

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

Q & A 回顧低摩擦力矯正裝置系統的科學證據與迷失(Part I)

■ 葉金良[△] / 林政毅⁺ / 劉人文^Φ 醫師

前言 近年來低摩擦力矯正裝置系統(*low-friction bracket systems*)一直被許多矯正醫師認為有較快的牙齒排列與移動效果(*rapid tooth movement*)，並擁有比過去的矯正治療更少的回診次數(*less visits*)、與更長時間的回診間隔(*longer intervals*)，和更短的治療時間(*shorter treatment time*)等優點。當有越來越多的病例報告、臨床觀察、專業演說亦或期刊雜誌來告訴臨床醫師各種不同低摩擦力矯正裝置的優點與其不可思議的治療效果時，到底又有多少是有科學根據的觀點和事實，而非個人的看法或經過選擇的病例報告而已？本文目的是在提供矯正醫師於臨床工作忙碌之餘，協助其快速回顧目前低摩擦力矯正裝置系統的文獻報告和發展，以利用該知識與觀念來造福我們的病人。

回顧齒顎矯正治療一個世紀的發展，矯正醫師仍然脫離不了主要必須仰賴機械力學原理的傳遞來達到生物反應的牙齒移動和骨頭的重塑作用。儘管矯正醫師已經可以利用各種矯正裝置來將力量的傳遞與分布發揮的淋漓盡致，然而最終主宰整個牙齒移動的還是在於牙周韌帶上所承受的壓力和張力。舉例來說，從最單

純地利用 bracket 和 archwire 來移動牙齒的現象來看，牙齒本身所受到的力量絕不是單由 archwire 本身的粗細、材質或 cross section 的形狀來決定，而是還必須包括 bracket 和 archwire 產生的 bending 和 binding 的程度以及其間 friction 等等因素。而最終傳遞到牙周韌帶的壓力和張力的分布，也會因為牙根型態的不

△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

+台北長庚紀念醫院顏面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

中華民國唇顎裂暨顏面學會理事長
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



葉金良 醫師



林政毅 醫師



劉人文 醫師

同、表面積的大小、支持結構的情況和 center of resistance 的位置，而產生不同的牙齒移動結果。所以，看似單純地利用 archwire 與 bracket 產生的力量來移動牙齒的現象，其實卻是在考驗矯正醫師如何精準地控制牙周韌帶周圍的力量分布；而對整個牙齒移動過的生物力學反應而言，archwire 與 bracket 所給予牙齒的力量，卻是一個最起始也最單純的一環而已。¹ 本文將針對低摩擦力矯正裝置系統對矯正醫師於矯正治療過程之中，所扮演的角色、可能的疑問與迷失，以問答方式來做系統性的基礎科學與臨床研究文獻回顧與討論。

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(Better Tooth Movement)？

Khambay² 等學者評估矯正托架的結紮方式，其中包含 self-ligation，elastomeric modules 與不鏽鋼的 ligature wires，結果發現 self-ligating brackets(以下簡稱 SLB)擁有最低的摩擦阻力。至今在矯正材料學的文獻中，評估 archwire 與 bracket slot 之間的摩擦阻力的研究其實不勝枚舉，然而不難發現大部分的研究都指出 SLB 比 conventionally ligated brackets 有較低的摩擦阻力表現。³⁻⁶ 當許多熱衷於發展低摩擦力矯正裝置的臨床學者提出低摩擦力矯正裝置可以提供較快速^{7,8}、與較舒適⁹、較符合生物相容(biological compatible)的牙齒移動的觀念時，其中大部分的原因歸咎於該系統擁有比過去較小 dimension 的 archwires 以提供較輕與持續的力量；和較方便與快速的 self-ligation 結紮設計，排除了將 arch-

wire 綁在各個 bracket slot 中的麻煩。較小的 archwire size 的確除了可以讓所有牙弓內紊亂的牙齒可以全部被 fully engagement 外¹⁰，更重要的是，在一定的 bracket slot 中，較小的 archwire 使得 bracket slot 與 archwire 的三度空間裡 clearance 增加，產生的 binding 機率大為下降^{11,12}，再加上沒有任何的 ligation force 來抑制滑動作用，這種在物理學上同等於 normal force，用來決定摩擦力大小的 critical component，所以低摩擦力裝置系統在解決擁擠齒列的排列問題時，可以明顯發現其優點¹³。

由於低摩擦力裝置系統仍然屬於 continuous straight-wire appliance，傳統 preadjusted brackets 會發生的 unwanted effects，如移動 highly impacted canine 所會造成的 lateral incisor 及 first premolar 的 intrusion、incisor 的 flare out 和 bite opening、loss of occlusal contact 等等的相對運動 (Fig 1)，是矯正醫師希望可以在低摩擦的環境下去避免的。然而，事實上在臨床上以六週為間隔的序列性觀察之中 (Fig 2 和 Fig 3) 卻仍然發現類似的 unwanted effects，但是現象並不如 conventionally ligated brackets 嚴重。這些問題事實上已經由許多熟悉該系統的矯正醫師們發現並且可以利用較早期的 light elastic 介入來讓咬合在早期的治療過程更理想¹⁴。所以，令人興奮的是，對於使用低摩擦力裝置系統，矯正醫師不再需要像傳統上去等待 leveling and aligning 階段的結束才能開始針對 vertical 或 horizontal 的方向去做 bite correction。至於是否提供較理想的牙齒移動？由臨床的序列性

觀察中可以確定的是低摩擦力矯正裝置系統的確減少了 conventionally ligated brackets 在排列擁擠齒列過程中的 unwanted effects，而牙齒移動的 alignment efficiency 及 efficacy 將會於本文作進一步的探討。

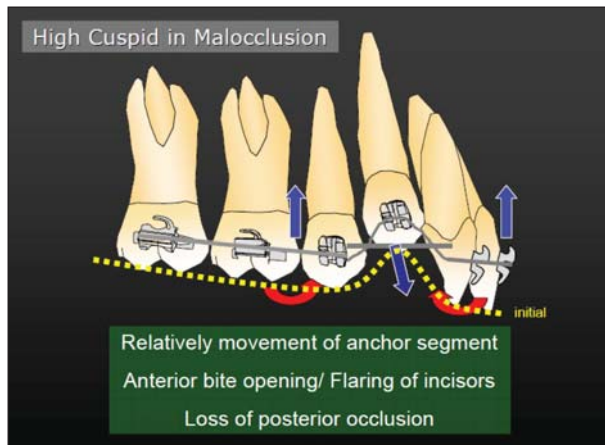


Fig 1. 傳統上如果利用 preadjusted brackets 來移動 high canine 常會造成 lateral incisor 及 first premolar 的 intrusion、incisor 的 flare out 和 bite opening、loss of occlusal contact 等等的相對運動。

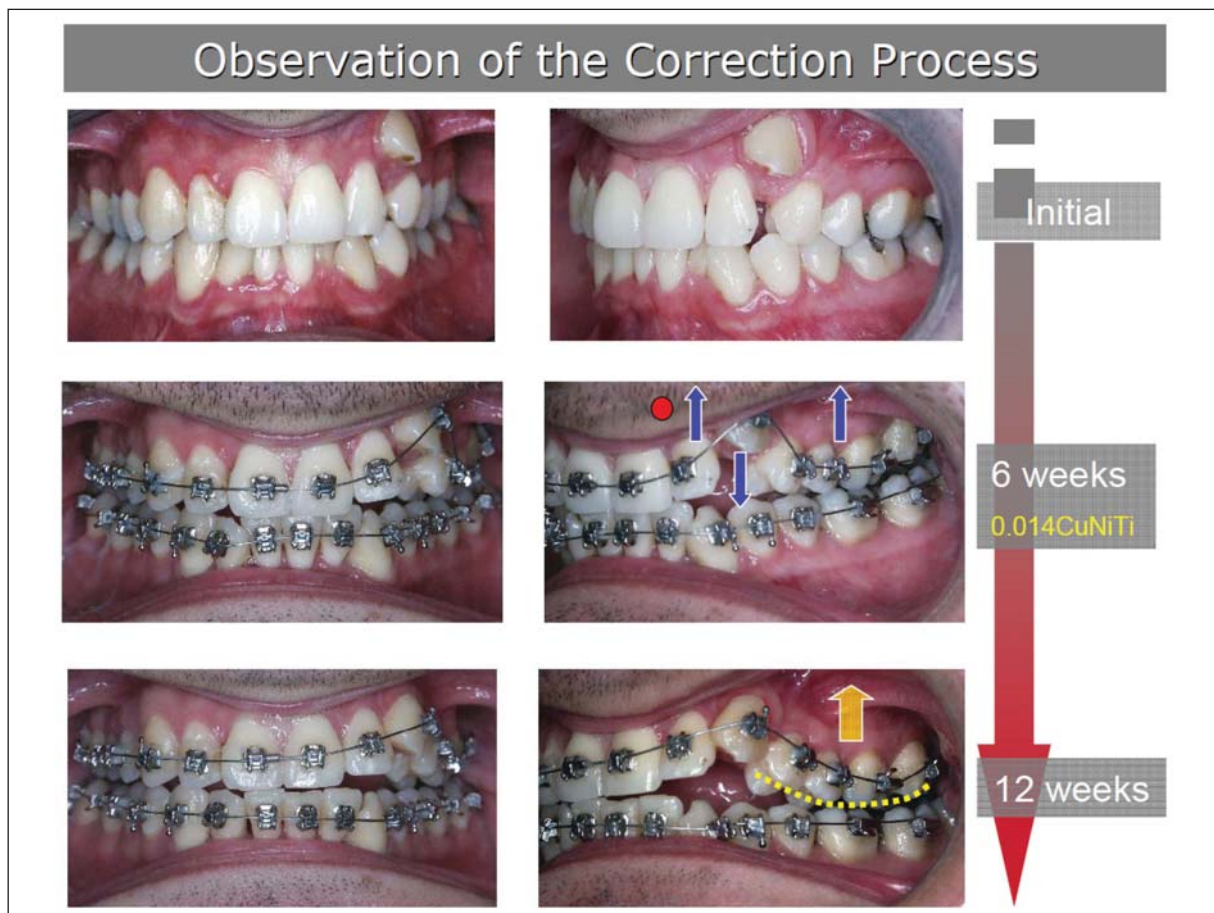


Fig 2. 臨床上以每 6 週為週期的序列性觀察中發現，在 0.014 CuNiTi 使用 6 週後發現 lateral incisor、first premolar 和 second premolar 的 intrusion。該情形在第 12 週時有更為明顯的現象。(from Damon2™ clinical trial, Univ. of Illinois at Chicago, 2003)

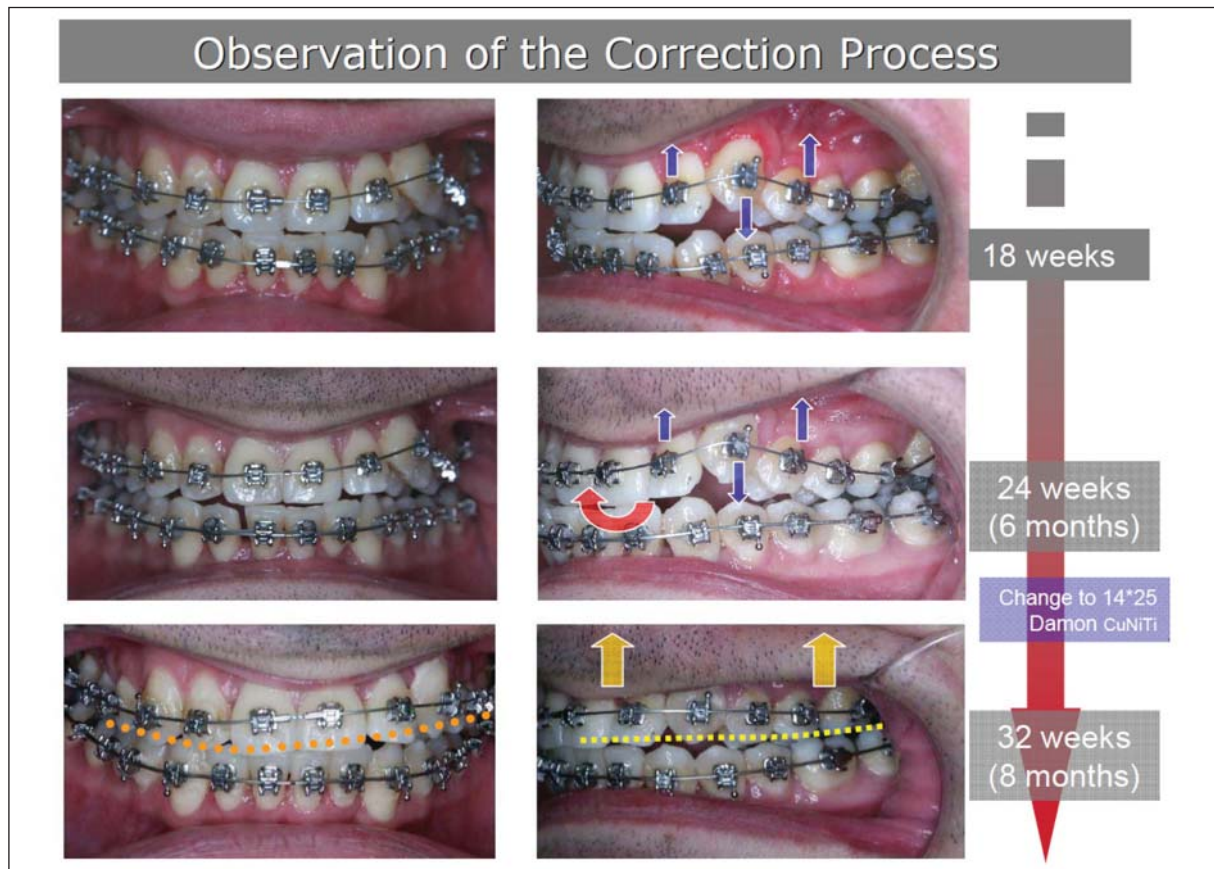


Fig 3. (接續 Fig 2) 臨床上持續以每 6 週為週期的序列性觀察，於 18 週時發現 impacted canine 已經明顯改善，但是 bite opening 及 occlusal plane canting 現象發生。於 24 週後換上 0.014 × 0.025-in CuNiTi，並於 32 週完成 canine leveling，但 incisor flare out、bite opening 和 occlusal plane canting 仍存在。

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？

基礎材料科學的摩擦力研究結果，在不同程度上的確影響了臨床醫師在審視 frictional force 和 clinical performance 之間的關係的看法，其中當然包含了 SLB 和 conventional orthodontic brackets 對牙齒移動效果的比較。

Pandis 等學者¹⁵ 比較臨床上 Damon 2™ SLB (Ormco) 與 conventional brackets

(Microarch™, GAC) 其對下顎齒列擁擠病例的不拔牙治療效果。總共 54 位病人符合其研究標準，其中 SLB group 和 conventional bracket group 的人數各為 27 位，採用 Little's irregularity index 分類而有 28 個 dental arches 被列為 moderate crowdings、26 個 dental arches 被列為 severe crowdings。兩組所使用的 arch-wire 不同，對於 SLB group 使用 0.014-in CuNiTi 和 0.014 × 0.025-in CuNiTi；對於 conventional group 使用 0.016-in CuNiTi 和 0.020-in medium Sentalloy。以天數為單位來

計算牙齒的排列效果。第一個紀錄的時間點(T1)為必須經由同一位矯正醫師判定排列程度已經足夠而可以換上第二條矯正線。第二個紀錄的時間點(T2)則為前六顆牙齒已經由第二條矯正線排列整齊。結果發現整體而言，SLB group 和 conventional bracket group 對於下顎擁擠的 crowding allevation 沒有顯著差異，然而對於 moderate crowdings，SLB group 有較快的排列速度，約為 conventional bracket group 的「2.7」倍。可是，這樣的差異性在更嚴重的 crowdings 病人中，差異性變得不明顯。由 alignment 所造成的前牙的 proclination，在 SLB group 一樣發生而且兩組並無差異性。

近期由 Scott 等學者¹⁶以較為嚴謹的 research protocol 比較 Damon 3™ SLB 與 conventional bracket 的臨床差異性。其為 multi-center、randomized 的 clinical trial，為了力求 bias，由 32 為男性和 30 位女性(平均年齡 16.27 歲)所組成，mandibular incisor 有 5 to 12 mm 的 crowdings，都需要拔除第一顆小白齒，採 Little's irregularity index，和 Pandis¹⁵ 的研究方法不同，其完全遵守系統要求的 archwire 使用順序，分為三個研究階段，第一為治療前(T1)，第二為使用 0.014-in CuNiTi 之後(放入第二條 0.014 × 0.025-in CuNiTi) (T2)，第三為使用 0.019 × 0.025-in S.S.之後(T3)。在第一、第二與第三個階段取 study cast 來做測量並且在第一與第三個階段(T1 和 T3)有 lateral cephalometric radiographs 和 periapical radiographs 的紀錄。結果發現對於一開始的排列速度(rate of initial alignment)，兩種系統沒有顯著性的差異(P > 0.05)。原本病人牙齒本身的排列紊亂程度會影

響牙齒排列的速度，但是性別、年齡、與矯正裝置並沒有顯著影響。牙齒排列的結果包含 inter-canine width 變寬、arch length 變短、mandibular incisors 向前 proclination，但是兩種矯正裝置沒有顯著差異。牙根吸收的程度也沒有顯著差異。

Miles¹⁷ 於 2007 年的文獻報告中對 SmartClip™ passive SLB 和 conventional bracket 對拔牙後空間關閉速率來做比較。它是一個 Split mouth study，亦即在同一個病人，同一 arch 的左右兩側，放置不同的矯正裝置。在拔除第一小白齒後，利用 0.016 × 0.022-in S.S. 和 NiTi coil springs 在 0.018-in 的 slot 中以 sliding mechanism 做 en-masse retraction。每 5 週觀察測量 canine bracket 和 1st molar tube 之間的距離。其中有 19 位病人，共 20 個 arches 符合實驗的要求而來做比較。結果發現 SmartClip™ SLB 的移動速率為 1.1mm/month，而 conventional bracket 為 1.2mm/month，但並無統計學上的差異性。

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？

對於這兩大類的 SLB，主要的 controversies 來自於他們在於摩擦阻力的表現和 bracket slot wall 上 labial cover，亦即 ligation component 不同的影響。

首先就 ligation component 的層面，比較容易讓人了解，因為在 SLB 系統中沒有 elastic 或 stainless steel ligation wire 的存在下，只能靠 clip、slide、cap 等設計來提供 ligation

force 或 seating force 給 archwire。理論上，active SLB 可以因為 clip 的彈性效果和延伸至 slot lumen 與 archwire 接觸的影響，而使得在矯正初期的排列中提供比完全沒有 ligation force 的 passive SLB 擁有更完整且有效的 labiolingual control 或 rotation control。¹⁸ 不過，事實上 active clip 延伸至 slot lumen 的結果，是除了讓 archwire 和 slot 之間的 clearance 變小、gingival wall 與 occlusal wall 不對稱為外，更造成摩擦阻力的增加。¹⁰⁻¹²

若就摩擦阻力層面造成的影響，因為牽涉到 bracket 和 archwire 兩者間的複雜的相互作用關係，包含 archwire 本身的 size、cross-sectional dimension, material properties (如 mechanical 和 thermal characteristics 等)，bracket 本身的 bracket width, slot height, slot depth, 和 slot wall 的幾何形狀(如 rounded slot wall)，以及 inter-bracket distance 和 ligation force 的大小等等，所以在此較難去簡單地完整說明。然而，Kusy and Whitley^{19,20} 以 bracket 和 archwire 之間的第二序列近遠心傾斜的模型(2nd-order MD tipping/angulation)來解釋 binding 和 friction，提供了相當清楚的理論基礎，亦即 critical contact angle of binding (Fig 4)。當 binding 還未發生，傳統的滑動機制幾乎決定了整個系統的摩擦阻力表現，亦即 ligation force 越少，摩擦阻力越低。當 binding 發生時，整個系統的摩擦阻力的大小幾乎全由 binding 而來。Binding 的發生在臨床上亦即牙齒的 malposition 的位置及角度，已經大於 bracket slot 和 archwire 所能 tolerate 的 3D clearance。唯有

當牙齒移動到較好的位置後，binding 現象減少，整個系統的摩擦阻力才會下降。

即便 passive SLB 的摩擦力表現低於 active SLB 的現象已經廣泛地被證實和確定。^{11,12,18,21,22} 然而，也許真正引起矯正醫師感到興趣的是「不同 SLB 設計的臨床控制表現」而非摩擦阻力上的數據而已。基礎研究事實上也考慮到臨床的 clinical application，所以目前的研究方法也由 single bracket 發展到模擬病人口中的 multiple brackets 而且伴隨咬合不正的情況³⁻⁴。有趣的是 single bracket study 和 multiple brackets study 的研究結果卻有類似的結論，那就是原本牙齒排列不正的位置 (crowding, 1st-order, 2nd order to 3rd-order discrepancies 等等)所造成的 archwire 與 bracket slot 之間的 binding 會影響最後摩擦力的表現。當使用較細的 archwire 來做矯正初期的排列時，由於 bracket slots 中還有足夠的 clearance 來允許滑動作用，binding 也許只產生在排列位置最不正的 bracket slot 之中，而且一旦牙齒移動了 binding 現象可以很快地減少。在這個階段能夠提供越大 bracket slot clearance、interbracket distance、越少 ligation force effect 與越少 binding rate 的 SLB，是被認為滑動阻力表現較好的 system。Active SLB 基於 active clip 的設計，當使用「相同大小形狀」的 archwires 來和 passive SLB 做比較時，它的摩擦阻力的結果會高於 passive SLB。然而，當 archwire 的大小持續增加，或整個系統的 brackets 與 archwire 產生的 binding 情況變多時，passive SLB 和 active SLB 則會失去顯著的差異性。^{3,4,22}

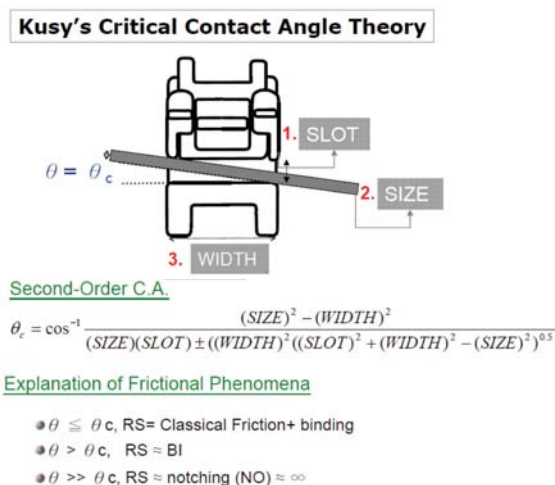


Fig 4. 由 Kusy and Whitley^{19,20} 所提出的 critical contact angle of binding 理論來解釋 resistance to sliding (RS) 和 binding。此為單就第二序列平面 mesiodistal tipping 的情況，bracket slot 越大、bracket width 越小和 archwire size 越小，形成的 critical contact angle 越大，產生的 binding 機率就越小。Critical contact angle 的決定關係則如圖中公式所示。RS = resistance to sliding; BI = binding; NO = notching。

Q4：延續上一個問題，就低摩擦力矯正裝置中不同的自鎖設計，有沒有任何的臨床科學研究來支持它們因為摩擦力不同而產生的差異性？

儘管因為基礎材料科學實驗方法的改進和不同實驗團隊所得到的共同結果，這些充分的 in-

vitro 證據讓我們對不同的 SLB 系統有越來越多的了解，然而針對不同 SLB 系統 in-vivo 臨床表現的科學研究，至今還沒有足夠的客觀的證據在科學期刊中被提出來。這多半是由於臨床科學研究過程之中，SLB 與 conventional bracket 之間的許多疑問而產生的臨床研究還未被進行，再加上就生物統計學上，病人人數收集上的困難和個體之間的差異性懸殊 (individual variation)，所以還需要更長時間的努力。然而，令人欣慰的是，事實上已經可以由過去的研究結果，不論是基礎科學或臨床研究，看出未來努力的方向。(Fig 5) 為臨床上願意接受 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 0.014-in Sentalloy (T1)，0.016 × .0025 CuNiTi (T2) 對第一序列平面的唇舌側控制及旋轉控制 (first-order labiolingual control/ rotational control) 的影響 (Fig 6)。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: torque -2°, tip +13°, rotation 4°)；然而在 8 週後的矯正治



Fig 5. 利用 split mouth study 來解決不同患者之間 individual variation 的問題。病人口內分別有 active 及 passive SLB 兩種裝置，但利用相同尺寸和力量大小的 NiTi wire 來觀察 bracket 之間的差異性。

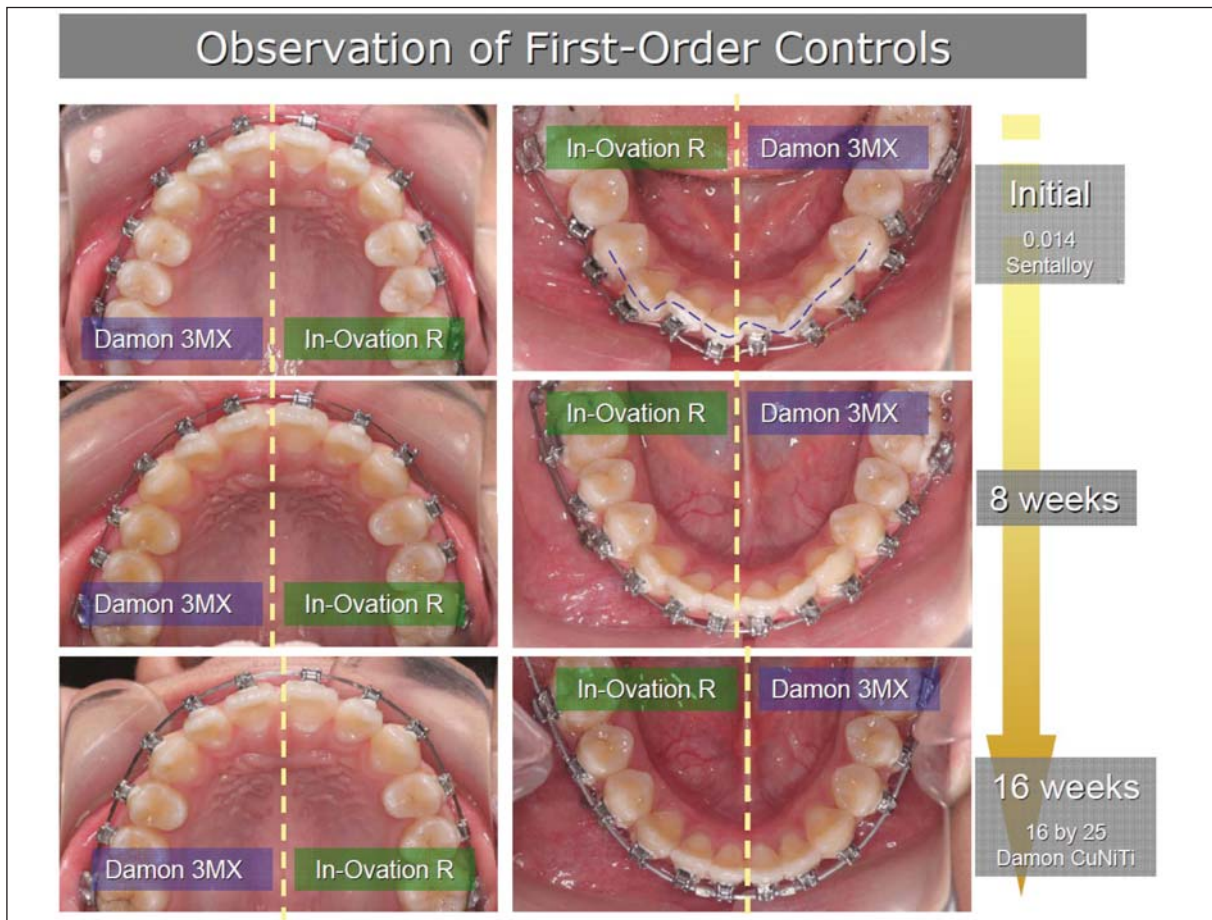


Fig 6. 以固定 8 週的 interval 來觀察 active SLB 與 passive SLB 的 first-order labiolingual 和 rotational control 臨床表現。在第 8 週已經不易看出 SLB 之間明顯的差異性。於第 16 週後可見兩側不同 SLB 都完成 alignment。

療過程，由於兩側都得到很好的結果，所以似乎不容易發現其排列上的差異性。接下來的 16 週後的臨床觀察，同樣地，不論是 active SLB 還是 passive SLB，不僅不易看出其排列上的差異性，而且它們的臨床表現也能如預期中理想。

基礎研究中諸多不同 SLB 摩擦阻力的表現結果，也許導致臨床醫師認為越低的摩擦阻力的系統代表越好的矯正效果。然而，事實上倘若 bracket 與 archwire 本身如果沒有由 3D 各個方向造成的 binding，使得 archwire 傳遞足夠的力量來移動 malpositioned 的牙齒，binding

phenomena 就無法解除。較高的摩擦阻力在低摩擦矯正裝置系統中許多時候也許是必須的¹¹，因為其可以是代表「較好的控制表現」²³，否則 rotation，tip，甚至 torque 就無法發生。

所以，由臨床上的觀察發現當使用「相同的 archwire」，而且在「所有的牙齒都能被 fully engaged」的情況之下，即便 binding 發生，frictional force 增加，即使是不同的 SLB 系統，但同樣擁有低摩擦阻力的特性，容易克服 binding 現象而能有效解決 crowdings。

Q5：自鎖矯正裝置發展至今，如果有所謂的「Ideal Self-Ligation Design」，它可能會具備哪些條件？

SLB 的自鎖設計一直是矯正醫師在選用上的重要考量之一，其中不外乎是考量到其在使用上的方便度、病人的舒適度、耐用、美觀、還有臨床的表現。回顧早在 1930 年出現的第一個自鎖矯正裝置至今²⁴，對於提供 ligation force 的方式，在設計上仍然分「active」為 ligation 與「passive」ligation 兩大分支。Passive self-ligating bracket 的 ligation 元件 (ligation component) 設計可以是「passive

cap」(Edglock™, 1970; Opal-E™, 2003; Oyster™)、 「passive slide」(Twinlock™, 1996; Damon SL™, 1998, Carriere™ 2006)、 「rotatable arm」(Activa™, 1986)、 「rotatable cap」(Mobil-lock™, 1973; Tenbrook Axis™, 2008)、 「passive clip」(Time™, 1995; SmartClip™, 2003; Vision LP™, 2008)、 以及 「passive Lid」(Discovery SL™, 2008)；而 active SLB 的 ligation 元件則大多是以「active clip」的設計為主(Speed™, 1976; In-Ovation™, 2000; Quick™, 2006)。

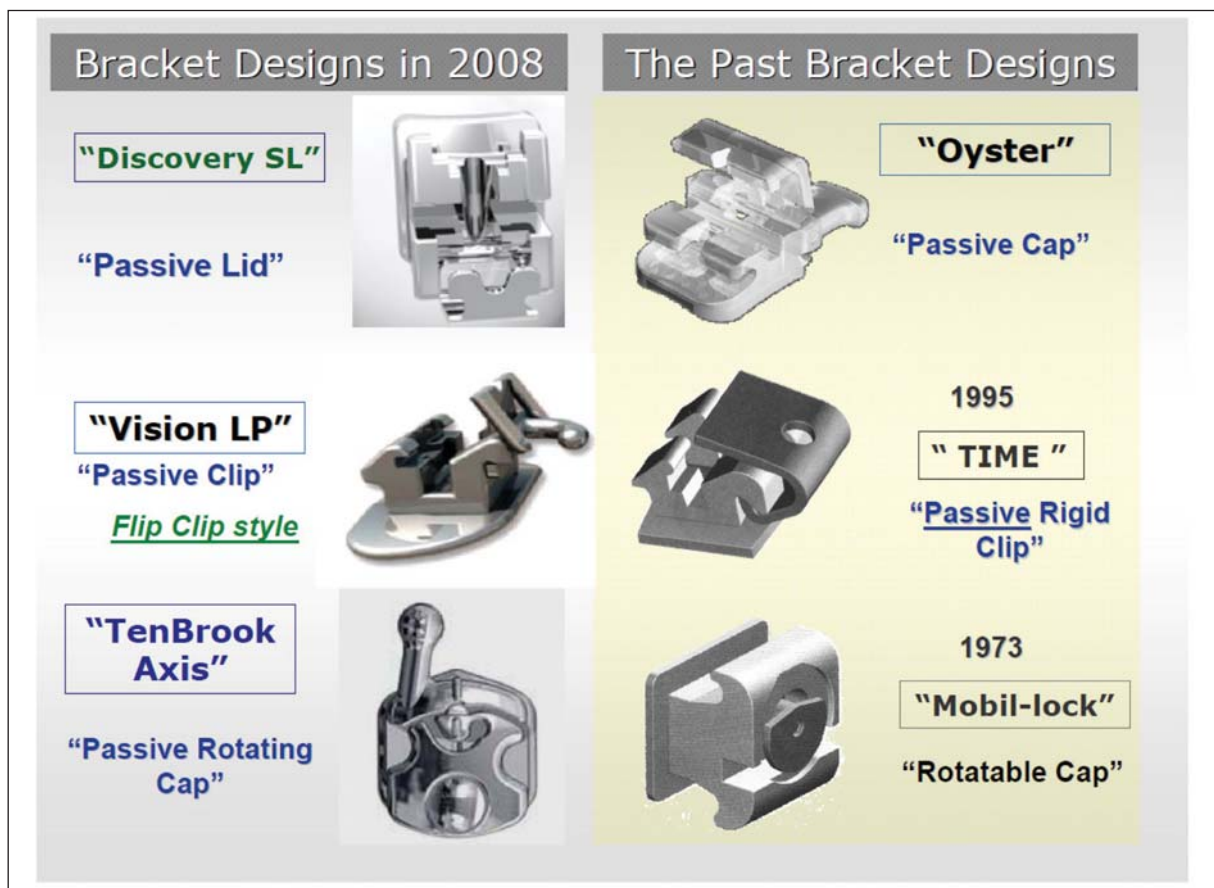


Fig 7. 近期於 2008 的 self-ligating bracket 設計。與過去的設計比較，雖然其在形狀，材質和大小上已不盡相同，但仍然脫離不了 passive cap、lid 或 rotatable cap 等等 ligation 設計。當代大部分的 SLB 系統已經可以滿足矯正醫師在臨床方面的需求。

綜合過去 bracket designer 和 bioengineer 對 ligation component 的想法，其實不難發現其中異曲同工之處 (Fig 7)，然而由於材料科技的進步，它們在大小、形狀(geometry)、材質和臨床使用上，過去的裝置已經無法和現在的比較。理想的 self-ligation design 主要的設計原則應該包括：

- 1) 必須確定 ligation 元件本身夠堅固而不會在矯正的過程之中發生變形(distortion)、毀壞(broken)而失去作用。
- 2) 必須確定在矯正治療的全程之中能安全地將 archwire 限制在 bracket slot 之中 (be secure)，不會像有某些蓋子被打開或鬆脫的情形，而沒有效果。
- 3) 必須在打開和關上的過程不僅快速而且容易，不易因為牙結石或病人的飲食習慣而造成開闕的阻塞。
- 4) 必須允許 archwire 能夠被 fully engaged 在所

有的 brackets 而且不會造成 bracket 的 debonded，因為除非該顆牙齒不需要排列，否則就沒有任何矯正作用。

- 5) 必須容易操作，任何醫師或助理都能操作（取出和放入 archwire）而不會造成非矯正科醫師對同一位患者治療上的困難，而且能幫助減少矯正醫師本身的 chair time。
- 6) 幫助維持口腔衛生，不易造成病人潔牙上的困難。
- 7) 不會影響美觀或病人的舒適性。
- 8) 提供不同的摩擦阻力和 ligation force 來幫助不同階段所需的矯正控制。目前除了第 8 項仍須仰賴矯正醫師的操作技巧外、其他項目中雖然仍有缺點而必須克服外，市面上大部分的 SLB 系統，幾乎都已經具備上述的需求。

(在此感謝三總民診醫療作業基金研究計劃 TSGH-C97-106 支助)

REFERENCES

1. Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:469.e1-3.
2. Khambay B, Millett D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. *Europ J Orthod* 2004;26:327-322.
3. 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.
4. 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.
5. Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120:361 - 70.
6. Pizzoni L, Ravnholt G., Melsen B. Frictional force related to self-ligating brackets. *Europ J Orthod* 1998;20:283-291.
7. Shivapuja, PK, Berger JA. Comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:472-80.
8. Eberting JJ, Straja SR, and Tuncay OC: Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clin Orthod Res* 2001;4:228-34.
9. Eberting JJ, Straja SR, and Tuncay OC: Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clin Orthod Res* 2001;4:228-234.
10. Harradine NW. Self-ligating brackets: where are we now? *J Orthod* 2003; 30:262-73.
11. 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.
12. 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.
13. Harradine, N.W.: Self-ligating brackets and treatment efficiency. *Clin Orthod Res* 2001;4:220-227
14. Kozlowski J. Honing Damon system mechanics for the ultimate in efficiency and excellence. *Clinical Impression (Ormco)*. 2008;16:23-28
15. Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: A prospective clinical trial of treatment duration and dental effects. *Am J*

- Orthod Dentofacial Orthop. 2007 Aug;132(2):208-15.
16. Scott P, DiBiase AT, Sherriff M, Cobourne MT. Alignment efficiency of Damon3 self-ligating and conventional orthodontic bracket systems: a randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 Oct;134(4):470.e1-8.
 17. 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.
 18. Voudouris JC. Interactive edgewise mechanisms: Form and function comparison with conventional edgewise brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;111:119-39.
 19. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Europ. J. Orthod.* 1999;21:199-208.
 20. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 1991;61:293-302,.
 21. Pizzoni L, Ravnholt G., Melsen B. Frictional force related to self-ligating brackets. *Europ J Orthod* 1998;20:283-291.
 22. 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.
 23. 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.
 24. Stolzenberg J. The efficiency of the Russell attachment. *Am. J. Orthod Oral Surg.* 1946;32:572-582.