولة داخل الفموية أو مجموعة من الأسنان .

يمكن استخدام المشاركة بين الدعم الأعظمي والدعم المتوسط أيضاً . أيضاً على سبيل المثال : في حالة قلع ضاحك ثاني حيث نحاول إرجاع الضاحك الأول ولكننا نريد أن نتجنب انسلال أو تحرك الرحى الأولى نحو الأنسي ، فإنه بإمكاننا دعم الرحى الأولى مع الرحى الثانية . وإذا كنا نحاول إرجاع القطاع الأمامي بكامله فإننا نحتاج إلى دعم إضافي ويمكن إضافة حزام الرأس Headgear يمكن زيادة نظام الدعم إما من خلال زيادة عدد الأسنان المربوطة مع بعضها أو من خلال إضافة دعم خارج فموية بحسب النتيجة النهائية المرغوبة للمعالجة . هناك حالة لا تحتاج إلى دعم وهي الحركة المتبادلة مثل حالة إغلاق الفراغ بين الثنيتين closing the cliastema ( الشكل 49 ) .

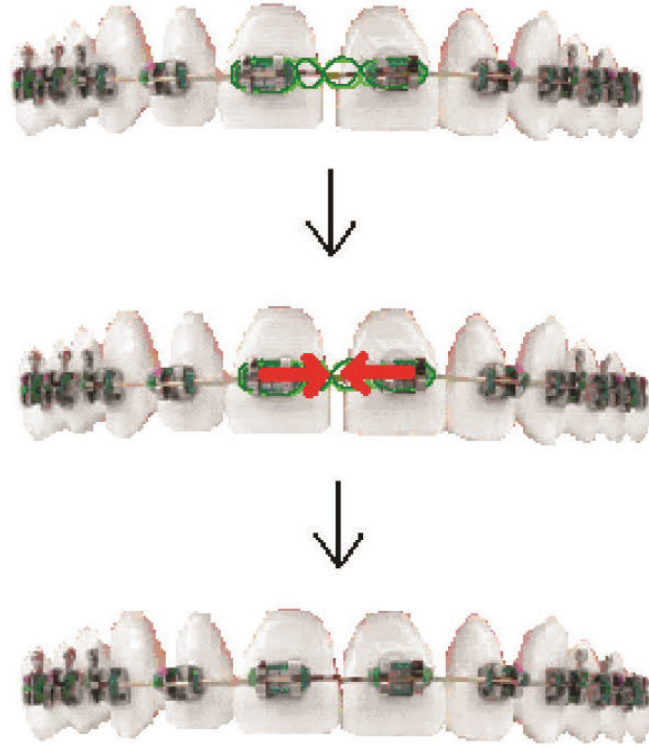


Figure 49: Reciprocal movement in the closure of a diastema

## 9.1 التطبيقات : APPLICATIONS

### 9.1.1 إرجاع الناب : Canine Retraction

من أجل إغلاق الفراغ الناتج عن قلع ضاحك يمكن إرجاع الناب أولاً ثم نقوم بإرجاع القواطع ، أو بدلاً من ذلك يمكن إرجاع الأسنان الأمامية إرجاعاً كتلياً ( كتلة واحدة ) .

من أجل توضيح الآليات الحيوية لإرجاع الناب ( بيوميكانيك إرجاع الناب ) . فإن هذا المثال سوف يستخدم إرجاع الناب . إن السن يخضع إلى قوة موجهة نحو الوحشي على طول سلك التوجيه . يمكن معاكسة حركة الإماله هذه بمزدوجة قوة تتولد عن الحاصرة والسلك مما يؤدي إلى تغير قليل في تزوي المحور الطولي للسن . تعتمد هذه المزدوجة المعاكسة بالطبع على حجم ( قياس ) وشكل المقطع العرضي للقوس السلكية ( السلك ) . يجب أن يملأ السلك شق الحاصرة لكي تتولد لدينا المزدوجة المعاكسة . إن نتيجة هذا الفعل هو ناب عمودي راجع جذره موازي لجذور الأسنان المجاورة .

### 9.1.2 تزييف طول التاج السيريري وتركيب الزريعات : Extrusion for CCL and Implant Placement

إن التطبيقات السيريرية لحركات السن هي جزء من تقويم الأسنان ولكنها أيضاً جزء من تخصصات أخرى مثلاً إذا أردنا زيادة طول التاج السيريري لسن ما في حالة لا يمكن فيها تنفيذ إجراء جراحي لثوي لتحقيق هدفنا ( مثلاً في المنطقة الأمامية الحساسة من الناحية الجمالية ) فإن التزييف التقويمي يمكن أن يكون خيار . إن التزييف التقويمي يمكن أن يكون إما سريع أو بطيء بحسب الجهاز التقويمي المستخدم ، على سبيل المثال : يمكن استخدام التزييف التقويمي من أجل تحضير الموقع من أجل إجراء زرعة .

- Andrews, L. F. (1979). "The straight-wire appliance." British Journal of Orthodontics **6**(3): 125-143.
- Antoszewska, J. and N. Küçükkeles (2011). Biomechanics of Tooth-Movement: Current Look at Orthodontic Fundamental, INTECH Open Access Publisher.
- Barlow, M. and K. Kula (2008). "Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: a systematic review." Orthodontics & craniofacial research **11**(2): 65-73.
- Beertsen, W., C. A. McCulloch and J. Sodek (1997). "The periodontal ligament: a unique, multifunctional connective tissue." Periodontology 2000 **13**(1): 20-40.
- Begg, P. R. (1954). "Stone Age man's dentition: with reference to anatomically correct occlusion, the etiology of malocclusion, and a technique for its treatment." American Journal of Orthodontics **40**(4): 298-312.
- Bridges, T., G. King and A. Mohammed (1988). "The effect of age on tooth movement and mineral density in the alveolar tissues of the rat." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **93**(3): 245-250.
- Brudvik, P. and P. Rygh (1993). "The initial phase of orthodontic root resorption incident to local compression of the periodontal ligament." The European Journal of Orthodontics **15**(4): 249-263.
- Burstone, C. J. (1962). "Rationale of the segmented arch." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **48**(11): 805-822.
- Burstone, C. J. (2011). "Application of bioengineering to clinical orthodontics." Orthodontics-E-Book: Current Principles and Techniques: 345.
- Burstone, C. J. and H. A. Koenig (1974). "Force systems from an ideal arch." American journal of orthodontics **65**(3): 270-289.
- Burstone, C. J. and H. A. Koenig (1988). "Creative wire bending—the force system from step and V bends." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **93**(1): 59-67.
- Burstone, C. J. and R. J. Pryputniewicz (1980). "Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces." American journal of orthodontics **77**(4): 396-409.
- Cahill, D. R. and S. C. Marks (1980). "Tooth eruption: evidence for the central role of the dental follicle." Journal of Oral Pathology & Medicine **9**(4): 189-200.
- Cai, Y., X. Yang, B. He and J. Yao (2015). "Finite element method analysis of the periodontal ligament in mandibular canine movement with transparent tooth correction treatment." BMC oral health **15**(1): 106.
- Caputo, M., C. Di Luzio, A. Bellisario, F. Squillace and M. L. Favale (2017). "Evaluation Of The Effectiveness Of Clear Aligners Therapy In Orthodontic Tooth Movement."
- Castroflorio, T., F. Garino, A. Lazzaro and C. Debernardi (2013). "Upper-incisor root control with Invisalign appliances." J Clin Orthod **47**(6): 346-351.
- Chen, G., F. Teng and T.-M. Xu (2016). "Distalization of the maxillary and mandibular dentitions with miniscrew anchorage in a patient with moderate Class I bimaxillary dentoalveolar protrusion." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **149**(3): 401-410.
- Choy, K., E.-K. Pae, K.-H. Kim, Y. C. Park and C. J. Burstone (2002). "Controlled space closure with a statically determinate retraction system." The Angle Orthodontist **72**(3): 191-198.
- Cobo, J., A. Sicilia, J. Argüelles, D. Suárez and M. Vijande (1993). "Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **104**(5): 448-454.



Cope, J. (2011). "An interview with Jason Cope." Dental Press Journal of Orthodontics **16**(2): 36-46.

Epstein, M. B. (2002). Benefits and rationale of differential bracket slot sizes: the use of 0.018-inch and 0.022-inch slot sizes within a single bracket system.

Fiorelli, G., B. Melsen and C. Modica (2001). "Differentiated orthodontic mechanics for dental midline correction." Journal of clinical orthodontics: JCO **35**(4): 239.

Garino, F., T. Castroflorio, S. Daher, S. Ravera, G. Rossini, G. Cugliari and A. Deregibus (2016). "Effectiveness of composite attachments in controlling upper-molar movement with aligners." J Clin Orthod **50**(6): 341-347.

Gebeck, T. R. and L. L. Merrifield (1995). "Orthodontic diagnosis and treatment analysis—concepts and values. Part I." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **107**(4): 434-443.

Gebeck, T. R. and L. L. Merrifield (1995). "Orthodontic diagnosis and treatment analysis—concepts and values: part II." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **107**(5): 541-547.

Geramy, A., K. Tanne, M. Moradi, H. Golshahi and Y. Farajzadeh Jalali (2016). "Finite element analysis of the convergence of the centers of resistance and rotation in extreme moment-to-force ratios." Int Orthod **14**(2): 161-170.

Geron, S., R. Romano and T. Brosh (2004). "Vertical forces in labial and lingual orthodontics applied on maxillary incisors—a theoretical approach." The Angle Orthodontist **74**(2): 195-201.

Giancotti, A. and A. A. Gianelly (2001). "Three-Dimensional Control in Extraction Cases Using a Bidimensional Approach." World Journal of Orthodontics **2**(2).

Giancotti, A., P. Mozzicato and M. Greco (2012). "En masse retraction of the anterior teeth using a modified bidimensional technique." Journal of Clinical Orthodontics **46**(5): 267.

Jacobs, R. and D. v. Steenberghe (1994). "Role of periodontal ligament receptors in the tactile function of teeth: a review." Journal of periodontal research **29**(3): 153-167.

Kim, S.-J., J.-W. Kim, T.-H. Choi and K.-J. Lee (2014). "Combined use of miniscrews and continuous arch for intrusive root movement of incisors in Class II division 2 with gummy smile." The Angle Orthodontist **84**(5): 910-918.

Koenig, H. A. and C. J. Burstone (1989). "Force systems from an ideal arch—large deflection considerations." The Angle Orthodontist **59**(1): 11-16.

Kojima, Y. and H. Fukui (2014). "A finite element simulation of initial movement, orthodontic movement, and the centre of resistance of the maxillary teeth connected with an archwire." European Journal of Orthodontics **36**(3): 255-261.

Krishnan, V. and Z. e. Davidovitch (2006). "Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **129**(4): 469. e461-469. e432.

Kurol, J. and P. Owman-Moll (1998). "Hyalinization and root resorption during early orthodontic tooth movement in adolescents." The Angle orthodontist **68**(2): 161-166.

Kusy, R. P. and J. C. Tulloch (1986). "Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **90**(2): 127-131.

Lavigne, G., J. Kim, C. Valiquette and J. Lund (1987). "Evidence that periodontal pressoreceptors provide positive feedback to jaw closing muscles during mastication." Journal of Neurophysiology **58**(2): 342-358.

Lekic, P. and C. McCulloch (1996). "Periodontal ligament cell populations: the central role of fibroblasts in creating a unique tissue." The Anatomical Record **245**(2): 327-341.

Lindauer, S. J. (2001). The basics of orthodontic mechanics. Seminars in Orthodontics, Elsevier.

McCulloch, C. A. and S. Bordin (1991). "Role of fibroblast subpopulations in periodontal physiology and pathology." Journal of periodontal research **26**(3): 144-154.

Mcculloch, C. A., P. Lekic and M. D. Mckee (2000). "Role of physical forces in regulating the form and function of the periodontal ligament." Periodontology 2000 **24**(1): 56-72.

Meling, T. R., J. Ødegaard and E. Ø. Meling (1997). "On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **111**(3): 310-320.

Melsen, B. (1999). "Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement." The Angle orthodontist **69**(2): 151-158.