Friction or Fiction? Q & A to Review the Low-Friction Orthodontic Appliances (Part II)

Q&A回顧低摩擦力矯正裝置系統的 科學證據與迷失(Part II)

■ 葉金良[△]/林政毅⁺/劉人文^Φ 醫師

前言 於上一期的文獻回顧之中,已經討論了低摩擦力矯正裝置系統在矯正擁擠齒列過程中的 移動現象與其優越性、並縈繞基礎材料科學中的「摩擦阻力(frictional resistance)」為中心去綜合 回顧低摩擦力矯正裝置在基礎研究(in-vitro)和臨床研究(in-vivo)中不同層面所產生的結論和觀念,包 含 passive self-ligation 和 active self-ligation 低摩擦力矯正裝置系統在基礎研究和臨床觀察上的綜 合比較、 self-ligation brackets 在設計上的演進和理想的 self-ligation designs 等等。

事實上,在低摩擦力矯正裝置帶給臨床醫師和病人許多治療上優點和便利性的同時,因為其仍為 pre-adjusted straight wire appliance ,所以許多相同的問題和缺點仍然是存在的。臨床科學的驗證和低摩擦阻力所扮演的角色相信是所有的臨床醫師所關心的話題。本文將繼續以 Q&A 的方式回顧低摩擦力矯正裝置的科學證據與迷失,希望臨床矯正醫師對該系統的應用與發展有所助益。

Q6:在材料科學研究上具備較低摩擦阻力 (lower frictional resistance)的矯正托 架,是否代表能夠提供較快速的牙齒移動 (faster tooth movement)?

在上一期的文獻回顧中,提到許多in-

vitro studies 和 clinical studies 對 low-friction bracket system 的觀念、看法和目前已具備的科學證據。雖然受到 ligation force 和 bracket slot clearance 等影響,passive SLB 在實驗室中所得到的研究結果,尤其在使用較

- △美國芝加哥伊利諾大學齒顎矯正學碩士 台灣口腔矯正醫學會監事 中華民國齒顎矯正學會專科醫師 國防醫學院牙醫學系講師
- +台北長庚紀念醫院顱顏齒顎矯正科兼任主治醫師 林政毅齒顎矯正專科牙醫診所負責醫師 中華民國齒顎矯正學會理事暨指導醫師 國防醫學院牙醫學系兼任臨床助理教授
- Φ美國芝加哥伊利諾大學外科學碩士 中華民國唇顎裂暨顱顏學會理事長 中華民國齒顎矯正學會理事暨學術主委 長庚醫院牙科部研究發展主委 長庚醫學大學副教授







草金良 緊師 林政毅 緊師

劉人文 醫師

細小的 archwire 時, passive SLB 是比 active SLB 具較低的 frictional resistance1-5。 但是值得注意的是, 臨床上矯正的治療初期, 當牙齒排列在非常紊亂的情況之下,無法如同 於實驗室中單純的區分出 first-order 、 second-order discrepancies 或third-order inclinations 。系統中的 bracket slots 和 archwire 之間的 binding phenomena 或病人之間的個 體差異性(individual variations),常常影響到 齒列的排列速度和排列效果, 甚至會造成 active SLB 和 passive SLB 沒有顯著差異性 的結果 6-7 (見 Q3: 低摩擦力矯正裝置中不同的 自鎖設計,像passive self-ligation 和 active self-ligation 對牙齒的排列上有何不同?), 而 讓臨床醫師產生「是不是擁有較低摩擦阻力的 SLB 系統並不能直接表示該系統具有較快移動 速度和較佳排列效果」的疑惑。

事實上,如果不廣泛地討論 sliding mechanism 也存在 first-order rotation control、first-order in-out correction、 second-order up-down、 second-order tipping 等情況 (見Q1: 低摩擦力矯正裝置系統對於嚴重擁擠的齒列在牙齒排列過程是否提供較理想的牙齒移動?)和由生物個體間的差異性,在最單純的sliding mechanism —如 single canine retraction, bracket 和 archwire 之間產生的摩擦阻力越低,牙齒的移動方式應該是越有效率的 (efficacy) ⁸。

學者 Kojima 和 Fukui⁹利用 3D finite element study 去探討摩擦阻力和牙齒移動的關係。其實驗模型利用牙周韌帶周圍受力的不同和齒槽骨周圍骨吸收和骨沉積的改變來模擬

14

maxillary canine 在 retraction 過程中產生的現象。假設在 ligation force 不存在的情況底下(同 self-ligation 情況),持續以 2N 的力量做 canine retraction。有趣的是,所給予的矯正力量 retraction force,有「60% to 80%」的

耗損來自於 bracket slot 和 archwire 之間的 frictional resistance,而 canine 的 tipping可以因為 archwire size 的增加而減少。

藉由臨床上 single canine retraction 的序 列性觀察,也發現到「低摩擦阻力」在矯正裝 置的重要性。在 single tooth 的 sliding mechanism 中擁有較低摩擦阻力的矯正托架,確實 具備較有效率的牙齒移動。 Fig 1 為臨床上接 受 split mouth study 的病人,由於治療上需要 而拔除上顎左右第一小臼齒,在兩側幾乎具有 相同的拔牙空間下(相差 0.05 mm),在 leveling 和 aligning 已經完成,並進入到 0.019× 0.025 S.S.的階段後, 利用「相同的力量」進 行 canine retraction。經過三個月後的觀察發 現,擁有較低摩擦阻力的 passive SLB 移動的 距離較 active SLB 來得多,六個月後更可以 明顯發現在 active SLB 還有部分空間的同 時, passive SLB 已經完成空間關閉。所以儘 管在兩個系統中, 只有 canine bracket 的 prescription 於tip 有6 度、rotation 有 4 度、 torque 有 2 度的差異性(Damon 3MX: torque 0° , tip +6 $^{\circ}$, rotation 0° ; In-Ovation R: toque -2° , tip $+13^{\circ}$, rotation 4°), active SLB 可能因為有較高的摩擦阻力表現而 產生移動速度較慢的結果。

綜合以上基礎研究和臨床觀察的結果,對

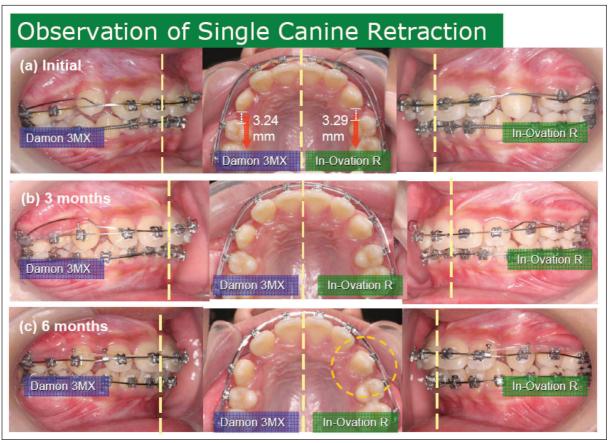


Fig 1. 以固定 3 個月的 interval 來觀察 active SLB 與 passive SLB 在 single canine retraction 的臨床表現。在第 3 個月時發現 passive SLB 的移動較 active SLB 多。於第 6 個月時, passive SLB 已完成空間關閉。

於 single 牙齒的 sliding mechanism ,當施予的力量一定、移動的方向一致 ,bracket 本身具有較低的摩擦阻力表現 , 對相同的病人本身情況而言 , 牙齒的移動會是較有效率的 。 而這和所施予的矯正力量的有效傳遞有關(efficiency of force delivery) 。

Q7:延續上一個問題,如果牙齒的移動是採群體(en-masse sliding mechanism)而非單一的方式,擁有較低摩擦阻力的自鎖矯正托架會有怎樣的結果?是否可以也表示提供較好的錨定作用?

在作用力(applied force)等於反作用力 (reciprocal force) 的前提下,由於低摩擦阻力的環境可以提供較好的力量傳遞,也許會造成矯正醫師在使用低摩擦力矯正裝置時抱持著該系統可以幫忙 save anchorage 的想法,而對拔牙空間關閉的策略不再分成兩個階段。然而,當我們檢視 en-masse retraction 的滑動機轉時,不難發現當利用後方的牙齒做為錨定來拉前牙時,事實上牙齒移動的方式是 archwire 必須跟著前牙往後滑動,亦即 archwire 本身必須穿過後牙區(包含 buccal segment) 的 bracket slots 或 tubes。這和 single tooth 的 sliding

mechanism 不同(Fig 2)10,如果後牙區有很高 的摩擦阻力或 binding , 將會造成 archwire 滑 動及空間關閉的困難。 MBT 系統建議在沒有 任何 anchorage augmentation 之下, 如 transpalatal arch, lingual arch, headgear 等等, en-masse retraction 會造成前後牙齒將 近1:1 的相對運動¹¹。在過去 University of Illinois at Chicago 的clinical trial 中曾注意 到 passive SLB 所具備的低摩擦阻力特性對於 拔牙後的空間關閉,其實並沒有幫忙 save the anchorage。 Fig 3 為臨床上 bimaxillary protrusion 而需要拔除四顆第一小臼齒的病人,在 此 clinical trial 中假設 low-friction bracket system 可以 save anchorage 而在治療初期 debond 原來已經放置好的 conventional ligated brackets。該治療過程完全 follow 系統中 對 anchorage preparation 要求(1st molar and 2^{nd} tied together), 以 0.019×0.025 -in S.S. with posted hook 作 en-masse retraction 。而

在空間關閉後的 lateral profile (Fig 4) 和 cephalometric superimposition 中卻發現前後 牙齒有非常類似 conventionally ligated brackets 的前後牙齒相對運動而造成病人仍不滿意其 protrusive facial profile 的結果 (Fig 5)。

所以,事實上就整個系統而言,不同區域的摩擦阻力的需求是不盡相同的。在拔牙病例 en-masse retraction 的治療過程之中,真正希望沒有摩擦阻力存在的區域為後牙區亦即 anchor segment (Fig 2 B),反而於前牙區需要較多的摩擦阻力來協助控制牙齒的位置。目前許多國家的矯正醫師,包含台灣的矯正醫師也意識到擁有較低摩擦阻力的矯正裝置並不代表可以提供較好的錨定作用和較快的空間關閉¹²來處理拔牙病例(拔牙空間關閉速度比較見 Q2: 關於傳統的 preadjusted edgewise 矯正系統和低摩擦力矯正系統的比較, 有沒有任何的臨床科學研究來證明低摩擦力矯正系統的優越性?)。

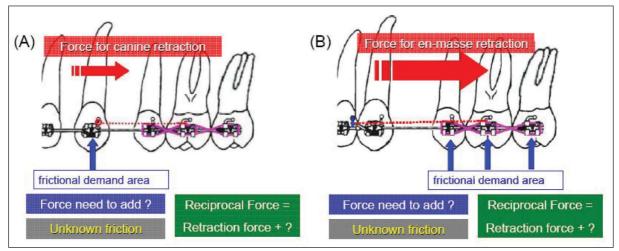


Fig 2. Differential friction demand of sliding mechanism. (A) single canine retraction (B) en-masse retraction。對於不同的 sliding mechanism,所要考慮到的摩擦阻力和 reciprocal force 不同。在 En-masse retraction 中,摩擦阻力在後牙區的矯正裝置中必須很低或不存在而與前牙區無關;而 single canine retraction 則只需要考慮欲移動的牙齒本身。

16

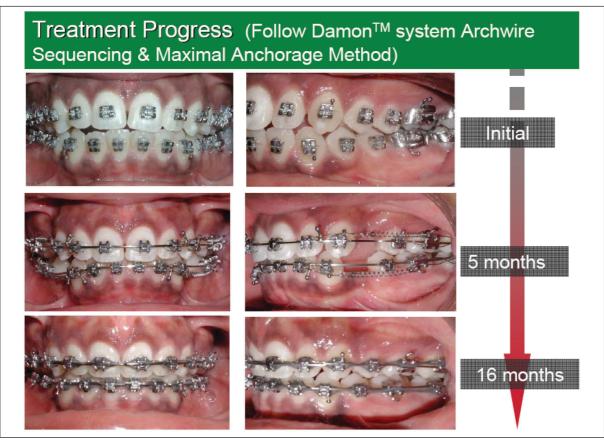


Fig 3. Passive SLB clinical trial 中以 Damon™ System 的 en-masse retraction 治療 bimaxillary protrusion 的病人。完全 follow 系統建議的方式做空間關閉。

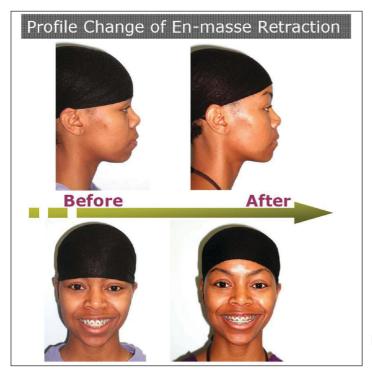


Fig 4. En-masse retraction 空間關閉後 其 profile 改變。

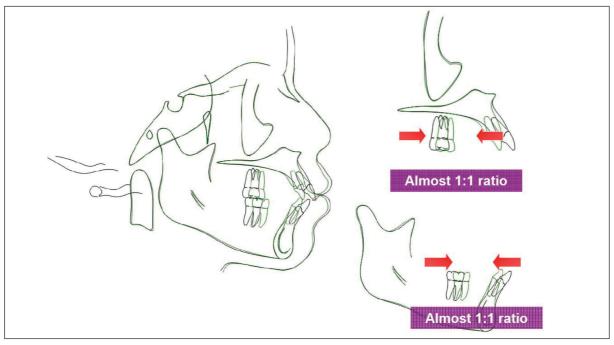


Fig 5. Cephalometric superimposition 發現 anterior segment 和 posterior segment 的移動方式非常 類似於 conventionally ligated brackets,在沒有任何 anchorage augmentation 存在下造成的 牙齒相對運動。

Q8:低摩擦力矯正裝置的齒列擴張治療效果 (Low-Friction Bracket System vs. Arch Expansion Effects)

在治療擁擠和狹窄齒列的過程之中,使用過自鎖矯正裝置的臨床矯正醫師或多或少曾經體驗過齒列擴張的效果,就牙齒移動後的位置及其其周圍齒槽骨結構改變的完整性也有CT scan 證明其治療效果¹³。然而, 就整個低摩擦力裝置系統而言,齒列擴張的效果究竟來自於自鎖矯正裝置本身(the bracket)?還是所使用的 archwire?

臨床上如果對幾個常用的 archwire 的形狀來做簡單的比較,包含 Ormco 的 Damon™,RMO 的 Orthonol™, GAC 的 Neo Sentalloy™,GAC 的 Bioforce™等等,不難發現 Damon™ 的 CuNiTi wire 具有較寬的

18

arch form (Fig 6)。尤其程度上的差異是由第一小臼齒的區域後開始變寬,而在第一大臼齒的區域後開始變寬,而在第一大臼齒的區域時, $Damon^{TM}$ 可以比較窄的 Orthonol TM 寬約4mm。

事實上臨床矯正醫師對 arch form 的形狀有諸多的選擇,然而就低摩擦力自鎖矯正裝置系統,如 Damon™ System 卻建議使用「相同大小形狀且較寬的」 archwire 來排列牙齒,而沒有上下顎的區別。而其目的是希望讓病人的本身口腔結構在使用較有彈性的 NiTi wire 階段,肌肉、舌頭、骨骼之間的協調平衡作用過程而 shaping 出病人最適應的 individualized arch form 的形狀。 Al-Sanea¹⁴ 研究經過 Damon™ arch form 治療後的病人其 dental arch form 形狀的改變。其 sample size 為 21 位,由 11 位男性和 10 位女性(平均年齡 14.7

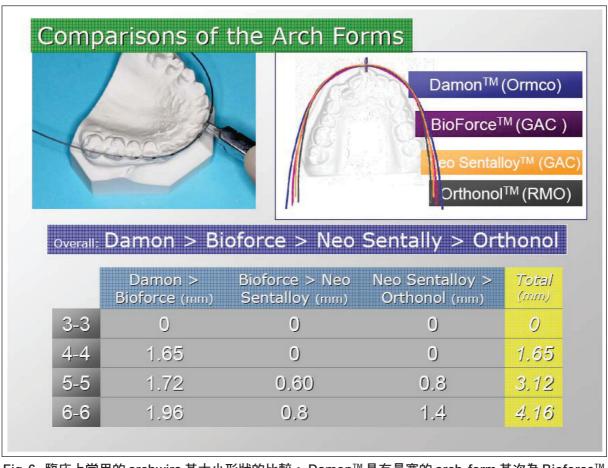


Fig 6. 臨床上常用的 archwire 其大小形狀的比較。 Damon™ 具有最寬的 arch form 其次為 Bioforce™ (GAC)、 Neo Sentally™ (GAC)、 Orthonol(RMO)。在 inter-canine 之間的大小,無明顯差異。

歲)所組成,都為 Class I malocclusion、至少有 3mm crowdings、沒有 skeletal 或 dental crossbite , 完全遵守系統要求的 archwire 使用順序 , 採用不拔牙的方式治療。研究分為二個階段 , 並以治療前(T1)和治療後(T2 , 27個月)所得到的 digital models (Fig 7)來做距離和形狀大小的三度空間比較 , 治療過程中沒有任何的 interproximal reduction 而去改變牙齒的大小。結果發現治療後的齒列在 transverse dimensions 上都發生統計學上的 significant changes 。其中第一小臼齒的擴張量(the amount of expansion) 最大 ,其次為第二小臼

齒,和犬齒。牙齒的大小和齒列擴張的量有統計學上的高度關聯性;治療前齒列擁擠的程度和齒列擴張的量則較無相關性。齒列形狀的改變(arch width/arch length),只有在上顎第一小臼齒的區域有統計學上顯著的改變(p<0.05)。所有被研究的齒列形狀,沒有任何一個病人的最終 arch form 是相同的。亦即系統中使用的單一型態 Damon™ arch form 的矯正線對不同病人而言,並沒有造成同樣結果的arch form。

藉由 archwire 提供齒列擴張的效果,事實 上除了牽涉到 arch form 本身的形狀外,病人

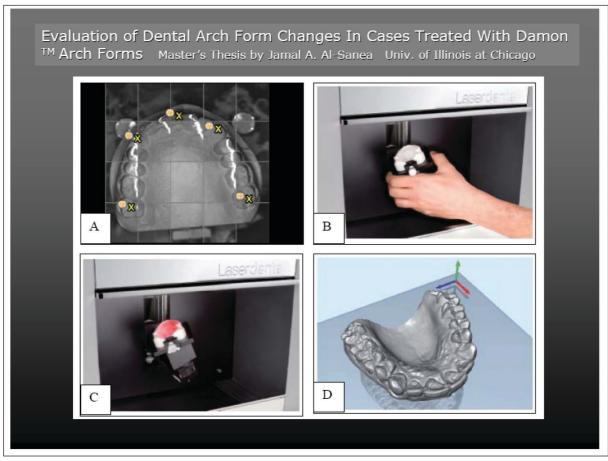


Fig 7. Al-Sanea¹⁴ 利用治療前和治療後的 digital model 研究 Damon[™] arch form 所造成的 archform 大小形狀改變。(A)-(D) 利用 laser scanner 得到 3D digital model 的過程。

本身的條件、bracket slot 的 labial cover, ligation type,還有 wire 本身所提供的力量大 小和力量的傳遞方式等等都可能產生不同的結 果。顯然地, 目前的文獻中對於低摩擦力裝置 系統所產生的齒列擴張的研究仍屬匱乏, 還需 要有更多的臨床科學和基礎研究來了解齒列擴 張和低摩擦力裝置系統之間的關係。

Q9:低摩擦力矯正裝置中的 active self-ligation 和 passive self-ligation 的自鎖設計,對 third-order torque control 的影響有何不 同?

在矯正治療的過程之中,third-order 的torque control 對於牙齒排列的美觀、微笑曲線,甚至咬合的穩定性一直扮演非常重要的角色。O'Higgins¹⁵等學者對前牙 torque control的研究中發現,每5度的前牙 torque 改變會造成 arch length 1mm 的變化。自鎖矯正裝置發展至今,像 passive SLB 由於沒有任何 ligation force 的存在,單單只靠 archwire 的大小和 bracket 本身設計的 pre-torque 角度來控制third-order torque,使得許多臨床醫師對於passive SLB 的 torque control 有許多的質疑。而 active SLB 則受到 active spring 的影

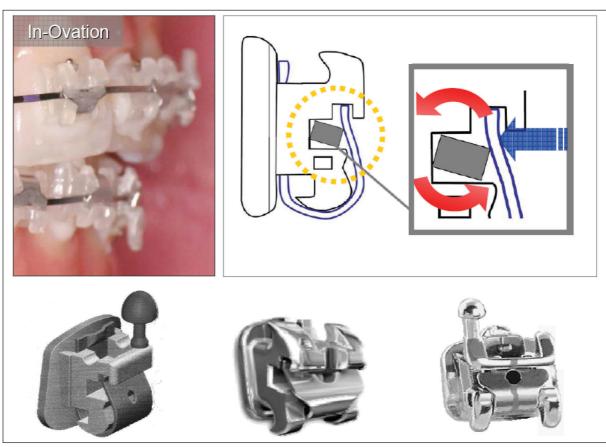


Fig 8. 目前市面上 active clip 的設計為了提供 seating force 在 archwire 上,而造成 bracket slot 在 occlusal wall 和 gingival wall 的長度不同。由於 3rd-order toque 的產生必須讓 archwire 和 bracket 上的 gingival slot wall 和 occlusal wall 形成 binding,所以部分學者提出 active SLB 只能產生單一方向 toque expression 的疑慮。

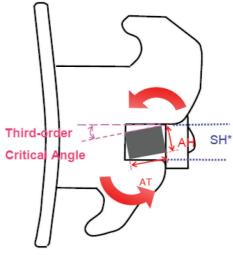
響,即便 active spring 的設計可以提供部分 ligating force 來 seating archwire 幫助 torque control,但仍然因為 active spring 的 材質在矯正治療過程可能會產生變形而失去作用的缺點。 Pandis¹⁶等學者比較在病人口中使用過以及全新不同材質的 active SLB (包括 InOvation, GAC 和 Speed, Strite Industries),結果發現非 NiTi 材質的 active clip 可以產生近「50%」的 stiffness loss。對於 clip 在 bracket slot 內的設計,學者 Harradine¹⁷ 認為 active clip 的設計為了讓 clip 和 archwire 接觸而造成了 bracket slot 在 occlusal wall 和

gingival wall 長度的不同。也因為這樣的設計 會有 toque expression 只有一個方向的疑慮 (Fig 8)。

基本上就 third-order torque control 而言,由於 archwire 和 bracket slot 本身不用產生滑動作用,所以摩擦阻力在 third-order dimension 上所扮演的角色比起 first-order 和 second-order 的所需的 sliding mechanism,其實是微乎其微。反而是 archwire 和 bracket slot wall 之間的 binding,尤其是指 archwire 與 bracket slot 內的 occlusal wall 和 gingival wall 之間在接觸後必須產生的 torsion force,

Third-order C.A. "Torque Control"





Equation of 3rd-order Critical Contact Angle:

$$\cos\phi_3(AH) + \sin\phi_3(AT) = SH *$$

Fig 9. Equation of 3rd-order critical contact angle for binding 。 AH = archwire height; AT = achwire thickness; SH * = slot height 。 Archwire 的 cross-dimension 的大小越大,產生的 binding 機率就越大,而 torsional play 則越小。由圖中公式可知,在 slot depth 足夠的情况下, third-order critical contact angle 與 bracket width 無關。 Bracket slot height 和 archwire 大小扮演 torque control 的重要角色。

才是決定 third-order torque control 的決定因子。學者 Kusy¹⁸ 除了提出 second-order critical contact angle theory 來解釋 binding 外 (見 Q3: 低摩擦力矯正裝置中不同的自鎖設計,像 passive self-ligation 和 active self-ligation 對牙齒的排列上有何不同?),事實上也進一步將實驗 model 延伸至 third-order dimension 來合併解釋 archwire 和 bracket 之間的關係 (Fig 9)。有趣的是,當十種不同大小的 archwire (0.016 × 0.016, 0.016 × 0.022, 0.017 × 0.017, 0.017 × 0.022, 0.017

 \times 0.025, 0.018 \times 0.018, 0.018 \times 0.022, 0.018 \times 0.025, 0.019 \times 0.025, and 0.021 \times 0.025 inch) 和四種不同的 bracket widths (0.070, 0.100, 0.130, and 0.160 inch), 合併四種不同的 bracket slot height (0.018, 0.0205, 0.022, and 0.0245 inch; 非 slot depth) 來觀察其 torque expression 時, 發現相同大小的「archwire height」(如 0.018-in的大小在 0.018 \times 0.018 \times 0.022 或 0.018 \times 0.025)在相同大小的「bracket slot height」中竟然具有結果相同的 third-order

22

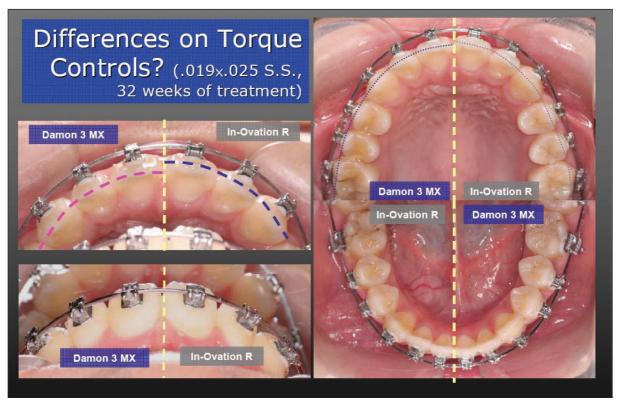


Fig 10. 臨床上以 split mouth 方法觀察 active SLB 與 passive SLB 的 third-order torque control 的差 異性。經過 0.019 × 0.025 S.S.排列後的結果,在臨床上不易發現其 third-order inclination 的 差異,然而由 bracket base 厚度造成的影響反而非常明顯。

critical contact angle ,而且 torque expression 獨立於 bracket width 大小。

Badawi¹⁹ 等學者研究利用 0.019 × 0.025-in S.S. 來研究 active 及 passive SLB 對於 torque expression 之間的差異性。選擇了二種 active SLB (包括 In-Ovation, GAC 和 Speed, Strite Industries) 和二種 pasive SLB (包括 Damon 2, Ormco 和 SmartClip, 3M Unitek)來測量其在不同精確的 third-order 角度上,所呈現出的 torsional play 和 torsion force 大小。在這些不同的自鎖矯正裝置系統中,分別取了 50 個上顎右側的正中門牙位置的 bracket 來做比較。結果發現 active SLB 從 7.5° 開始產生了 torque expression,而 pas-

sive SLB 則為較大的 15° 才開始產生。從 0° 到 35° 的情況下,active SLB 則一直具有較高的 torque 表現。而在臨床上的應用範圍內,具有 active clip 的 active SLB 有比 passive SLB 產生較高的 torque expression。

Fig 10 為臨床上接受 split mouth study 的病人,亦即由中線的兩側,放置不同的 SLB, 包含 passive 與 active SLB , 我們以固定 8 週的 interval 來觀察不同 SLB 造成的影響。在 這兩種 active 與 passive SLB 系統中,前牙區 唯獨有 canine bracket 的 prescription 有不同 的差異性(Damon 3MX: torque 0°, tip +6°, rotation 0°; In-Ovation R: toque -2°, tip +13°, rotation 4°)。在第 32 週比較其

torque expression 於 0.019×0.025 S.S.排列 後的差異性,而結果卻發現並不容易區別出其 third-order torque control 的差別。然而較為 明顯的差異只有發生在牙齒的 in-out 位置,而 這樣的結果相信是由不同 bracket base 的厚度 大小差異而來。

綜合以上基礎材料科學和臨床觀察的結果,相信 active SLB 在臨床矯正治療過程中會提供較早的 torque expression,比起 passive SLB 有 7.5° 的差異性。對於在相同 slot height 大小的 SLB (如 0.022-in 的大小在 $0.022 \times 0.027 \cdot 0.022 \times 0.028$),決定 third-order critical contact angle 的是 archwire 本

身的大小。雖然整個矯正治療過程中,passive SLB 的 torque expression 較 active SLB 晚, 必須在使用適當大小的 archwire 後才能 express effective torque 。然而,如果 finishing wire 在 bracket slot 中不會有造成過多 torsional play 的疑慮,就並不表示 passive SLB 不能表現有效的 torque control。而對於 active SLB ,必須具有兼顧彈性和不易變形材 質等特性的 active clip ,才能 express effective torque 也是顯然的。

(在此感謝三總民診醫療作業基金研究計劃 TSGH-C98-109 支助)

REFERENCES

- 1. Thorstenson GA, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;121:472-82.
- Voudouris JC. Interactive edgewise mechanisms: Form and function comparison with conventional edgewise brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997;111:119-39.
- 3. Thorstenson GA, Kusy RP. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;122:295-305.
- 4. Kim TK, Kim KD, Baek SH. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008 Feb;133(2): 187.e15-24.
- Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. Angle Orthod 2004;74:202-211.
- 6. Henao SP, Kusy RP. Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. Angle Orthod 2005;75:75-85.
- 7. Yeh CL, Kusnoto B, Viana G, Evans CA, Drummond JL. In-vitro evaluation

- of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007 Jun;131(6):704.e11-22.
- 8. Pizzoni, L., Ravnholt, G., and Melsen, B.: Frictional force related to self-ligating brackets. Europ. J Orthod. 20:283-291, 1998.
- 9. Kojima, Y, Fukui, H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. Am J Orthod. Dentofacial Orthop. 2005;127:542-551.
- 10. Yeh CL, Lin CY: Low-Friction Brackets in Perspective, J. Taiwan Assoc. Orthd., 19(4):5-17, 2007.
- 11. Bennett JC and McLaughlin RP. Controlled space closure with a preadjusted appliance system. J of Clinical Orthod 1990;24:251-260.
- 12. Miles PG. Self-ligating vs conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007 Aug;132(2):223-5.
- Damon, D.: Orthodontics: Current Principles and Techniques, Graber, Vanarsdall, Vig. 4th Ed. Elsevier Ch 18, 753-831: 2005.
- 14. Jamal Abdullah AL-SANEA. Evaluation of dental arch form changes in cases treated with Damon™ arch forms. Master's Thesis. University of Illinois at Chicago, 2008.

- 15. O'Higgins EA, Kirschen RH and Lee RT. The influence of maxillary incisor inclination on arch length. Br J Orthod 1999;26:97-102.
- 16. Pandis N, Bourauel C, Eliades T. Changes in the stiffness of the ligating mechanism in retrieved active self-ligating brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007 Dec; 132 (6):834-7
- 17. Harradine NW. Self-ligating brackets: where are we now? J Orthod 2003; 30:262-73.

- 18. Kusy, R.P.: Influence on binding of third-order torque to second order angulation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 125:726-732, 2004.
- 19. Badawi HM, Toogood RW, Carey JP and Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008 May;133(5):721-8. PubMed PMID: 18456146.