

# 現今各種臨時矯正骨釘系統其特性之比較與評估

林政毅<sup>★</sup> · 劉人文<sup>★</sup>

台北長庚紀念醫院顱顏齒顎矯正科<sup>★</sup>

林政毅齒顎矯正專科牙醫診所<sup>★</sup>

目前市面上充斥著各種不同形式設計與材質的矯正骨釘系統，如何在琳瑯滿目的各系統中選出最適合矯正醫師與患者的系統著實令人困擾。本文的主要目的就是將曾於文獻上發表，而且目前可以在市場上購買得到的各種骨釘系統，加以比較並分析其特點，提供醫師們於臨床選擇時作為參考。*(J. Taiwan Assoc. Orthod. 17(4):34-42, 2005)*

關鍵詞：矯正骨釘

## 前言

在所有的臨時矯正錨定裝置 (Temporary Anchorage Devices-TADs) 當中<sup>1,2,3</sup>，骨釘系統無疑是最為矯正醫師所喜愛的一種。究其原因，不外乎以下幾點：1.操作簡單、風險性低。2.植入手部位選擇性多、且臨床應用面廣。3.成本低、符合患者與醫師的需求。然而，目前市面上充斥著五花八門各種不同形式設計與材質的骨釘系統，如何在琳瑯滿目的各個系統當中選出最適合矯正醫師與患者的系統著實令人困擾。因此本文的主要目的就是將曾經於文獻上發表，而且目前可以在市場上購買得到的各種骨釘系統，加以比較並分析其特點，提供醫師們於臨床選擇時作為參考。

## 各種矯正骨釘系統其特性之比較

茲將曾經發表於文獻，且目前已上市的八種各國著名廠牌矯正骨釘，羅列其個別特點並比較分析如下(表1)：

## 一、發明醫師：

此種技術最早在1997年由日本之Dr. R. Kanomi提出並開發商品 (K-1) 出來<sup>4</sup>，其後為1998年丹麥的Dr. B. Melsen 與義大利的Dr. A. Costa 所發表之 Aarhus anchorage system<sup>5</sup>，2001年為韓國Dr. H. S. Park 等人 提出之MIA(Micro Implant Anchorage)<sup>6</sup>，2002年為台灣的林政毅與劉人文醫師與德國 Mondeal Co. 合作生產之LOMAS (Lin/ Liou Orthodontic Mini Anchor System)<sup>7,8,9</sup>，2003年之後由於此一骨釘矯正治療方式的風潮逐漸席捲全球，所以之後陸續有義大利 Dr. B.G. Maino 之Spider screw<sup>10</sup>、韓國Dr. K. R. Chung et al. 之C-implant<sup>11</sup>、義大利Dr. A. Carano et al. 之 MAS (Miniscrew anchorage system)如雨後春筍般發展出來<sup>12</sup>。

收文日期：94年6月2日，修改日期：94年6月10日，接受日期：94年6月18日

聯絡及抽印本索取地址：台北縣板橋市文化路一段190-1號 林政毅

電話：(02)8251-1999 傳真：(02)8251-2266 E-mail: lin560102@yahoo.com.tw

**表 1.** Various features for current temporary orthodontic bone screw systems

Brand name	K-1	Aarhus anchorage system	MIA	Spider screw	C-implant	Miniscrew anchorage system(MAS)	Orthoimplant	LOMAS (OMAS)
Year	1997	1998	2001	2003	2004	2005	2005	2002
Inventor	R.Kanomi (Japan)	A.Costa B.Melsen (Italy) (Denmark)	H.S.Park H.M.Kyung et.al (Korea)	B.G.Maino et.al (Italy)	K.R.Chung et.al (Korea)	A.Carano et.al (Italy)	Jason,B.Cope (U.S.A)	Jmes.C.Y.Lin Eric J.W.Liou (Taiwan)
Producing Co.	Densply-Sankin (Japan)	Medicon (Germany)	Dentos (Korea)	HDC (Italy)	Dentium (Korea)	Micerium (Italy)	Imtec (U.S.A)	Mondeal (Germany)
Material	C-P Titanium	Ti alloy	C-P titanium → Ti alloy	?	C-P titanium	Ti alloy (Grade-5)	Ti alloy	Ti alloy
Length (mm)	4/6/8	9/11	4-12 (9 sizes)	6/8/10 7/9/11	8.5/9.5/10.5	9/11	6/8/10	7/9/11
Diameter (mm)	1.0/1.2	1.5/2.0	1.2-1.8 (7 sizes)	1.5/2.0	1.8	1.3/1.5	1.8	1.5/2.0/2.7
Head design	Button-like head with small plate	.022" x028" slot	7 types	.021" x.025" slot 0.025" round hole	2 parts 0.8mm round hole	2 fused spheres 0.6mm round hole	Ball head with 0.7mm two round holes	Hook/Quattro .022" x.028" /.018" x.025" slot & rectangular tube
Platform (Y/N)	Y	(thin) Y	Y	Regular Low profile low profile flat	Y	N	Y	Flat/regular
Insertion method	Self-tapping	Self-tapping /self-drilling	Self-tapping /self-drilling	Self-tapping	Self-tapping	Self-tapping	Self-tapping /self-drilling	Self-tapping /self-drilling
Pilot drill size :D (mm)	0.8/1.0	1.2/1.7	0.9/1.0/1.1/1.2	1.2/1.5		0.9/1.1	1.1	1.0/1.5/2.1
Loading force(g)	?	50	300-450	50-300	50-200	50-250	?	200-600
Immediate loading (Y/N)	N ( 6 mo healing)	Y	Y	Y	N (4-8 wks healing)	Y	Y	Y
Head exposure (Y/N)	N	Y	Y/N	Y	Y	Y	Y	Y

影響所及，連一向對手術採取非常保守態度的美國矯正醫師也一方面驚艷於骨釘矯正的治療成果，陸續開辦相關的繼續教育課程；另一方面更是急起直追並且在2004年底也推出第一個由美國本土自製，Imtec Co.的矯正骨釘系統—Orthoimplant<sup>13</sup>。此外，美國齒顎矯正學會(AAO)也於2005年將非翻瓣類之矯正骨釘的手術置放(Flapless orthodontic bone screw placement)列入矯正牙齒的正常治療程序之內，並且允許美國的矯正醫師自己植入，不一定需要轉診至牙周病科或是口腔外科專科醫師處執行才可以。

總結而言，目前市場上八種著名系統當中，東西方各佔一半（以韓國及義大利廠牌居多），設計上也各擅勝場，不過平心而論，若以目前植體矯正治療之整體水準而言，仍以亞洲的韓國最高，日本、義大利與台灣居次，至於美國則尚在起步階段。

## 二、製造廠商：

設計醫師與生產製造廠商多半隸屬於同一國家，只有 Aarhus anchorage system 與 LOMAS 這兩組為不同國籍的配合。製造廠商的重要性在於所製成之骨釘成品，在品質上是否能符合各國對於植入人體之植入物其安全性的規範，這關係到能否獲得各國政府官方的認證，而得於該國境內銷售。以全世界最嚴格的美國FDA而言，目前已經通過其認證的矯正骨釘系統剛好只有上述 Aarhus anchorage system 與 LOMAS 的兩種系統以及美國本土的矯正骨釘— Orthoimplant 。

## 三、骨釘材質：

目前各系統所使用的材質可分為兩大類：其一為較軟之商業用純鈦 (commercial pure titanium, C-P titanium)，依其硬度的差別可分為 Grade 1 至 Grade 5 五種，有兩種廠牌採用；其二則為較硬之鈦合金 (Ti-6Al-4V)，有五種廠牌採用。

兩者之間在臨床運用上最大的差別在於骨釘植入的方式：以骨質密度較高的部位為例，若選用商業用純鈦為材質的骨釘，因其質地較軟，在植入骨釘之前，骨頭須預先鑽孔，然後才可以植入骨釘。否則強行鑽入可能會導致骨釘的彎折或折斷，

而且若是矯正力超過其材質本身可忍受的強度，則可能會使得骨釘發生彎曲變形等情況。

反之若是選擇材質為鈦合金的較硬骨釘，則較不怕骨釘折斷或變形。而且若在骨質密度較低的部位植入此種骨釘時，也因為骨釘的質地較骨頭硬，因此可以直接植入而勿需預先鑽孔，如此一來不僅可以增加骨釘在骨內的機械性固持力，也可以節省醫師的操作時間。

以MIA(Micro Implant Anchorage)為例，早期選擇用C-P titanium Grade 3作為其骨釘材質，後來也因上述材料的缺點，目前已完全轉換為鈦合金。由此可知，選擇鈦合金作為矯正骨釘的材質有其臨床應用上的優點而且目前已經逐漸成為一種趨勢。

## 四、骨釘長度：

這裡指的是骨釘的body部分，不同廠牌所設計的長度各異，範圍落在4-12 mm之間。

基本上在選擇骨釘長度時，應該以欲植入部位的所能提供的骨頭深度，並且參考其X-ray 或是3D-CT，以及考量鄰近是否有重要的解剖結構如神經、血管、牙根等等而定。

不過，若是當長度有過多種類時（例如MIA有九種），反而會適得其反。因為這會增加手術時醫師選擇骨釘長度的複雜度而且還會造成院所在庫存上面的壓力。

## 五、骨釘直徑：

此處指的是骨釘body部分最寬的長度，亦即從一側thread tip到另一側thread tip的總長度，目前各廠牌的直徑範圍是介於1.0-2.7 mm之間。

在選擇骨釘直徑時，應以欲植入部位可提供的骨頭寬度來決定，並且參考相關的X-ray，以免傷及鄰近重要的組織結構。原則上，在tooth bearing area應盡量選擇小直徑的骨釘，避免損傷牙根；而在Non-tooth bearing area則可採用大直徑的骨釘，作較大範圍的牙齒移動。

不過在tooth bearing area當中，由於上頸骨的Interdental area between upper 1<sup>st</sup> molar & 2<sup>nd</sup> premolar，因為此區域通常位置較寬，醫師操作的便利性最佳，而且風險性很低，目前已成為醫師在上頸最

常採用的骨釘植入部位，所以接下來特別就此部位有關骨釘直徑的部分作一討論。

目前各家系統在此一區域所提出較適合植入的骨釘直徑範圍從 1.2-2.0mm 都有。不過個人認為假使在此選用直徑 1.2mm 的骨釘，可能會因為其直徑不夠粗而導致其 anchorage potential 太小；反之，若是使用 2.0mm 為直徑的骨釘，則稍嫌尺寸太大，很容易在植入時誤擊牙根。那麼如果要在此處植入骨釘，合適的骨釘直徑大小應該是多少？

事實上由於此部位的位置大小往往因人以及牙齒排列不同而有所差異，因此無法單純由部位來決定要植入骨釘的直徑，反而必須由欲植入骨釘的直徑來回推牙根之間所需要距離的大小。

舉例而言，若要將直徑 1.5mm 的骨釘植入上述部位，首先要注意的是：由於骨釘在承受矯正力之後可能會產生微量的位移，所以醫師在植入骨釘時應事先預留骨釘與兩側牙根之間各要有 1.5mm 左右的安全空間以防止牙根受傷。此外還要再加上兩側牙周韌帶各 0.5mm 左右的距離與原本 1.5mm 的骨釘其直徑本身的大小，所以在此例子當中，牙根之間最少需要  $0.5\text{mm} + 1.5\text{mm} + 1.5\text{mm} + 1.5\text{mm} + 0.5\text{mm} = 5.5\text{mm}$  以上的距離才算安全<sup>14,15,16</sup>。至於在 Non-tooth bearing area，一般而言由於距離牙齒較遠，通常傷及牙根的機會較低，不過由於植入此處的骨釘通常都需要作為大量牙齒移動的錨定，因此較粗直徑的骨釘較為適合，目前文獻上也以使用 2.0mm 直徑者居多。

選擇骨釘的直徑也如同選擇骨釘的長度一樣，過多種類的系統 (MIA 其直徑的選擇竟有七種之多) 不僅增加醫師在臨床選擇的困難，同時也會對庫存上造成不小的壓力。

另外，目前各系統普遍欠缺緊急錨定 (Emergency anchor) 的觀念。也就是說當原本放入的骨釘在植入後無法有初期穩定性 (initial stability) 時，系統應多提供一種較粗直徑的骨釘作為該緊急狀況下所使用的錨定。以 LOMAS 而言，系統中直徑 2.0mm 的骨釘即為直徑 1.5mm 的骨釘在植入後無法獲得初期穩定性時，作為緊急錨定，同樣地 2.7 mm 的粗直徑骨釘，則可作為當 2.0mm 骨釘

在無法達致初期穩定時的緊急用錨定<sup>8</sup>。

## 六、頭部設計：

理想上，矯正骨釘的頭部設計應該要與目前的 edgewise system 相容，也就是連結 orthodontic accessories 的部分最好要具備有 bracket, rectangular tube, hook..... 等等不同大小、形式的結構設計，以方便矯正醫師可放入 rectangular archwire 或掛上 coil spring..... 等等對牙齒施行三維空間移動之控制。然而環顧目前所有廠牌的矯正骨釘，其頭部設計幾乎不是球形頭部設計 (Ball head type)，就是 (Bracket-like head with round hole type)。Ball head type 雖然為大多數廠牌所採用，但是它仍然有幾個缺點：

1. 無法同時掛上超過兩個以上的 coil springs 。
2. 當骨釘倒掛超過某一角度時，coil spring 極容易滑脫。

3. 只能做 2D tooth control，而無法做 3D tooth control 。

至於 Bracket-like head with round hole type 的設計理念雖然不錯，但是也有幾個缺點：

- (1) 某些 Bracket-like head 其中的 slot 因其垂直高度不夠，導致綁紮 archwire 時不容易。
- (2) Slot 的規格有限，不一定可與醫師所使用的 edgewise system 相配合。
- (3) Round hole 的功用其實不大，理由是當醫師放入 rectangular archwire 時，wire 根本無法固定在其中來達到對牙齒三維空間移動之控制。為解決上述的問題，LOMAS 系統推出兩種獨特的設計：Hook screw (圖 1) & Quattro screw<sup>9,15</sup> (圖 2)。Hook screw 的目的主要在解決 Ball head type 的前兩種缺點，而且運用的時機不少，對於被拉動的牙齒而言，主要是牙齒會發生 tipping movement 的運動，不過若是當牙齒同時需要 torque control 的話，則還需再另加例如：lever arm..... 等其他裝置來輔助。Quattro screw 為在 2004 年底創新推出的設計，它是世界上第一個具有 Single bracket with rectangular tube 的 head 設計，而且其 slot 與 tube 的尺寸大小也依照傳統 edgewise system 區分為  $0.018 \times 0.025$  inches 與  $0.022 \times 0.028$

inches 兩種。主要目的在將類似於矯正醫師所熟悉的矯正器結構，與骨釘相結合成一起，能讓矯正醫師在臨床使用時更加得心應手。至於運用的時機很多，例如在欲拉動的牙齒不需要被移動，同時還需要 torque control 的情況；或者當牙齒需要 leveling & aligning 而沒有錨定牙、錨定牙牙周狀況不佳或錨定牙強度不足等.....情形時。

如此一來，以後矯正醫師便可輕鬆地放入 rectangular archwire 於骨釘內，不用再擔心 archwire 會在 round hole 中旋轉，一方面可以作牙齒的 3D 移動控制，另一方面更可以減少牙齒所受的反作用力，將其轉而由骨釘來承擔（圖 3），這樣對於一些因為錨定牙牙周狀況不佳或是特定複雜咬合的病例都有化繁為簡的效果。

## 七、平台設計：

平台主要的功用在於提供 orthodontic accessories 懸掛於骨釘頭部時，避免諸如彈簧等裝置壓迫到牙齦，造成患者牙齦的傷害；同時也可使骨釘周圍的牙齦不致於過度生長，覆蓋包埋住骨釘頭部，使得醫師要更換或調整 orthodontic accessories 變得困難。因此，除了 MAS 系統沒有之外，其他廠牌的矯正骨釘均有。

不過，平台若要有上述的功能時，還要具備其高度至少須高於欲植入部位軟組織厚度 1-2mm 左右的條件（視部位而定），否則骨釘頭部極易為軟組織所掩蓋住。因此在選擇合適平台高度時，需依照欲植入部位之軟組織厚度來評估，太厚或太薄都不理想。

此外，平台與骨頭的接觸模式也很重要。例如在常見部位 Interdental area between upper 1<sup>st</sup> molar & 2<sup>nd</sup> premolar，如果平台的底部與骨頭可以直接接觸或是當兩者接觸的面積越大，則越能夠提供額外的錨定力量（圖 4）。以 LOMAS 系統而言在此部位通常會選擇直徑 1.5mm 的骨釘，這時為了要增加骨釘的錨定強度，在植入時就應盡量將骨釘平台底部鎖至與骨頭直接接觸，而且因為 LOMAS 系統的平台底部較其他系統為大，所以也會較其他系統能提供更多的錨定力量而不易鬆脫。

## 八、植入方法：

在硬組織方面可區分為 Self-tapping 與 Self-drilling 兩種方式，兩者之間最主要的差別就在於植入時是否須預先鑽孔，而這部分又與骨釘所選用的材質和植入部位的骨質密度息息相關。

舉例而言，若是骨釘材質的選擇為 C-P titanium，那麼不論植入部位在何處、其骨質密度為何，為了防止骨釘變形、彎折或折斷，都須先行鑽孔，此法稱之為 Self-tapping。

然而假使當骨釘的材質為鈦合金，因為其質地較骨頭為硬，因此在骨質密度較為疏鬆的部位，可以直接植入而勿需預先鑽孔，此法稱之為 Self-drilling。對於醫師而言，能以 Self-drilling 的方式完成骨釘植入可以有很多好處：節省操作時間及骨鑽成本、減少因醫師手握手機不穩所導致的過度擴孔與骨釘鬆脫的問題、減低患者與醫師的心理壓力與增加骨釘植入後的初期穩定性。

不過在骨質密度較為緻密的區域最好還是以 Self-tapping 方式來減少骨釘意外折斷的機會。所以在硬組織方面的正確植入方法應以骨釘的材質和植入部位的骨質密度作綜合的判斷，而 LOMAS 系統所提出的(Bone density-guided insertion technique) 正是符合上述結論的最佳方法<sup>8,16</sup>。

另外在軟組織方面，目前除少數區域之外，應盡量採取無翻瓣手術(Flapless surgery) 植入骨釘，理由是可減少病人的恐懼感、術後疼痛與腫脹的問題，並且可增加患者的接受度。以 LOMAS 系統而言，目前已大量採用 tissue punch 來移除植入部位的軟組織，手術時出血量極少，因此術後患者的滿意度極高。

## 九、Pilot drill 的尺寸：

Dr. W. Heidemann 曾經提出 Pilot drill 的理想直徑尺寸大小應該小於骨釘外圍直徑 (Screw external diameter) 的 80% 左右<sup>17</sup>，若是太大，則容易因醫師臨床握手機不穩時，所引起的 Pilot drill 晃動而導致的過度擴孔，這會大大影響骨釘植入後的初期穩定性。

根據此一原則，由表一得知有某些系統的 Pilot drill 的尺寸稍嫌過大，因此醫師在使用時應更加謹慎小心。

LOMAS

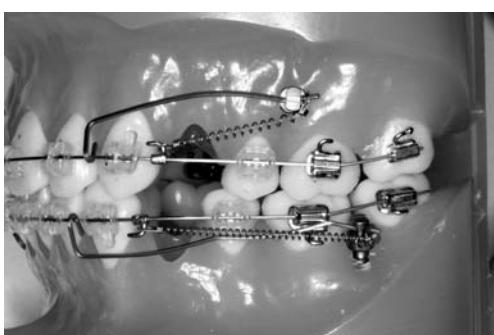


■ 1. LOMAS Hook screw.

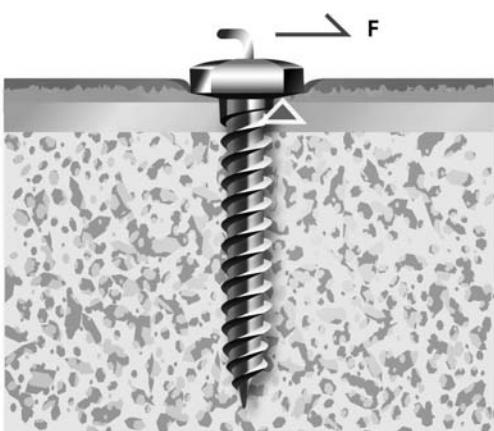
LOMAS



■ 2. LOMAS Quattro screw. 具有 $0.018 \times 0.025$  inches 與  $0.022 \times 0.028$  inches 兩種尺寸的rectangular slot and tube.



■ 3. 醫師可放入 rectangular archwire 於 LOMAS Quattro 骨釘內，不用再擔心 archwire 會在 round hole 中旋轉，一方面可以作牙齒的3D 移動控制，另一方面更可以減少牙齒所受的反作用力，將其轉而由骨釘來承擔。



■ 4. LOMAS 骨釘平台的底部與骨頭可以直接接觸，能夠提供額外的錨定力量。

## 十、承載力量：

此一項目根據各家的臨床測試報告，結果呈現意見分歧，差異頗大，從 50g 到 600g 都有。事實上客觀而言，會影響骨釘承載力量大小的因素有很多，從骨釘的材質、設計、直徑、植入骨內長度、與骨頭接觸位置大小、植入部位的骨量和骨質密度、拉力的形式、各個生物體之間的差異等等都有相關。

其中，堅持骨釘承載力量只能限制在 50g 以內的一組為著名的 Dr. B. Melsen 等人所提出的 Aarhus anchorage system。他們在 2004 年做了一份有趣的三維有限元素分析報告。結論認為當直徑 2.0mm、長度 10.2 mm 的 Aarhus anchorage screw 植入豬的下顎骨內，在不同厚度的皮質骨與骨質密度的情形之下，若給予力量 50g 大小的側向矯正拉力時，骨頭受力之後所產生的最大應變值 (value of the peak bone strains) 的大小會落在 adapted window 區間之內，這意味著骨頭在受力之後能適應周遭的環境而不會產生斷折，因此骨釘才能為骨頭抓住而不易鬆脫。但是他們認為假使力量一旦超過此一程度，則可能導致骨頭的斷折或吸收，骨釘也會因而脫落<sup>18</sup>。

不過上述報告所引用的數值是根據長骨而來，與顱顏面骨不同，因此可信度存疑，而且目前其他系統所提出的臨床力量測試報告幾乎都遠大於此，因此未來可還需要更多的研究來確認合適的骨釘承載力量到底為何。

## 十一、立即負重：

只有 K-1 與 C-implant 兩種系統強調他們要達到骨整合之後才可以受力（兩者等待骨整合的時間大不相同，主要理由為兩種骨釘表面的處理方式有差異），其餘系統幾乎都可以在植入骨釘後立即給予矯正力。

事實上，立即負重最大的好處就是減少臨床等待的時間。目前骨釘可以立即負重的能力無論在臨床或是組織學的研究上都已經獲得證實，而之所以能夠馬上承受力量主要是依靠骨釘在植入骨內後其螺牙與骨頭之間所產生的機械性固持力。

至於是否有必要須達成骨整合才能給予矯正力，

雖然目前沒有定論，不過換個角度思考，假使一旦骨整合完成，一旦當矯正治療完成之後，醫師要移除骨釘可就沒那麼容易了。

## 十二、骨釘頭部是否露出於軟組織之外：

這個部分可分為三類：

1. 骨釘頭部全部埋入軟組織內部—以 K-1 為代表。
2. 骨釘頭部視情況需要可埋入軟組織內或是全部露出於軟組織外—以 MIA 為代表。
3. 骨釘頭部需全部露出於軟組織外—除了上述兩種廠牌之外的所有系統。

一般而言，骨釘的頭部如果全部露出於軟組織外，而且是由 attached gingiva 或是 muco-gingival junction 附近穿出的話有以下幾點好處：

1. 骨釘周圍不易引起發炎或感染。
2. 醫師要懸掛、調整或更換 orthodontic accessories 較容易。
3. 醫師及患者護理較容易。

反之，如果將骨釘頭部全部埋入於軟組織內，醫師往往需要將 orthodontic accessories 以 ligature wire 和骨釘頭部綁紮在一塊，當 ligature wire 穿出黏膜時很容易引起患者軟組織的發炎、感染或疼痛，會造成醫師及患者護理的困難，因此一般還是建議不要將骨釘頭部全部埋入於軟組織之內。

## 理想矯正骨釘系統的條件

根據前述各項骨釘系統特性的客觀比較，以及作者種植並運用矯正骨釘五年，超過三百個病例以上的主觀臨床經驗，吾人歸納出以下幾點，認為理想之矯正骨釘須具備之條件應有以下幾點<sup>9</sup>：

- 一、矯正骨釘的材質必須符合生物相容性，而且須具備足夠硬度可以承受各種形式與大小的矯正力量而不致折斷或變形。
- 二、矯正骨釘可以在植入骨頭之後立即受力 (immediate placement & loading)，而且可持續承受矯正力並於作用期間不會鬆脫。
- 三、矯正骨釘需容易操作與清潔，並且適合於各種矯正力學的運用，例如： retraction, protraction, intrusion, extrusion... 等等。

四、矯正骨釘的頭部設計需與目前的edgewise system相容。意即連結 orthodontic accessories 的部分最好具有bracket, molar tube, hook.....等等不同大小、形式的設計以方便矯正醫師對牙齒三維空間移動之控制(3-D tooth control)。

五、矯正骨釘系統(包括工具)的設計與手術方式應簡單化與人性化。

## 結論

綜合以上觀點顯示，擁有理想矯正骨釘系統條件，並具有美國FDA、歐盟CE等認證的LOMAS矯正骨釘系統應該是目前唯一符合醫師們於臨床選擇骨釘時的第一選擇。

## 參考文獻

1. Mah J, Bergstrand F, Graham JW. Temporary anchorage devices: A status report. *J Clin Orthod.* 39 : 132-136,2005.
2. Cope JB: Introduction to temporary anchorage devices. *Semin Orthod* 11:1-2, 2005.
3. Cope JB: Temporary anchorage devices in orthodontics: A paradigm shift. *Semin Orthod* 11:3-9, 2005.
4. Kanomi R: Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 31:763-767, 1997.
5. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int Adult Orthod Orthog Surg* 13:201-209, 1998.
6. Kyung HM. Park HS. Bae SM. Sung JH. Kim IB. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod.* 37:321-328, 2003.
7. Lin JC, Liou EJ, Liaw JL. The application of a new osseous miniscrew for orthodontic anchorage. *J Taiwan Assoc Orthod.* 14:33-38, 2002.
8. Lin JC, Liou EJ. A new bone screw for orthodontic anchorage. *J Clin. Orthod.* 37:676-681, 2003.
9. Eric JW Liou, James CY Lin. The Lin/Liou Orthodontic Mini Anchor System (LOMAS). In Cope JB, ed. *Temporary Anchorage Devises in Orthodontics*. 1st edition, Under Dog Media, LP, Dallas, U.S. 2006. (In Press, June 2006).
10. Maino BG, Bednar J, Pagin P, Mura P. The Spider screw for skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* 37:90-97, 2003.
11. Chung KR, Kim SH, Kook YA. The C-orthodontic micro-implant. *J Clin Orthod* 38:478-486, 2004.
12. Carano A, Velo S, Leone P: Clinical applications of the miniscrew anchorage system. *J Clin Orthod.* 39:9-24, 2005.
13. Herman R, Cope J: Miniscrew implants: IMTEC mini ortho implants. *Semin Orthod* 11:32-39, 2005.
14. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic force? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 126:42-47, 2004.
15. Eric JW Liou, James CY Lin. Practical guides to miniscrew orthodontics: Part I, The miniscrews, insertion sites and presurgical orthodontics. *J. Clin. Orthod.* 2006 (in press)
16. Eric JW Liou, James CY Lin. Practical guides to miniscrew orthodontics: Part II, Miniscrew insertion. *J. Clin. Orthod.* 2006 (in press)
17. Heidemann W. et.al.: Influence of different pilot sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. *J. Craniomaxillofac. Surg.* 26: 50-55, 1998.
18. Dalstra M, Cattaneo PM, Melsen B. Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthod.* 1: 53-62, 2004.