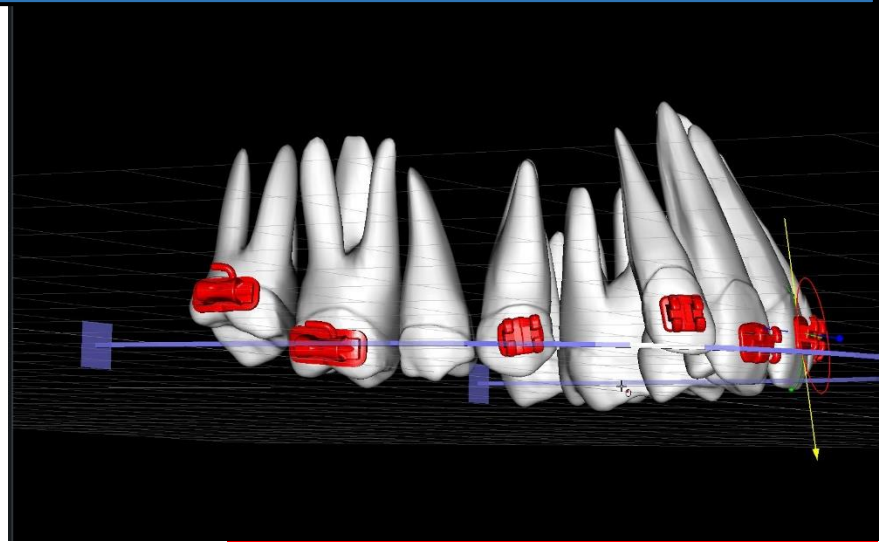


齒列矯正物理學



尚.馬克 瑞特凡 醫師

凱薩琳 科思 醫師



IFDE
INTERNATIONAL
FOUNDATION FOR DENTAL EDUCATION

齒列矯正基礎力學的運用

尚.馬克 瑞特凡 醫師

凱薩琳 科思 醫師

1 目錄

2	介紹.....	Error! Bookmark not defined.
3	基礎力學.....	Error! Bookmark not defined.
3.1	牛頓三大運動定律.....	Error! Bookmark not defined.
3.1.1	第一運動定律.....	Error! Bookmark not defined.
3.2	第二運動定緣.....	Error! Bookmark not defined.
3.3	第三運動定律.....	Error! Bookmark not defined.
4	作用力的概念.....	Error! Bookmark not defined.
4.1	簡易作用力:.....	4
4.1.1	定義:.....	4
4.1.2	施力點.....	5
4.1.3	作用力方向與大小.....	6
4.1.4	力量傳導定律:.....	7
4.1.5	施力作用點:.....	7
4.1.6	質量中心.....	Error! Bookmark not defined.
5	阻抗中心(CR):.....	9
5.1	阻抗中心相對於牙周支持的變異.....	11
5.1.1	單顆牙阻抗中心:.....	11
5.1.2	多顆牙阻抗中心.....	13
5.1.3	力量的綜合. 合力或淨力.....	14
6	旋轉中心:.....	16
6.1.1	自由體座標.....	Error! Bookmark not defined.
7	牙齒運動種類.....	Error! Bookmark not defined.
7.1	位移.....	Error! Bookmark not defined.
7.2	旋轉 (純粹).....	20
7.3	傾斜.....	Error! Bookmark not defined.

7.3.1	無控制性傾斜: 當力量施作在牙冠上, 牙冠向一個方向移動, 而牙根則向另一個方向移動. 因為如此, 旋轉中心靠近或在阻抗中心的根尖側, 所以牙齒依阻抗中心傾斜 (圖 30).	21
7.3.2	控制性傾斜:	21
	旋轉中心在牙根尖. 因為牽涉到一個力矩加一個力量, 所以牙齒依旋轉中心傾斜 (圖 31).	21
7.3.3	牙根運動	Error! Bookmark not defined.
7.3.4	內壓/外拉	22
8	力量系統	Error! Bookmark not defined.
8.1	力矩	Error! Bookmark not defined.
	力矩等於力量乘以距離	24
8.2	力偶	Error! Bookmark not defined.
8.3	力矩對力量的比例	Error! Bookmark not defined.
8.4	運動如何隨著力量與系統的變異而變化	Error! Bookmark not defined.
8.5	作用力平衡系統	34
9	錨定	Error! Bookmark not defined.
9.1	實例運用	Error! Bookmark not defined.
9.1.1	犬齒後拉	Error! Bookmark not defined.
9.1.2	外拉以利臨床牙冠長度與植牙	Error! Bookmark not defined.
10	推薦文獻	Error! Bookmark not defined.

2 介紹

齒列矯正墊基於物理學的基礎定律, 主要是物體在空間裡的移動. 當然, 齒列矯正的運動更加複雜, 因為這些移動物體是在口腔裡, 如此複雜的力量系統非是簡單力學公式足以預估的.

生物力學是齒列矯正一個重要的環節, 尤其在探討靜態平衡及力量在生物系統所產生的效應. 本書將嘗試簡化生物力學在齒列矯正的理論基礎, 並提供臨床運用的架構.

3 基礎力學

在深入齒列矯正生物力學之前, 必須對一些基本物理概念非常熟悉, 才能在臨床運用更能得心應手. 在齒列矯正, 我們以牛頓三大定律來解釋力量施作於物體所產生的效應.

3.1 牛頓三大運動定律

牛頓定律主要闡述物體在受力時產生的運動。其中以第二第三定律在齒列矯正最要。

3.1.1 第一定律

在無摩擦力的狀況下, 物體不是靜止狀態就是持續直線移動除非被施作的力量改變

牛頓第一定律基本上闡述所謂慣性的概念, 即當力量施作時, 物體對運動的反應或阻抗。

(圖 1)。

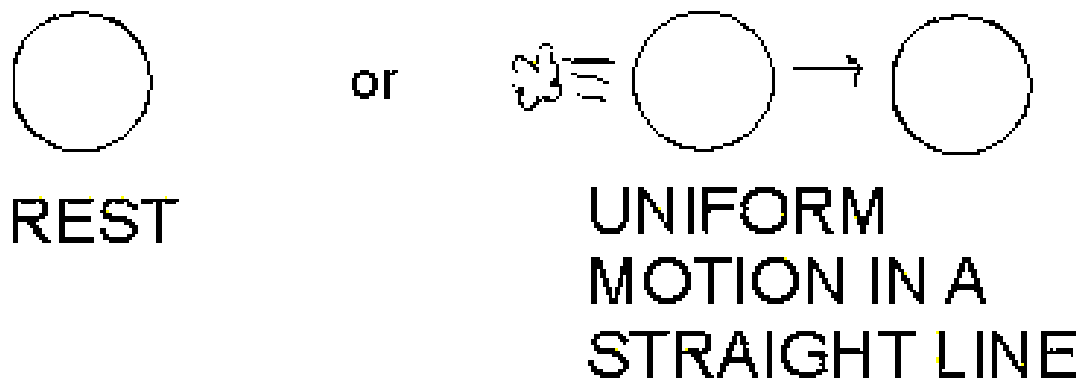


圖 1: 牛頓第一定律

3.2 第二定律

物體的加速度與施力方向一致, 且與力量大小及物體質量相關。

$$F_{\text{net}} = m a$$

(淨力 = 質量 x 速度)

3.3 第三定律

牛頓第三定律說明相對於每個作用力必然有個反作用力 (即相反方向)。根據此定律, 當兩個物體相互作用時, 彼此之間會互相產生作用力與反作用力, 任何一種交互作用都會產生一對力量。而成對的力量 (作用力與反作用力) 則以向量的方式呈現, 亦即大小加方向。作用在第一個物體上的力量大小等於作用於第二個物體的力量, 只是施力方向相反。

以正在行駛的汽車為例，當輪胎轉動時，它們對路面施作了一個力量。於此同時，路面也對輪胎施加了一個大小相同但方向相反的力量。因此輪胎將路面向後推而路面將輪胎向前推(大小相同方向相反)，所以汽車自然向前行。

而口腔裡，在犬齒後拉的模組我們可以看到很多顯示作用力-反作用力系統的範例。以彈簧施力將犬齒向後拉，因為此裝置以臼齒當做錨定，所以有一個大小相同但方向相反的力量將臼齒向前拉(圖 2)。這就是我們不要的副作用。所以在製訂治療計畫時，這個不要的副作用必須考量如何避免或盡量減輕。

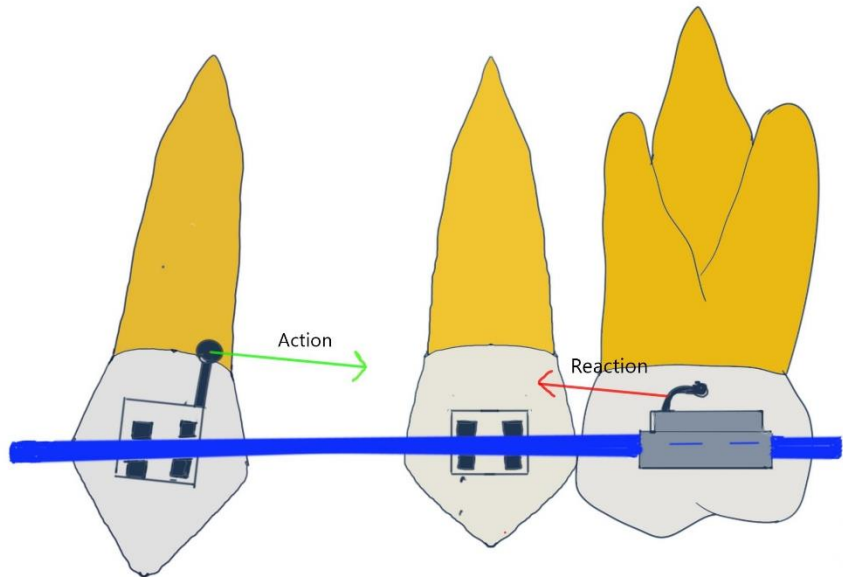


圖 2: 這個簡易圖示解釋作用力與反作用力如何讓系統達成平衡。

4 力量的概念

4.1 簡易作用力:

4.1.1 定義:

所謂作用力即力量作用於物體的動作導致其運動改變。力量可以用盎司, 公克, 或牛頓等單位來計量(在地球的重力加速度為恆定的數值 $9.807/s^2$ 的條件下每一牛頓等於一百公克)。

齒列矯正常用的力學單位為公克(2)。

作用力的方向與大小

力加上方向就是向量, 方向用箭頭代表, 即以箭頭標示牙齒移動的方向。

而約定俗成則以箭頭的長度代表作用力大小 (圖 3).



圖3: 簡易力量標示方向與大小

4.1.2 施力作用點.

施力作用點就是力量所施加的地方且習慣上為箭頭的起始點. 而力量施作點與質量中心的關係決定了受力物體的移動是位移還是旋轉.

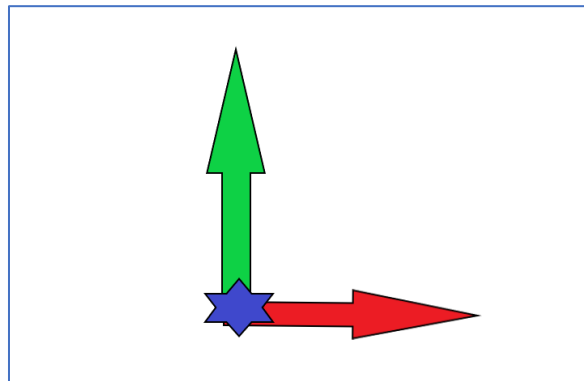


圖4: 力量作用點

如圖 4, 綠色與紅色力量方向不同但施力點一樣.

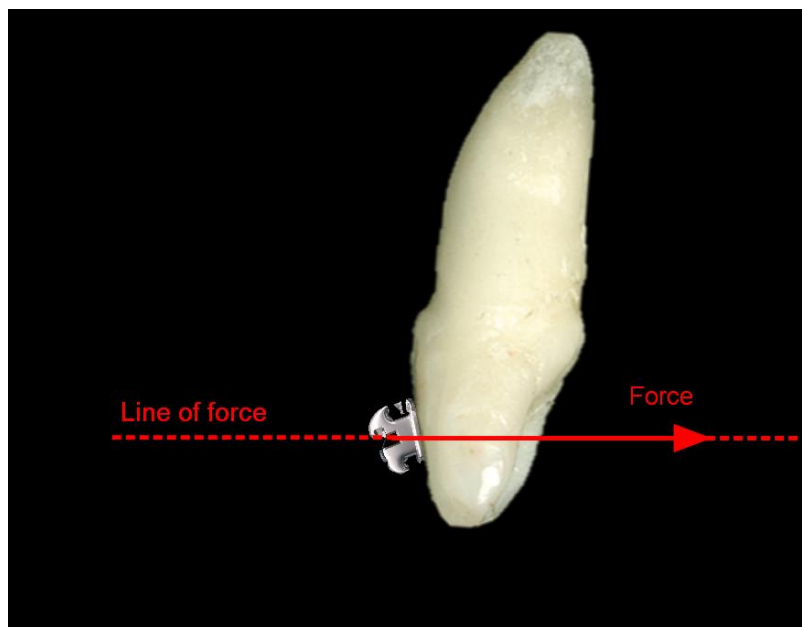


圖5: 當一個簡易力量施作於上排正中門齒的矯正器上, 力的直線代表力量的方向.

4.1.3 直線作用力加方向與大小.

根據維基百科: 作用力的方向為力量施作方式的幾何公式. 當施力時, 直線作用力是物體位移的軸線. 力量的方向以箭頭標示, 大小則約定俗成以箭頭的長度表示.

兩個大小方向與相同的力量作用在同一直線上對此硬質物體將產生同樣的效應, 如圖 6 所示, 力 1 與力 2 將對以下的藍色物體產生相同的效應. 而且不論一個是推力還是另一個是拉力, 因為淨力是一樣的.

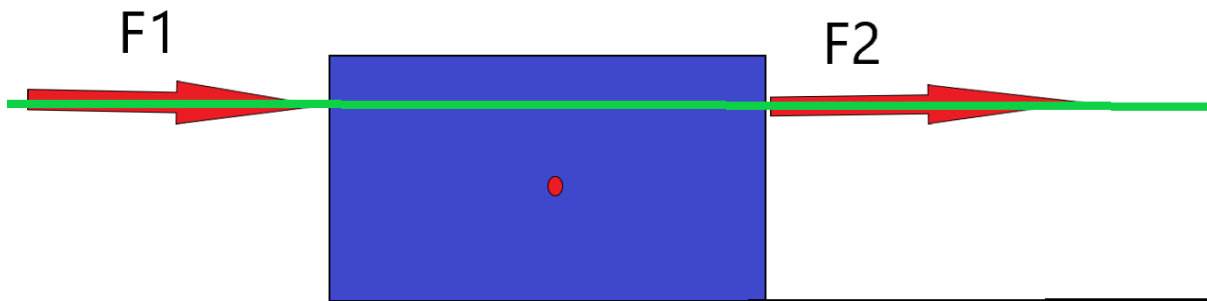


圖 6: 兩個力量的直線作用

4.1.4 力量傳導定律:

力量作用在某物體上只要是沿著其運動直線則所產生的效應都一樣 (圖 7). 舉例說明, 如果直線運動是沿著牙齒的長軸, 則不論力量是施加在牙齒切端或矯正器還是舌側隆突, 只要是力量大小與方向都一樣, 所產生的效應皆相同.

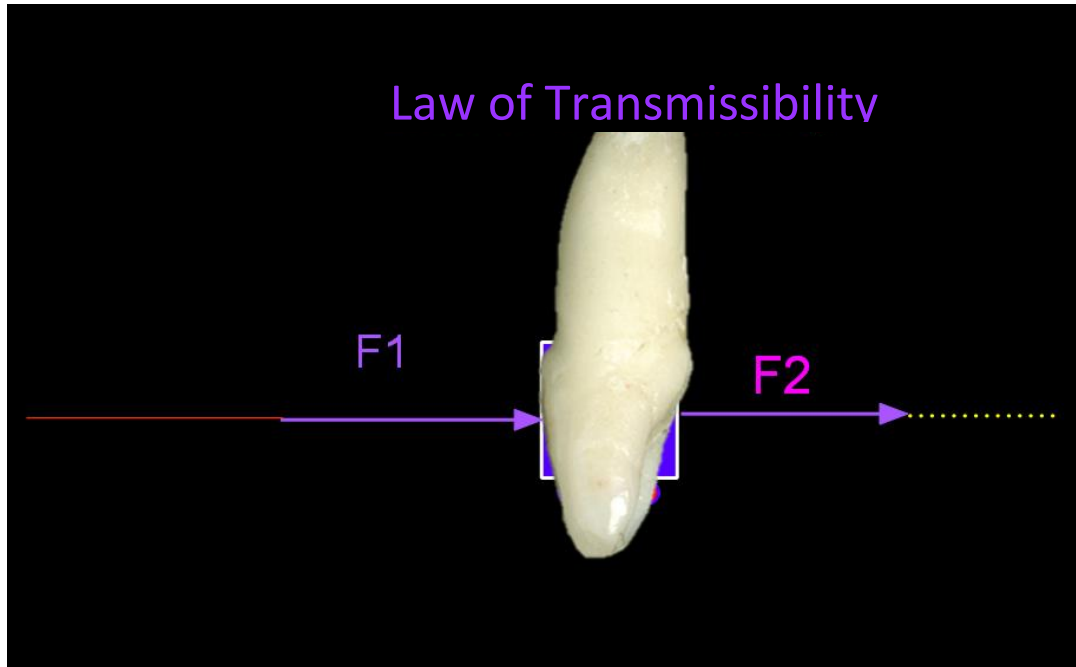


圖 7: 力量傳導定律: 力 1 與力 2 具有相同的效應

4.1.5 力量施作點:

傳導定律告訴我們: 大小與方向相同的力量只要作用點沿著同一條線則產生的效應都一樣.

游標用來表示力量, 但是游標只有大小沒有方向. 而向量是兼具大小與方向的 (向量用於自由物體圖譜).

硬物體: 不會因為外力影響而改變形狀 (譬如壓縮力及拉扯力). 牙齒就屬於硬物體; 而軟組織則不可相提並論!

4.1.6 質量中心

質量中心代表一個系統的平衡點. 對一般物體例如牙齒來說, 質量中心位於質量分布歸零的點. 如果沒有任何力量作用其上, 質量全部集中在那個點(質量中心).

1. Centre of Mass: balance point of a system

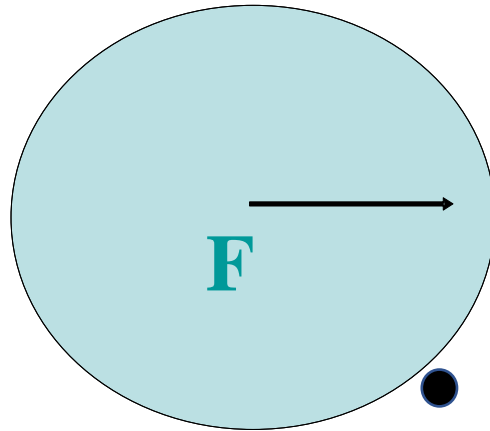


圖 8: 質量中心

如果一個力量通過質量中心, 此物體即隨力量的方向移動且不帶一絲一毫的旋轉 (純粹位移).

同理可證相似的情況會發生在一個盒子或是在月球上的任何物體 (或者在一個沒有任何外力施加在牙齒上的環境裡) (圖 9). 顯然這並非是真實的狀況, 而比較像是一個理論上的概念!

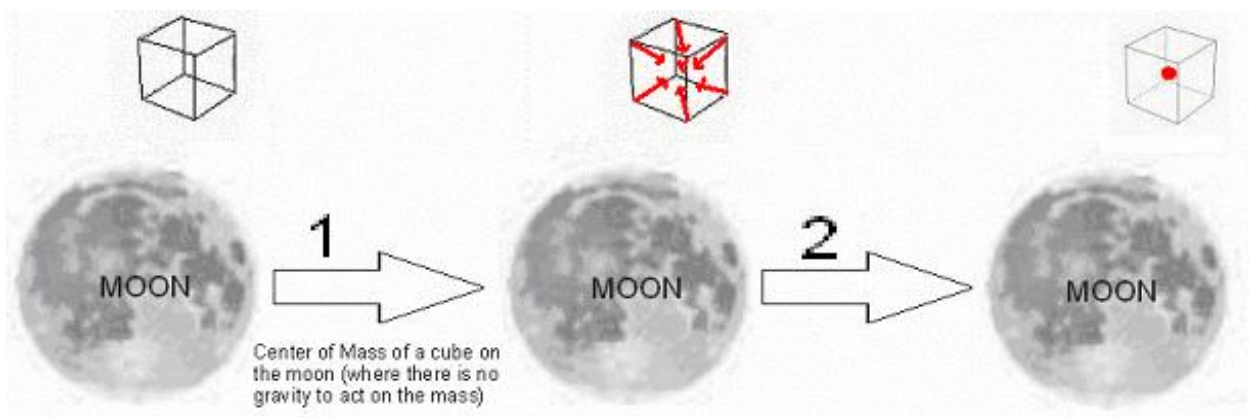


圖 9: 在月球上的質量中心

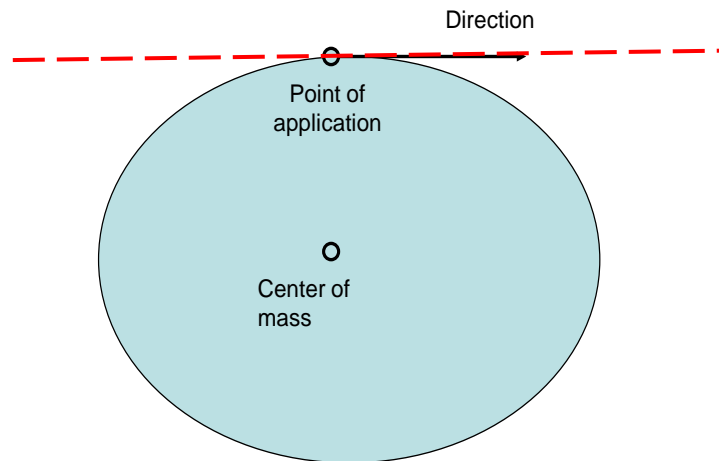


圖 10: 力量的直線作用離質量中心有一段距離

如果對某自由物體的直線作用遠離阻抗中心, 則會產生旋轉加位移的組合(圖 10).

5 阻抗中心 (CR):

阻抗中心在齒列矯正學是一個很重要的概念因為牙齒並非是 [自由物體](#), 而且牙根是被牙周韌帶固定在齒槽骨內. 所以質量中心與阻抗中心並非在同一處. CR 比質量中心較為靠近牙根. 它是一個數學定義的點, 而所有對移動的阻抗集中在這個點上. 力量系統的計算相對於產生位移或旋轉的能力與阻抗中心有關.

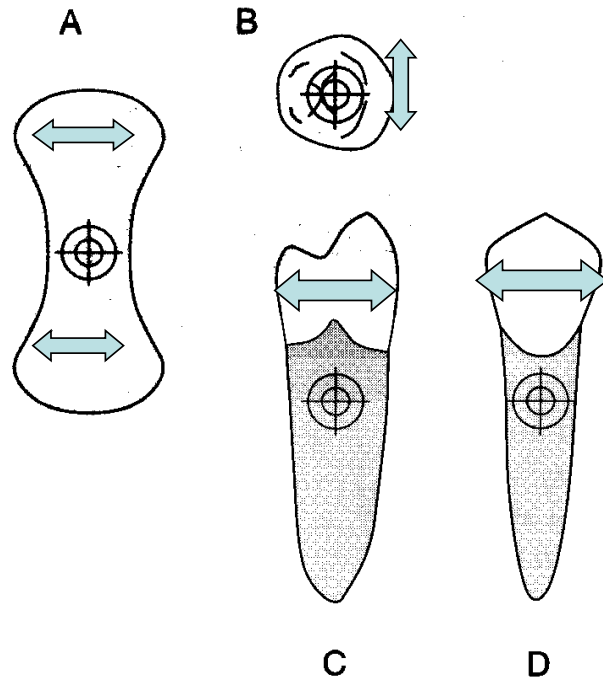


圖 11: 由不同的面向來看阻抗中心的位置:
A. 根部, B: 咬合面, C: 頰側-舌側面, D.: 近心-遠心面!

每顆牙齒的阻抗中心都不一樣且會隨著牙周的支撐而改變, 其大致的位置在根部的中間. (圖 11)

阻抗中心關係到所有作用於物體的力量. 對牙齒來說, 所有力量包括來自牙周韌帶 (PDL), 血管, 骨頭, 以及結締組織 (圖 12). 阻抗中心存在於單顆牙, 也存在於牙齒群組, 亦即它們被綁一起做為錨定 (所以它們以一個大型物體一起作用).

阻抗中心的重要性: 當力量施加在牙齒上, 最重要的是評估在三度空間的效應及當牙齒受力時所產生的運動.

5.1 阻抗中心相對於牙周支撐的變異性

Alveolar bone support

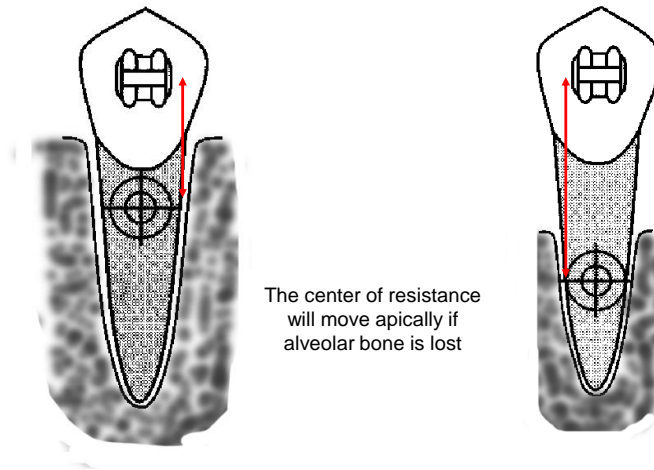
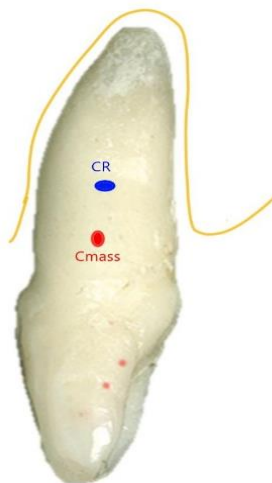


圖 12: 當齒槽骨發生水平吸收則阻抗中心向根尖移動。

當患者的牙周萎縮, 其齒槽骨脊向根部移動. 而牙齒的阻抗中心更加偏向根尖移動, 所以從矯正器到阻抗中心的距離幾乎增加兩倍 (圖 12). 如果相同的力量施作在這兩顆牙齒的矯正器上, 所產生的矯正運動是完全不同的. 右邊的牙齒比較傾向會旋轉來自於施力直線與阻抗中心的距離增加的緣故

5.1.1 單顆牙的阻抗中心:



質量中心的位置永遠比阻抗中心偏向咬合面原因是來自於牙周韌帶與齒槽骨的“阻抗“. 由於無法量化每顆牙及每個患者的阻抗, 因而阻抗中心其實是一個理論上的概念, 用來當作製造理想力量系統的一個平均值.

圖 13: 單根牙的阻抗中心 (CR) 相對 質量中心 (Cmass)

當牙周支撐為固定時, 不同牙齒的阻抗中心會在不同位置. 以上排齒列來說, 犬齒的阻抗中心會高於小白齒與側門齒.

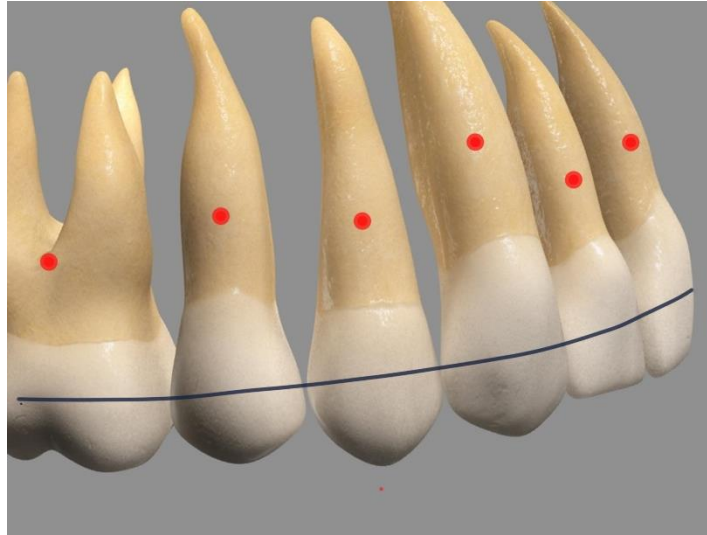


圖 14: Different centre of resistance positions (if we consider the periodontal support even and normal)

顯而易見地, 不同的牙齒因為不同的牙根長度與解剖構造, 所以會有不同的阻抗中心. 舉位於門齒與大白齒中間的小白齒與犬齒為例來說, 其位置會隨著齒槽骨的高度而變化, 也就是兒童相對於有牙周病的成年人的差異 (阻抗中心會隨著成年人齒槽骨的萎縮而向根部移動) (圖 14).

另一個對阻抗中心的考量則是當一個簡易力量作用在此點時 (正中此點) 會造成純粹位移 (圖 15).

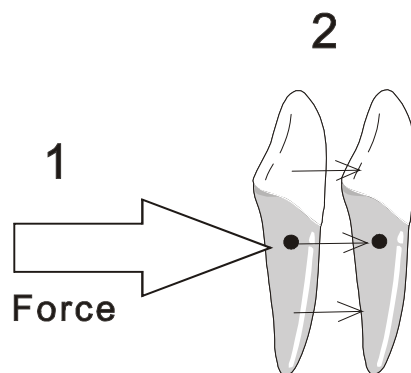


圖 15: 力量作用於阻抗中心造成純粹位移

5.1.2 牙齒群組的阻抗中心.

當數顆牙齒以矯正器與矯正線綁住時,即形成一個新的阻抗中心,此時整個牙齒群被當作單獨個體看待.

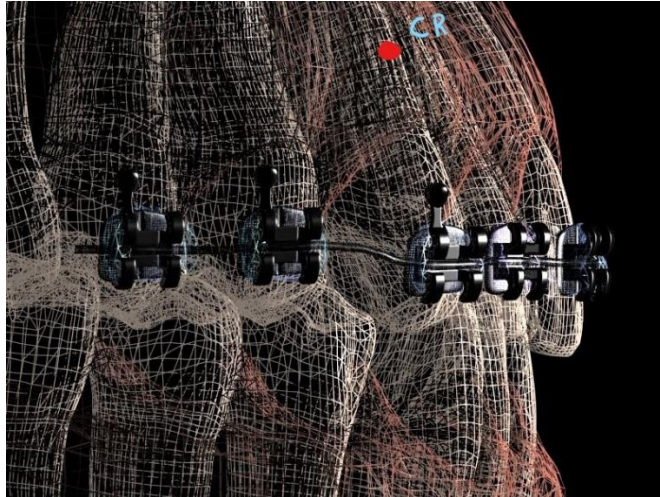


圖 16: 牙齒群組的阻抗中心

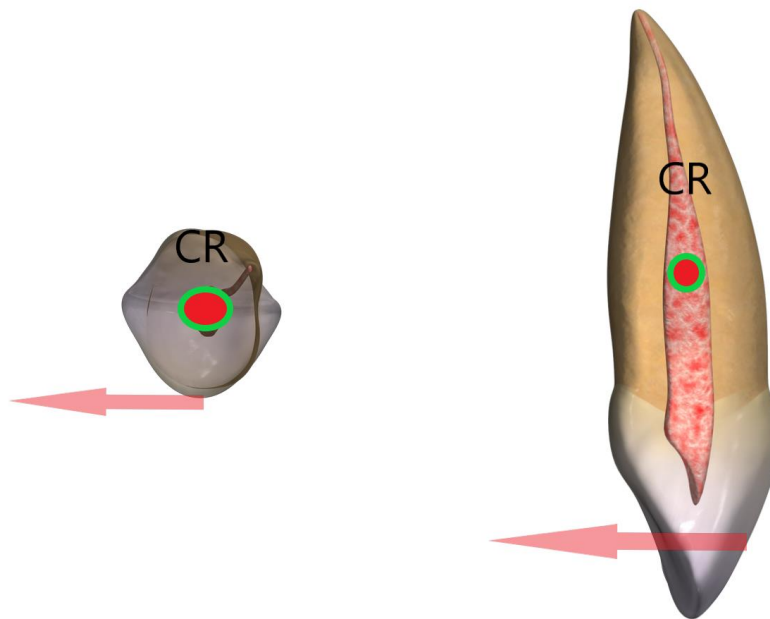


圖 17: 當力量施作在矯正器上,直線作用力永遠與阻抗中心有一段距離

5.1.3 力量的綜和. 合力或淨力

在矯正學上, 常常使用三度空間平面來標示力量的綜合, 同時也有效地運用在計算淨力(或合力), 平行四邊形定律則用來計算向量的總合.

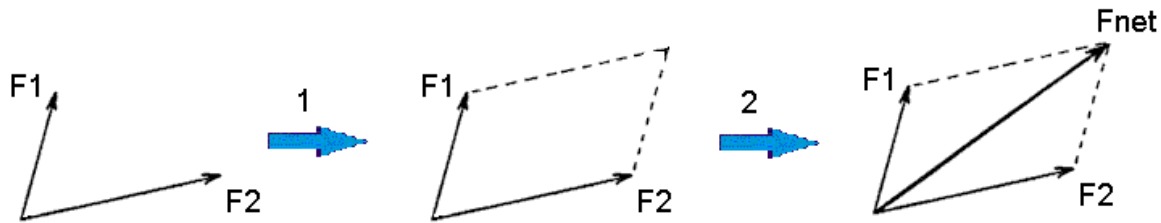


圖 18. 平行四邊形定律

務必注意這個力量是淨力 (F_{net}), 是所有力量的向量總和(F_1 和 F_2). 平行四邊形定律讓我們可以找到淨力: F_1 與 F_2 代表具有大小與方向的向量. 當 F_1 跟 F_2 互相之間形成夾角, 再畫出 F_1 與 F_2 的臨邊就形成一個平行四邊形. 而此平行四邊形的對角線就是合力 F_{net} (圖 18).

計算兩個向量的總合 (詳細解釋請參考下列網頁:

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

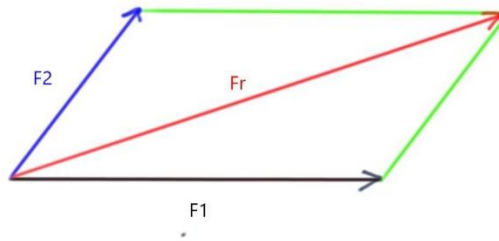


圖 19: 計算兩個向量的總合.

為了計算淨力大小 F_r , 我們使用這個公式 $F_r = F_1 + F_2$.

我們需要延長直線作用力 F_1 以形成一個直角三角形 OXR 然後將 α 跟 β 兩個角度相加

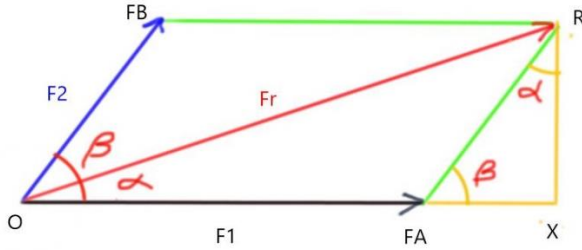


圖 20: 平行四邊形的延伸.

Fr 幅度的計算:

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

$$OX = OFa + FaX \text{ or}$$

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

一旦全部延伸, 我們得到

我們知道 $\cos \beta = \text{鄰邊對} \beta \text{ 角} / \text{斜邊}$

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

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

$$\text{代入所有數據: } Fr = \sqrt{F1^2 + 2F1F2 \cos \beta + F2^2}$$

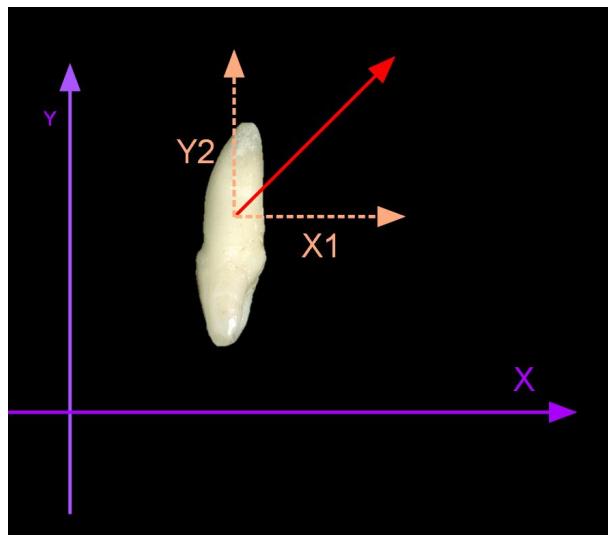


圖 21: 當力與力之間呈 90 度時的合力或淨力

當我們把分力以 90 度呈現, 這個公式隨即簡化成 $Fr = \sqrt{X1^2 + FY2^2}$

6 旋轉中心:

旋轉中心就是物體圍繞旋轉的點, 這個點會隨著阻抗中心的位置與施加在物體上的力量而變化.

純粹旋轉發生在當旋轉中心等同阻抗中心時, 而純粹[位移](#)則發生在當旋轉中心在距離阻抗中心無限遠處.

想要找出牙齒的旋轉運動發生時的旋轉中心 (圖 22), 先在牙齒上選任何兩個點 (或物體), 然後將各自點的前後位置畫成連線, 而各自連線的垂直線交點就是旋轉中心.

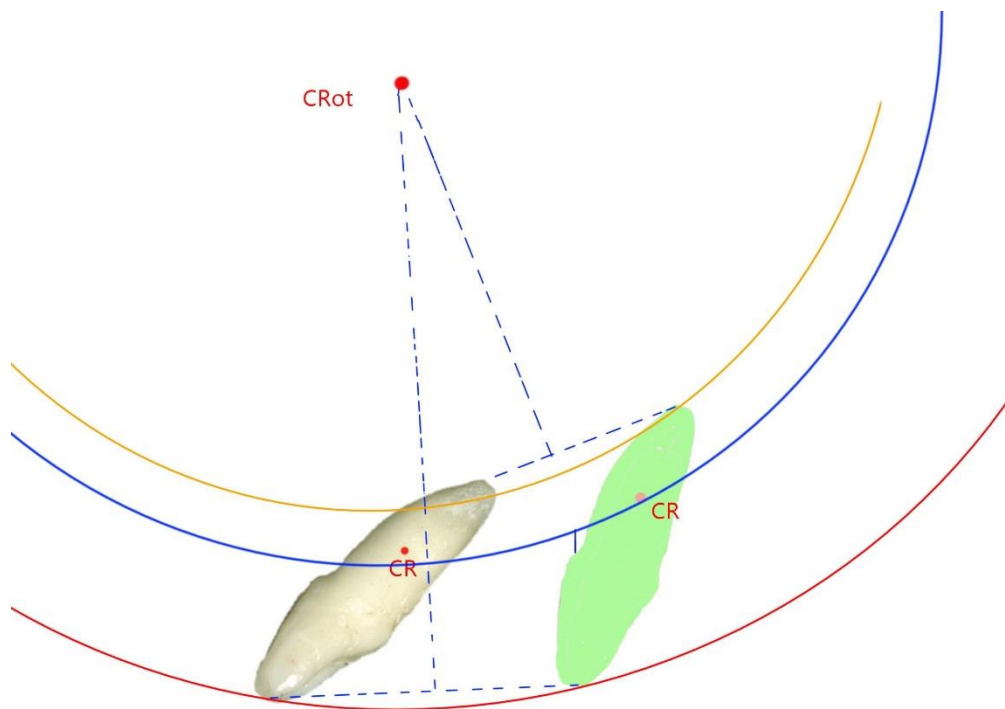


圖 22: 尋找旋轉中心的方法

6.1.1 自由體座標

自由體圖譜可以幫助預估不同力量同時作用在物體上(淨力) 所產生的效應或把一個力量分解成各別部分.

下圖以 F_1 , F_2 , 及 F_{net} 為例解釋自由體圖譜 (記得[平行四邊形定律](#)) (圖 23).

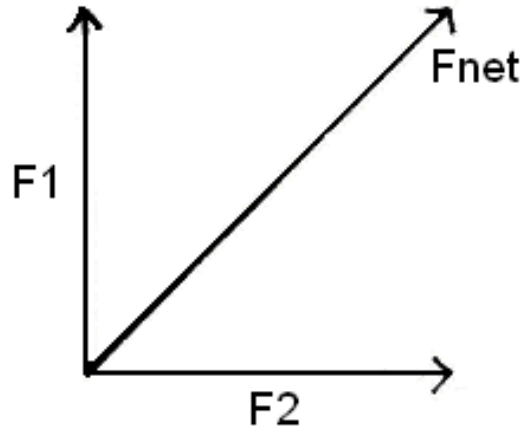


圖 23:自由體座標

以下則是利用自由體座標解釋臨床使用向上壓線與橡皮筋的例子

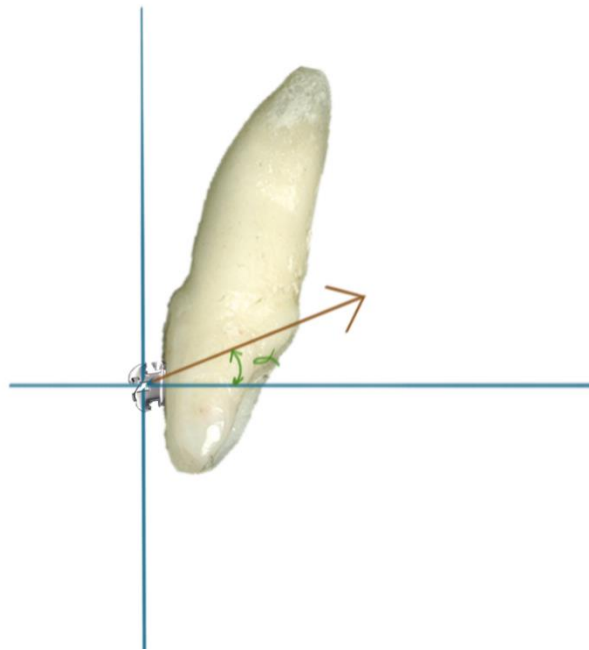


圖 24: 使用簡易力量將上排門齒向上壓及向後拉

所施加的力量 F 可以分為上壓與後拉兩部分. 如果我們知道這個力量的大小及角度, 就可以用簡單三角規找出上壓力與後拉力的各自大小 (圖 24-25)

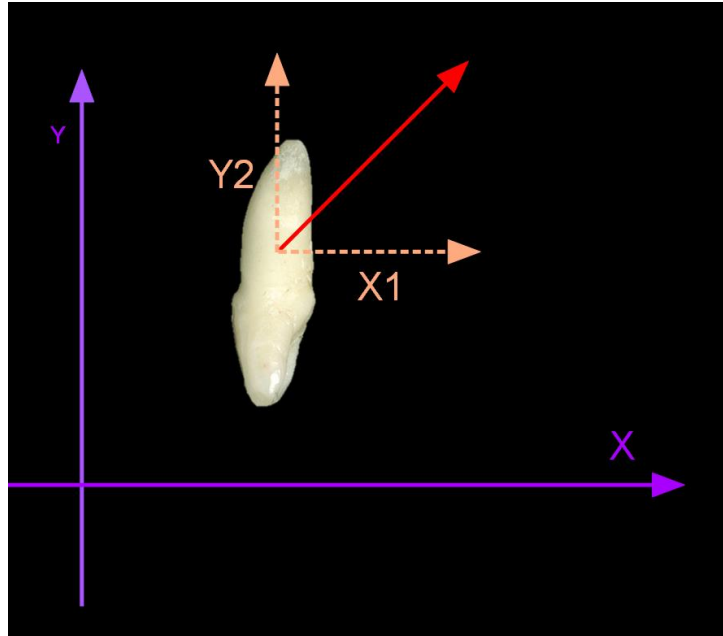
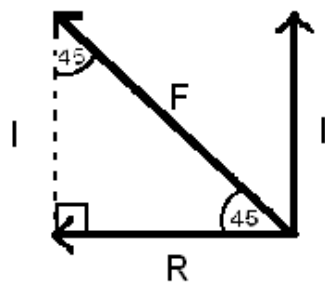


圖 25: 自由體座標顯示頭套所施加的力量

如果我們知道 F_{net} 等於 500g, 則可以用直角三角形定律(圖 26)算出 I (上壓力) 及 R (後拉力).



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

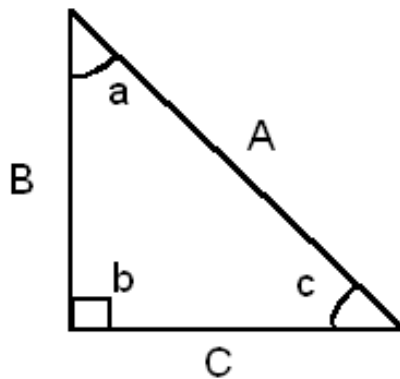
$$\begin{aligned} I &= F \sin 45 \\ &= 500 \sin 45 \\ &= 353 \text{ g} \end{aligned}$$

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

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

圖 26: 以直角三角形定律找出上壓與後拉的綜合力

所以, 一個 500g F_{net} 方向的淨力等於一個 353g I 方向的力與一個 353g R 方向的力同時施加在一個物體上.



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

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

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

圖 27: 三角函數的計算

7 牙齒的運動

牙齒是在三度空間裡移動. 當製定治療計畫時, 必須對各種可能產生的無論是良性或惡性的牙齒運動都能充份瞭解.

7.1 位移

當位移時, 物體的所有點一致均力且同向移動 (圖 28). 而旋轉中心有效地與牙齒保持無限遠的距離因為此時並無任何旋轉發生.

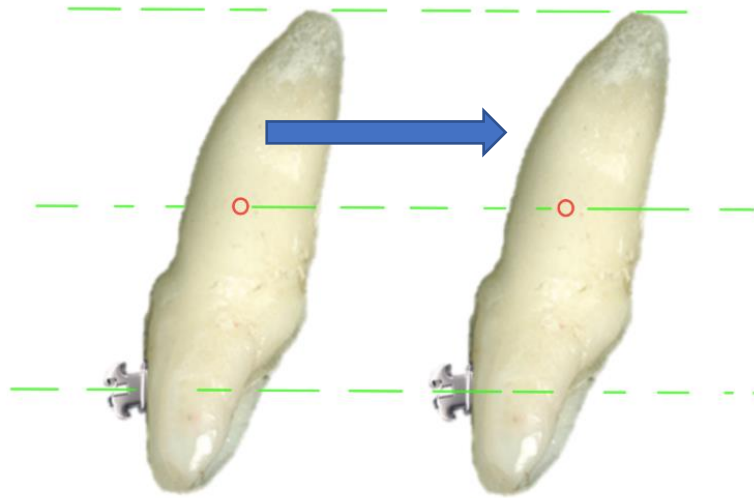


圖 28: 上中門齒的位移 r

7.2 旋轉 (純粹)

純粹旋轉發生在當物體依著 [阻抗中心](#) (Cres) 旋轉 (亦即當旋轉中心就在阻抗中心 (圖 29)).

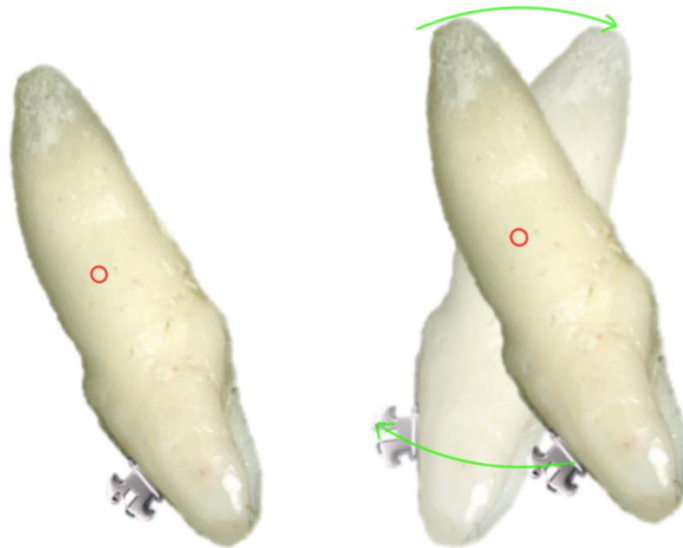


圖 29: 純粹旋轉

7.3 傾斜

傾斜的程度決定於力量施加之處。

- 7.3.1 無控制性傾斜: 當一個力量施作在牙冠上, 牙冠向一個方向移動, 而牙根則往另一個方向移動. 這種情況下, 旋轉中心要不是接近就是偏阻抗中心的根部, 所以牙齒則依著 Cres 而傾斜 (圖 30).

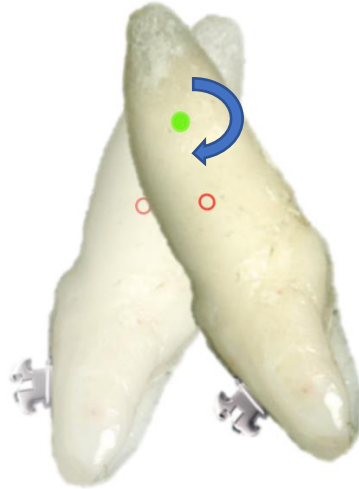


圖 30: 無控制性傾斜

- 7.3.2 控制性傾斜:

旋轉中心在牙齒的根尖. 此時涉及一個力矩與一個力量, 所以牙齒則依著 Crot 而傾斜(圖 31).

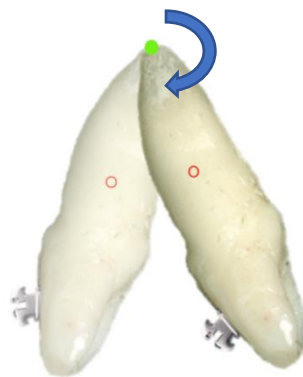


圖 31: 控制性傾斜

- A) 舉例說明,在治療第二類第一種異常咬合時,因為上顎前牙突出,無控制傾斜恐怕導致頰側骨板破孔,而控制傾斜只有造成牙冠移動所以牙根不致於穿破頰側骨板.

7.3.3 牙根運動

牙根運動發生在當旋轉中心就在或靠近牙齒切端時,而旋轉依著此點產生 (圖 32). 牙冠因而移動的比牙根來得少, 牙根運動需要比較多的時間是因為靠骨頭吸收才能移動.

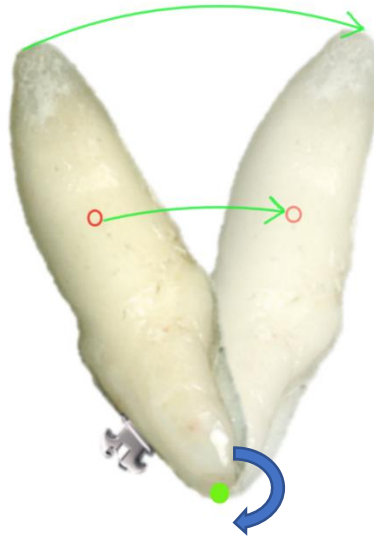


圖 32: 牙根運動

7.3.4 內壓/外拉

內壓及外拉牽涉到牙齒長軸的運動 (圖 33, 圖 34). 再溫習[位移 \(圖. 28\)](#), 在此類運動裡旋轉中心位於無限遠處 (因為沒有任何旋轉). 換句話說, 牙齒是依著一個無限遠處的點旋轉以致我們看不到任何旋轉, 只能見到位移或內壓/外拉運動.

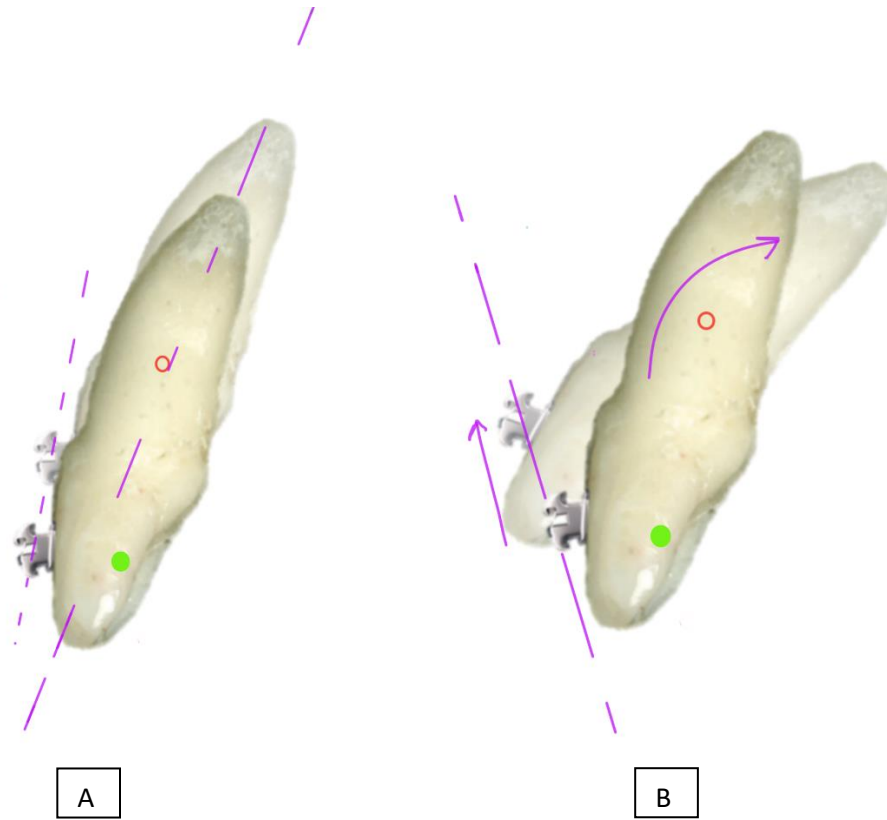


圖 33: A. 將外露的門齒內壓. B. 相對內壓

內壓: 在圖 33A, (下列範例中, 內壓的副作用並不被考量: 當牙齒被向內壓時, 其臨近牙齒是被向外拉出的, 除非有被綁定. 請參考錨定的討論). 至於相對內壓則是外突與內壓的結果 (圖 33B)

外拉: (在下列範例中 (圖 34), 外拉的副作用並不被考量: 當牙齒被向外拉出時, 其臨近牙齒會些微地被向內壓入, 除非有被綁定. 請參考錨定的討論).

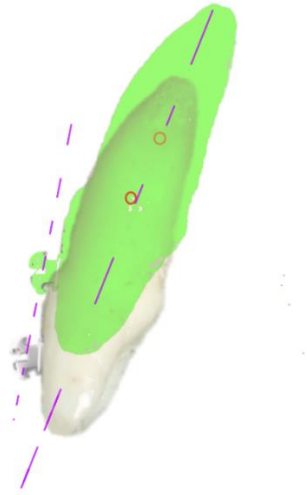


圖 34: 內縮的門齒向外拉出

8 力量系統

想了解如何創造出需要的牙齒運動, 則必須考量力量系統. 力量系統由一個力矩及一個力所組成, 而兩者間的比率決定所產生的運動型態. 本章節將針對力矩, 力偶, 力矩對力的比率及當力量與系統變化時所產生的種種運動.

8.1 力矩

力矩是當力量作用於物體時可能造成旋轉的傾向. 而將力量大小與從力矩所產生的[阻抗中心](#)的垂直距離相乘的所得到的結果就是力矩 (圖 35).

$$M = F \times d$$

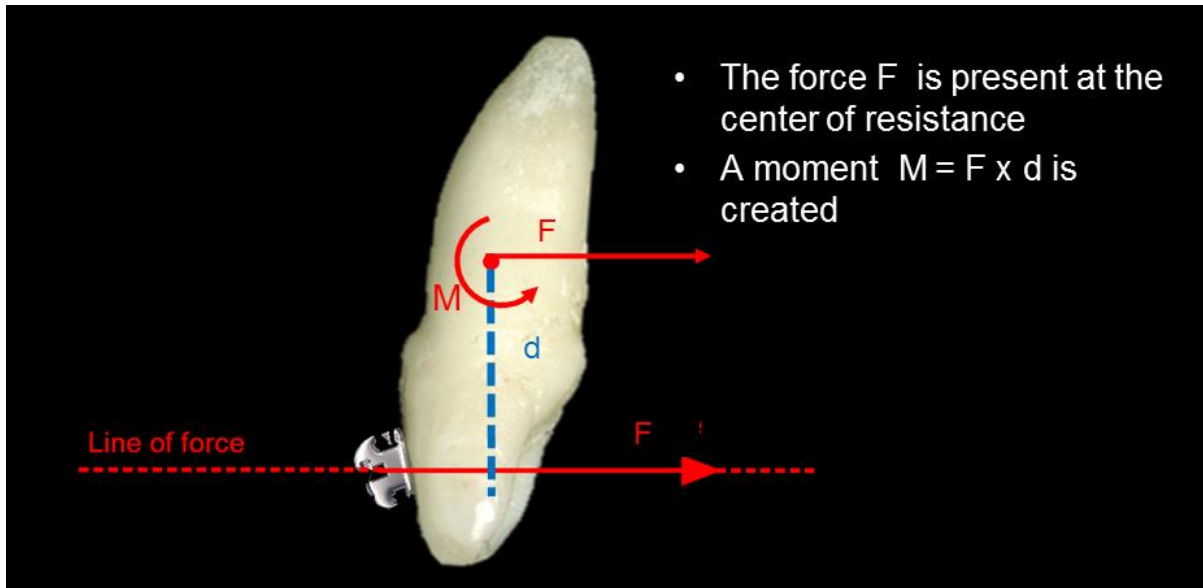


圖 35: 力矩是由作用在離阻抗中心有段距離的力量所產生

8.2 力偶

力偶則是一個純粹的力矩, 發生在兩個力量 (F_1 , F_2 相同而反向) 被一個垂直距離分開時. 當計算此力偶的力矩大小時, 必須把兩個力分開來.

範例: F_1 與 F_2 並沒有產生位移性效應因為它們是相同且反向的, 所以彼此間互相抵消. 力矩則並非互相抵消反而製造出在同一方向的旋轉 (想像當施力來自 F_1 與 F_2 旋轉乃依著 阻抗中心). 把系統的所有力矩相加就成了所謂力偶. 力偶與力量作用於物體 (或牙齒) 的位置無關. 參考下列關於力偶的範例 (圖 36)

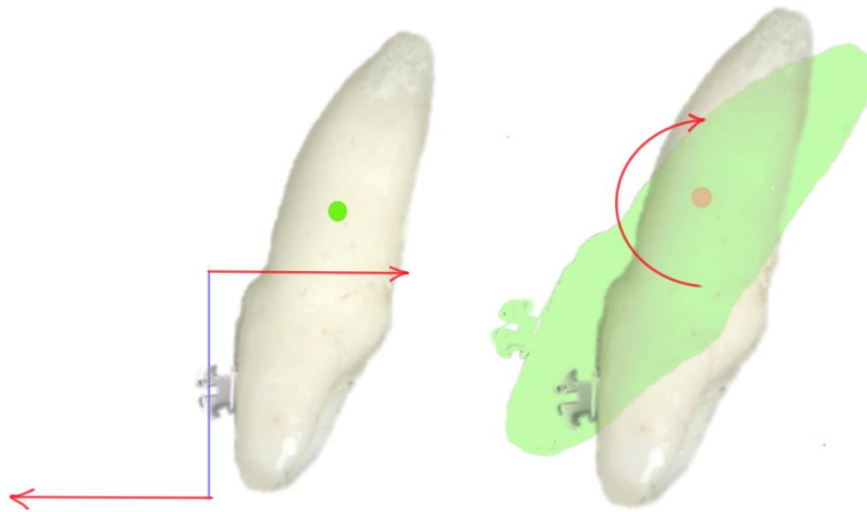


圖 36: 力偶: 範例 1

既然力偶與施力於物體的位置無關, 以上的範例中如果把 F1 與 F2 放在新的位置則所得到的結果一樣 (範例中的新位置在生物學及臨床上都顯得比較實際).

結論如下, 不論力偶作用在牙齒的位置, 本系統的淨力矩等於其中一個作用力乘以作用力之間的距離.

8.3 力矩對力量的比率

力矩對力的比率包含[位移性](#)及旋轉性的運動. 此比率決定在作用力的幅度乘以單顆牙或牙齒群組到阻抗中心的垂直距離 (圖 37).

以下範例闡釋如何以位移與旋轉的綜合來達成控制性傾斜 (簡易力與力矩) (圖 38, 圖 39).

Moment to force ratio

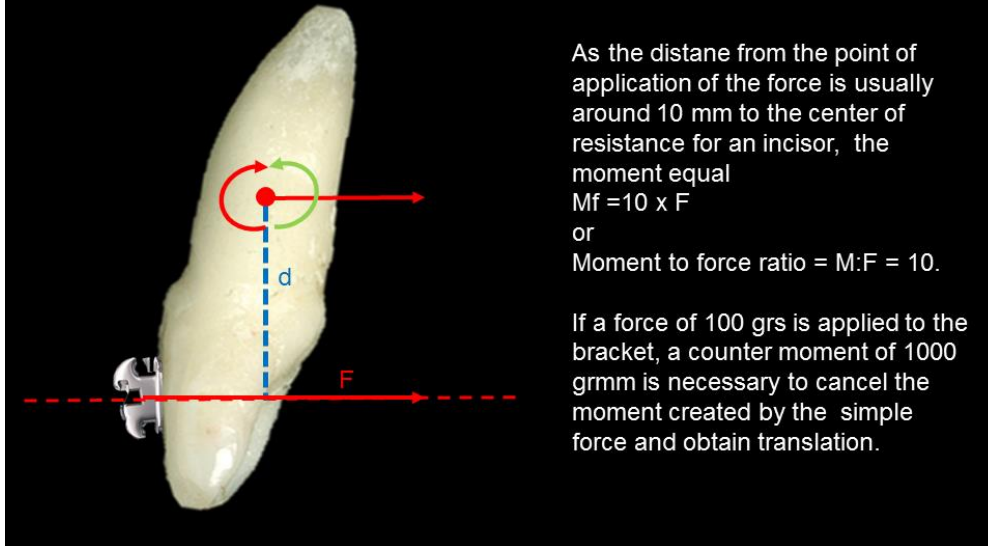


圖 37: 位移的力矩對力量比率

Controlled Tipping:
If we want the following movement:

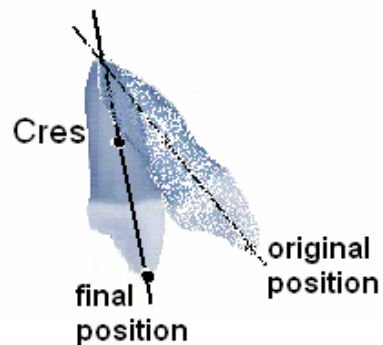
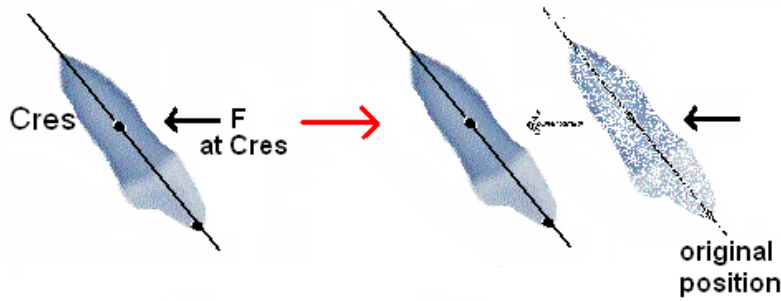


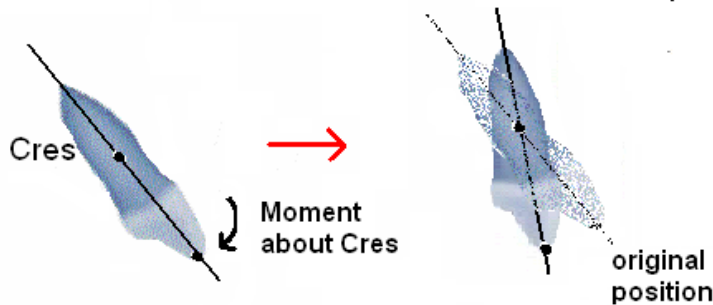
圖 38: 良性的運動

Break up the movement into its translation and rotation component parts

Translation:



Rotation:



Result:

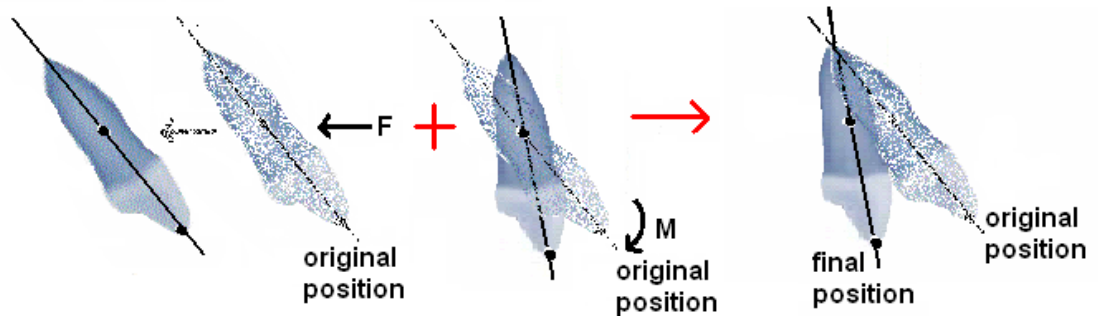


圖 39: 位移與旋轉的綜和以達成控制性傾斜

改變 M/F 比率會產生不同的旋轉中心. 圖 40 示範改變控制傾斜的 M/F 比率所產生的種種效應. 如果 M/F 比率降低 (M 值保持恆定或減少, 而 F 值增加), 則可以獲得較多的位移運動因為旋轉中心向牙齒的根尖移動 (換句話說, 偏離**阻抗中心**, 偏向無限遠處). 如果 M/F 比率增加不論是增加 M 值或減低力量, 將會產生更多的旋轉, 導因於旋轉中心向阻抗中心移動(換句話說, 它由其原本的位置更往牙齒的切端移動).

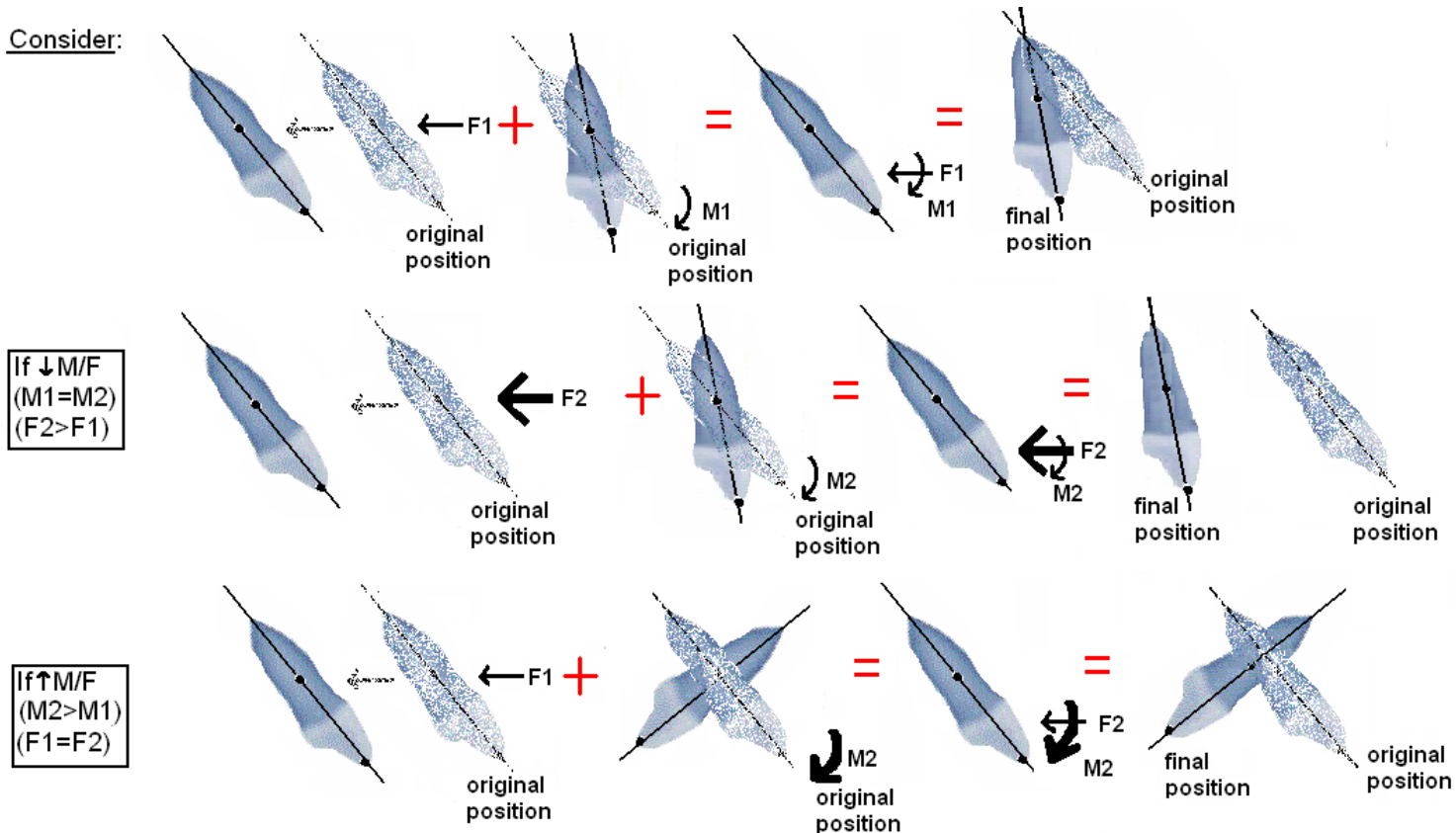


圖 40: 改變力矩對力量的比率 (M/F) 產生的效應

8.4 作用力與系統的變化對運動的影響

我們可以将作用力系統平衡的知識應用在真實的範例譬如門齒後拉。以一顆大白齒當做錨定，我們不可能只在門齒與白齒間放一條直線然後就以橡皮筋掛在線上的圓圈來後拉，因為如此會導致兩頭的牙齒都造成無控制性傾斜 (旋轉中心即成為阻抗中心)。 (圖 41)

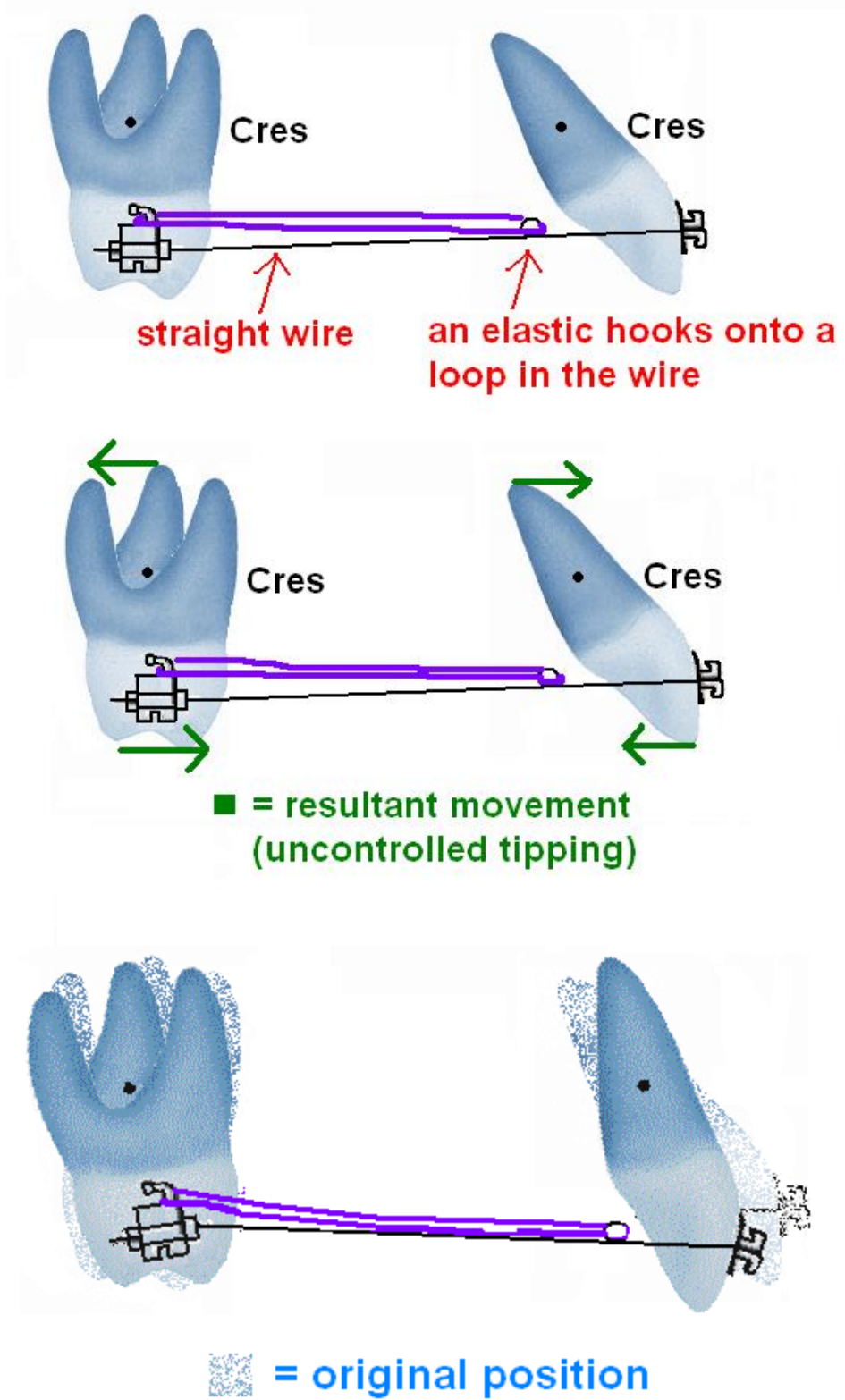


圖 41: 以橡皮筋在線上的圓圈做門齒後拉: 結果得到無控制性傾斜。

為了控制運動,我們需要在牙冠上加一個力矩以抗衡此作用力所產生的力矩,繼之盡可能地產生位移運動(重新溫習作用力平衡系統).於是我們在牙冠處做一個矯正彎線來形成力矩以致當線綁上時牙冠即將傾斜(控制性).下列範例闡釋這個概念(圖 42).

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

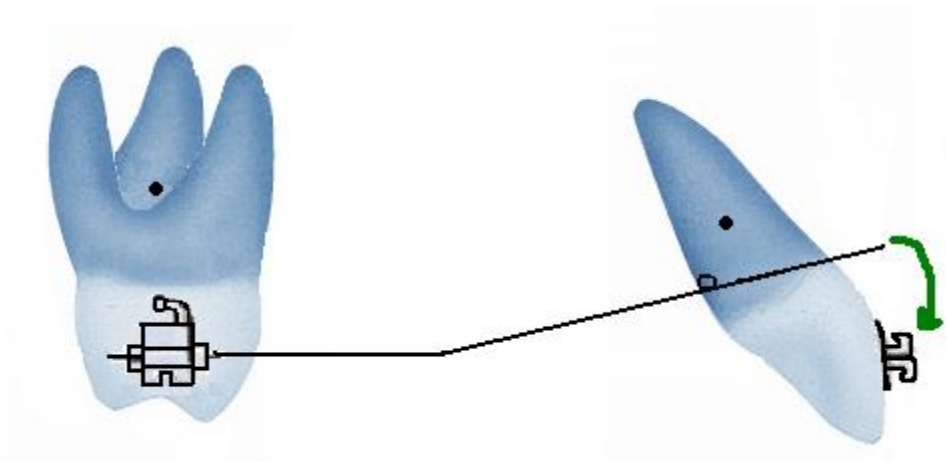


圖 42: 做矯正彎線造成一個力矩同時又有一個來自圓圈的力量

為了讓矯正線剛好嵌入矯正器線槽中,矯正線必須被輕輕地壓進去.一旦以橡皮圈綁住,就會對前後兩端的牙齒施以下列的力量 (F_m, M_m 是在大白齒的作用力與力矩; F_i, M_i 則是門齒的作用力與力矩).

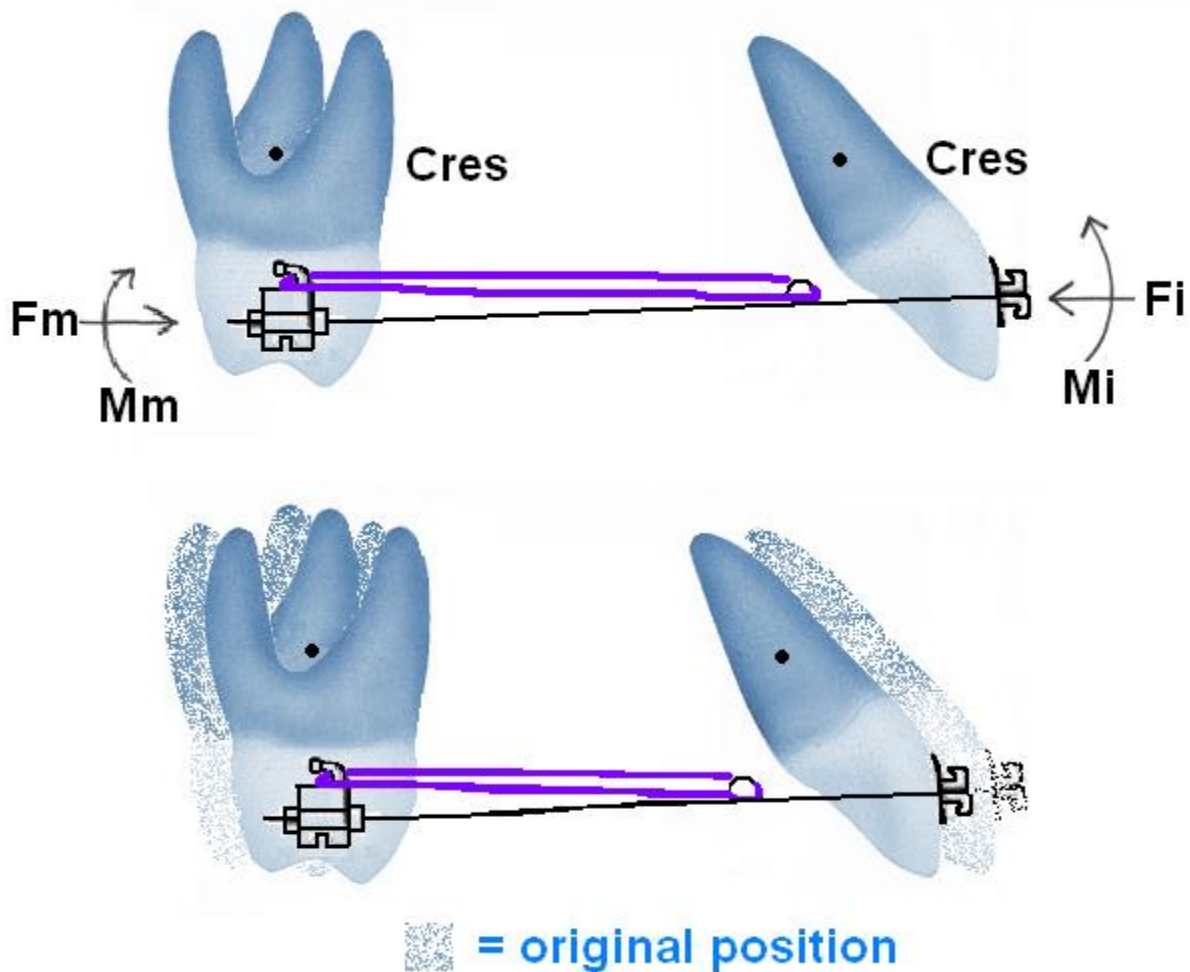


圖 43: 以彎線及圓圈所產生的運動是門齒後拉 (傾斜被控制且減少)

本範例解釋藉由調整 M/F 比率, 我們可以製造出良性的位移 (圖 43). 這個 M/F 比率可以因時制宜地做調整 (有時需要一點傾斜). 藉由 M/F 比率的調整可以用來控制運動, 然後達到治療目標.

M/F 比率不只被綁橡皮圈及矯正彎線所影響. 不同的橡皮圈也會影響力量作用於系統的大小. 除此之外, 矯正線種類 (圓線或方線), 再者, 線的尺寸也會影響 M/F 比率.

如果使用圓線而非方線的話, 就會產生非控制傾斜因為牙齒很容易依著線而旋轉 (矯正器是方槽但線是圓的) (圖 44). 另一方面來說, 如果使用方線, 線剛好放進矯正器溝槽 (方入方) (圖 45). 結果就是, 當牙齒被向後拉時所產生的力矩足以抗衡那個即將造成非控制性傾斜的力矩. 繼而, 矯正線的尺寸也會對結果產生影響.

尺寸較小的矯正線比較容易變形, 所以牙齒的整體運動最好以較粗的矯正線進行, 因為粗的矯正線比較不容易變形方足以完成此運作.

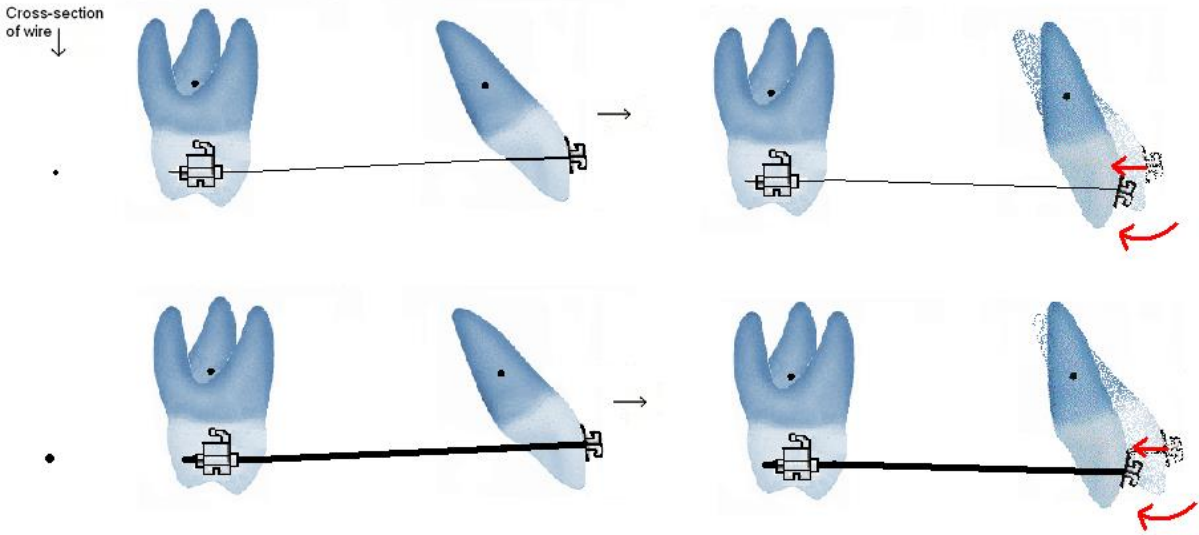


圖 44: 滑力學 (在犬齒後拉) 以兩種規格的圓線

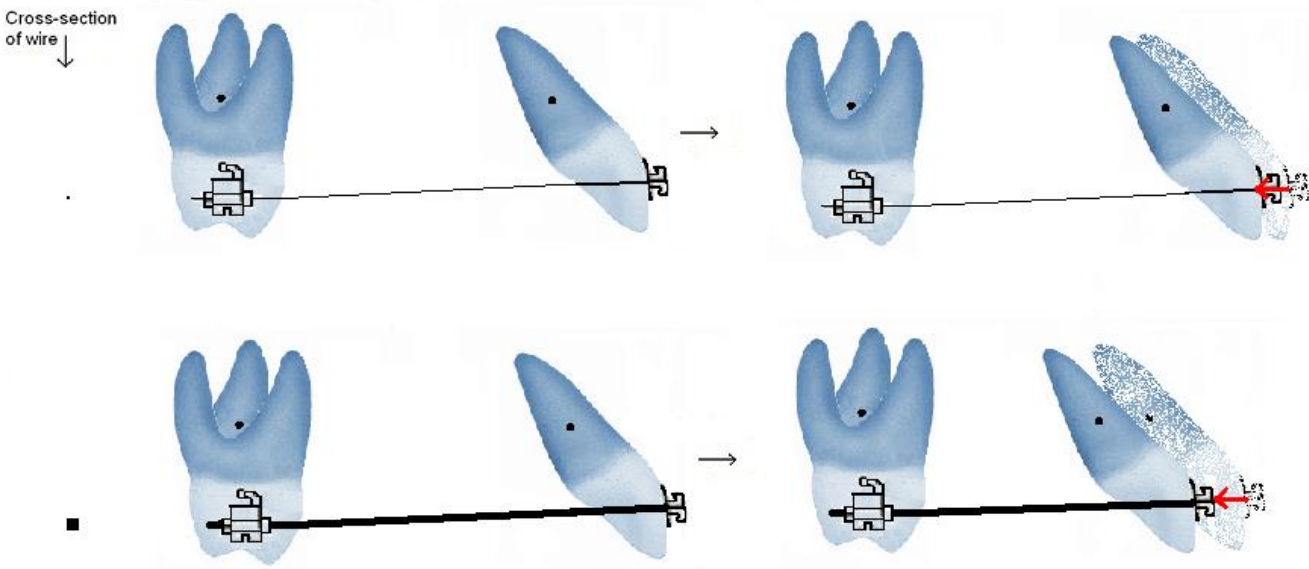


圖 45: 滑力學 (在犬齒後拉) 以兩種規格的方線

8.5 作用力平衡系統

以上所描述的作用力系統所發生的問題在於其力量施作在 [阻抗中心](#)。無論如何不可能將矯正器放在阻抗中心因為它的位置在牙根。唯一的解決方法就是考慮作用力平衡系統。作用力平衡系統就是當兩個力量系統在三度空間 (x,y,z) 都相同, 有相同的[力矩](#)且對此物體 (或牙齒)產生相同的效應。在齒列矯正, 不管力量系統是作用在阻抗中心或在牙冠上(矯正器/矯正套管)作用力平衡系統都會產生相同的效應。

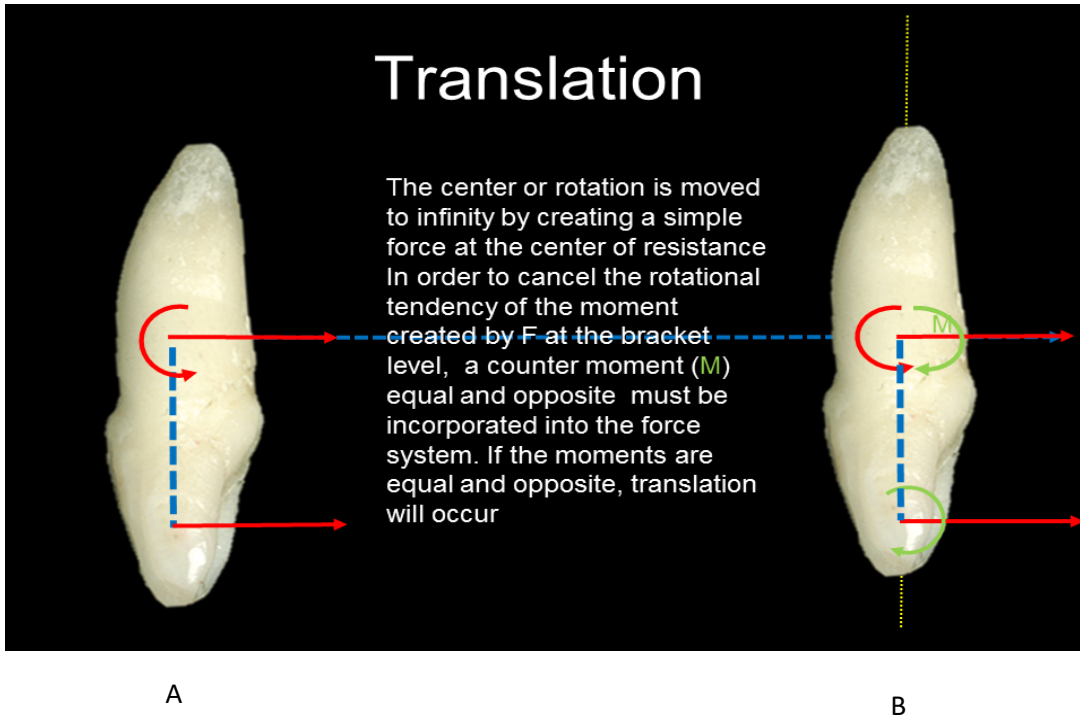


圖 46: 作用力平衡系統的範例

甚麼樣的力量系統會在 B 產生如同在 A ([位移](#)) 的效應, 難道在 B 的力量系統是作用在牙冠上而不是像 A 是在阻抗中心 (圖 46)? 使用上述討論的概念以及 [力矩](#) 對作用力比率, 我們可以解決問題。

Ⓐ

$$F1 = -300g$$

$$\Sigma M = 0$$

Ⓑ

$$F2 = -300g$$

$$d = 10mm$$

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

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

光 F2 本身就可以產生牙齒的無控制傾斜因為在牙齒上有一個力矩, 而且牙齒是依著阻抗中心旋轉 (Crot = Cres). 如此一來, 為了能在系統 B 產生一個跟在系統 A 等量的位移運動, 需要一個在牙冠上的力矩且其作用方向與 F2 本身的力矩相反, 所以系統 B 的淨力矩 (系統 A 亦是). 因此, 這個力矩 $M = +3000g \text{ mm}$.

範例: 考慮牙根運動所需要的力量平衡系統 (圖 47).

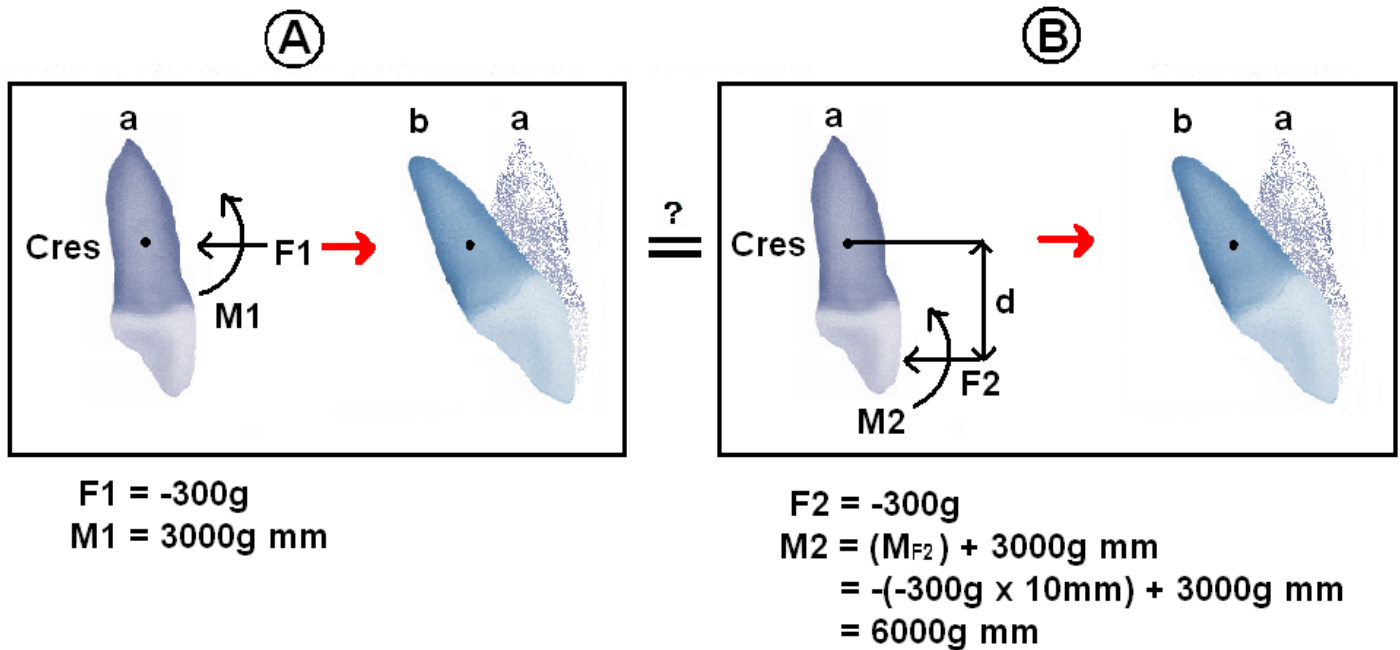


圖 47: 決定牙根運動所需要的力量平衡系統的計算

在本範例中, 系統 A 有一個力及力矩作用於 [阻抗中心](#) 足以產生所需要的牙根運動. 而在系統 B, 有一個跟作用力 F2 相關聯的力矩 (因為 F2 作用在牙冠而非在阻抗中心), 這個力矩需要被抗衡才能用來控制旋轉中心. 為了能再多一個控制性牙齒傾斜, 則需要再多一個力矩加諸於牙齒上以致於在系統 B 及系統 A 都可以產生一個等量平衡的結果.

以下為控制運動的一些竅門,

- * **最好是改變力矩, 而非作用力.**
 - a) 對控制性傾斜來說, 減少力矩 (減少 M/F)
 - b) 對[位移](#)來說, 調整力矩來獲得力量平衡系統
 - c) 以牙冠做為錨定來獲取牙根運動 (亦即增加力矩)
 - d) 位移不會因為只是增加施於物體上的作用力而產生.

[阻抗中心](#)的 M/F 決定作用在牙周韌帶的效應. 在某些牙周韌帶被拉扯的區域 (遠離牙齒移動的方向), 骨頭被添加上去, 相反地在被壓縮的牙周韌帶 (偏牙齒移動的方向) 骨頭是被吸收掉的.

不要忘記 M/F 的大小是依照牙根長度/骨頭高度 (因為矯正器到阻抗中心的距離隨之而變). 舉例來說, 相對於較長的牙齒比較短的牙齒需要一個比較小的 M/F 以達成位移.

9 錨定系統

錨定在齒列矯正學是很重要的考量因為它對不良的牙齒運動提供了阻擋. 而牛頓第三定律在此扮演很重要的角色. 還記得每個作用力必然有個對等反向的反作用力. 因此, 用來移動牙齒的力量系統就會有個對等反向的作用在錨定系統上. 錨定可能同牙弓, 跨牙弓或口腔外, 各自提供大小不一的穩定度或對不良的運動的阻擋. 舉例來說, 牙齒, 脛部, 神經肌肉, 植牙植體, 以及口腔外組織結構都可以當做錨定.

至於需要多少錨定則視治療計畫而定. 譬如, 在關閉拔牙空間時, 基本上會有三個選項; 只把前牙後拉 (後牙則錨定在原處), 前牙向後而後牙向前, 或全部是後牙往前.

最大值錨定可以使用植體 (微, 迷你, 腭側), 還有口腔外裝置 (頭套). 最大值錨定表現在錨定部位完全不動而只有牙齒或牙齒群組移動. 如此狀況很難單純以口內裝置達成 (沒有植體) 因為永遠會有一個齒槽骨的反應做用在錨定部位. 舉一個提供相當錨定的口內裝置 (雖然成效不如其他最大值錨定裝置) 即跨牙弓 Herbst 氏裝置為例.

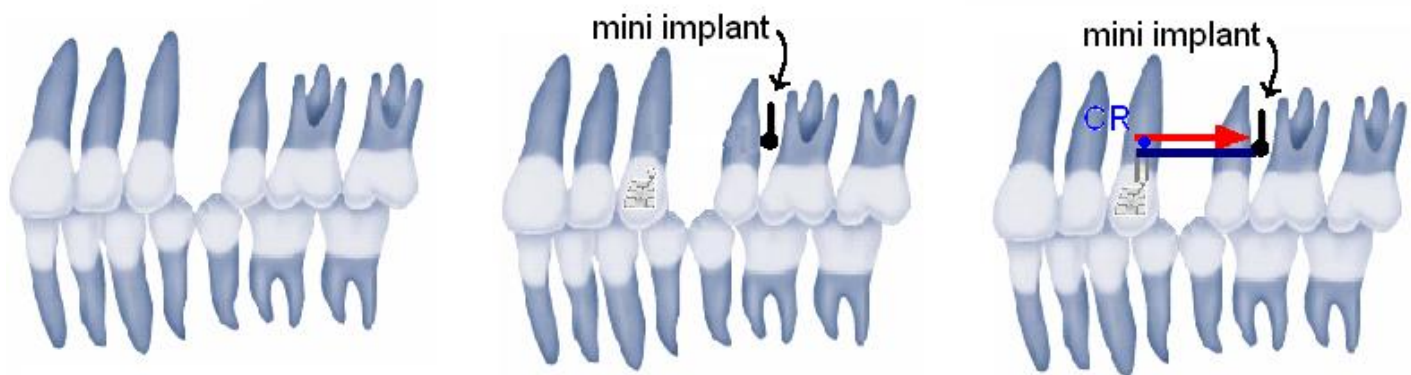


圖 48: 在犬齒後拉使用迷你植體

迷你植體在齒列矯正上的使用越來越受歡迎. 下列範例顯示如何以迷你植體將犬齒整體向後拉 (圖 48). 在本案例中, 整體向後移動發生在作用力靠近[阻抗中心](#). 記住如果用植體 (特別是在齒槽骨的頰側) 則會產生一個偏向另一側的不良運動 (偏向頰側). 而這個可以藉所使用的矯正線種類來減輕 (參考矯正線討論區).

中間值錨定則是錨定部位雖然會移動但卻少於被移動的牙齒部位. 中間值錨定通常使用口內裝置或牙齒群組.

有時也可以混合使用最大值錨定與中間值錨定. 舉例來說, 在第二小白齒拔牙案例, 我們想要將第一小白齒向後退, 但是又不想第一大白齒往前移, 我們可以將第一大白齒與第二大白齒綁在一起做錨定. 如果我們想把整段前牙向後拉, 則需要更多的錨定, 那麼可能再加上頭套. 加強錨定系統要不就是把更多的牙齒綁在一起又或者使用口腔外裝置, 決定在治療結果的需求.

有一種狀況則不需要錨定就是相互移動, 例如門齒縫的關閉 (圖 49).

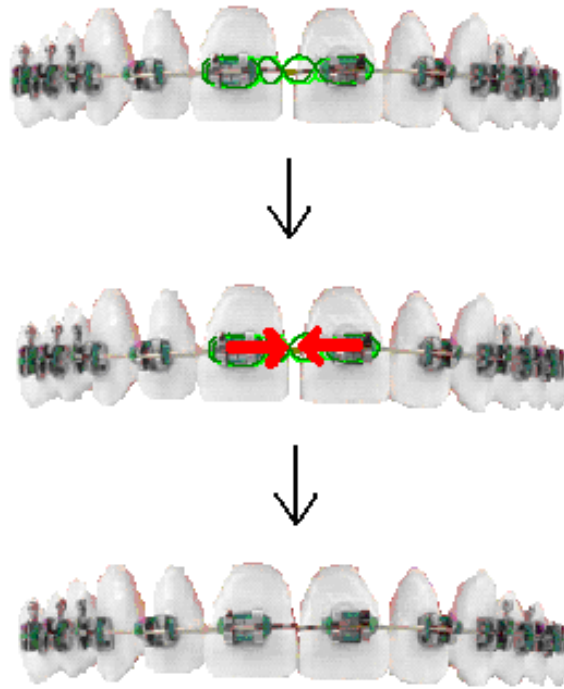


圖 49: 門齒縫關閉的相互運動

9.1 臨床運用

9.1.1 犬齒後拉

如果要關閉小白齒的拔牙空間, 必須先把犬齒向後拉, 接下來是門齒, 或取而代之, 將前排六顆牙一體向後拉. 為了解釋後拉的生物力學, 將犬齒後拉用來做示範的例子. 這顆牙齒受到一個沿著矯正線向後拉的力量. 由於作用力偏向阻抗中心的咬合位, 於是牙齒產生一個傾斜的運動. 而這個傾斜動作被矯正器與矯正線之間產生的力偶所抗衡, 導致牙齒長軸的角度幾乎沒有任何改變. 此抗衡力偶想當然耳跟矯正線的尺寸以及橫切面形狀有關連. 矯正線必須充分嵌入矯正器線槽才足以產生抗衡力偶. 結果就是當犬齒後退時其牙根與鄰近牙齒均能保持平行.

9.1.2 臨床牙冠外拉與植牙

臨床上牙齒的移動除了運用在齒列矯正, 同時也運用在其他牙科領域. 舉例來說, 當我們需要增加牙齒的臨床長度卻無法用牙周的方式達成時 (譬如在非常要求美觀的前牙部位), 就可以考慮用矯正的外拉方式. 矯正外拉可快或慢, 決定於治療目標, 以及使用的矯正裝置所產生的作用力. 譬如, 矯正外拉可用來準備植牙位置.

10 推薦文獻

- 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.

