



# Dental scholarship

# 術

# 學

## 以複合樹脂關閉前牙縫病例報告

WRITER 陳宥辰 醫師

中華民國牙體復形學會專科醫師

國立台灣大學醫學院附設醫院牙科部 牙體復形美容牙科兼任主治醫師

前國立台灣大學醫學院附設醫院牙科部 牙體復形美容牙科總醫師

# 專

# 題



### 摘要

隨著時代的進步及牙科材料的發展，牙科美學逐漸被重視。但對於美的觀念，並沒有絕對的標準，需在治療前和病人溝通，了解病人的需求，進而達到理想的治療結果。本報告中提出的病例為做完矯正治療的年輕男性，在理想咬合狀況下上顎雙側側門齒及犬齒間仍有縫隙存在，要求將此縫隙關閉；和病人討論之後，決定以複合樹脂復形，但因為牙齒的寬長比例不理想，所以運用illusion的方式，使不理想寬長比的牙齒在視覺效果上更為美觀。

### 前言

近年來隨著牙科材料的發達及技術上更臻成熟，使得美學占的角色越來越重要，病人除了要求功能上的恢復外，對美觀也越來越重視。但是，由於病患的個別差異不同，我們必須考慮病人的整體狀況，針對每個病人的需求給予最適宜的治療計畫，在這過程中，通盤的診斷能力及和病患的溝通佔非常重要的角色。

牙科美學對牙齒的大小、形態、顏色、軟組織及咬合有許多標準可供參考，但是因為人種間及每個人的個別差異，再加上主觀的認定，每個人對美觀的要求是不同的，牙醫師在客觀標準及病人的主觀認定間如何尋求良好的平衡是一個很重要的課題，我們可以在治療前利用診斷模型模擬治療後的狀況，和病患溝通，來尋求最佳的治療方式。

本文提出病例為做完矯正治療的22歲年輕男性，在理想咬合狀況下上顎雙側側門齒及犬齒間仍有縫隙存在，要求將此縫隙關閉；治療前先在診斷模型上製作蠟型，並製作牙齒修形的導引作為填補時的輔助，以複合樹脂填補，因為牙齒的寬長比例不理想，所以我們用illusion的方式，使不理想寬長比的牙齒在視覺效果上更為美觀。

### 病例

病患：22歲，健康男性

主訴：尋求上顎兩側側門齒與犬齒間的縫隙填補

病患接受兩年矯正治療後，要求上顎兩側側門牙與犬齒間的縫隙填補，由於病人牙齦發炎狀況嚴重，故先幫病人進行全口洗牙及口腔衛教，等牙齦恢復健康後，再進行上顎兩側側門齒複合樹脂填補。

&lt;圖一&gt; 治療前



過去病史：無全身性疾病，亦無藥物、食物過敏。

過去牙科病史：全口洗牙、拔牙。

### 口內檢查（圖一）

#### 1. 齒列關係

a. 上顎右側側門齒至犬齒、左側側門齒至犬齒各有寬約1 mm、1.5 mm的縫隙

b. 上下顎牙弓皆呈卵圓形外觀

#### 2. 咬合關係

a. 兩側均為安格氏第一級（Angle class I）

犬齒關係與第二級（Angle class II）臼齒關係。

b. 垂直覆咬：2 mm；水平覆咬：2 mm。

（量測值取自上下正中門齒）

### 臨床診斷

a. 全口慢性牙齦炎

b. 上顎右側側門齒至犬齒、左側側門齒至犬齒各有寬約1 mm、1.5 mm的縫隙（圖二）。

### 治療計畫

先進行全口洗牙及口腔衛教改善病人牙齦發炎情形。

病人經矯正治療後咬合穩定，但上顎右側側門齒至犬齒、左側側門齒至犬齒仍各有寬約1 mm、1.5 mm的縫隙，建議病人兩個治療方案：

方案一：上顎雙側側門齒複合樹脂填補

方案二：上顎雙側側門齒瓷牙貼面復形

病人因為經濟因素，選擇以複合樹脂直接復形。

### 治療摘要

兩年矯正治療完成後，要求進行上顎雙側側門齒遠心縫隙關閉的治療計畫討論，由於病人牙齦發炎紅腫，當天進行全口洗牙及口腔衛教。

兩星期後回診，觀察牙齦恢復情形；印製診斷模型並照相作為後續治療計畫擬定與設計的依據，在診斷模型上製作蠟型，分析後全部補在側門齒的比例較好，用Rapid additional silicone putty type印模材壓製出牙齒修形的導引（圖三）。

&lt;圖二&gt;



&lt;圖三&gt; 診斷蠟型與修形導引



由診斷蠟型進一步分析，上顎右側側門齒至犬齒、左側側門齒至犬齒各有寬約1mm、1.5mm的縫隙。上顎側門齒平均長度為9.8mm，本病例中兩顆側門齒長度都小於平均值；上顎側門齒平均寬度為6.6mm，本病例中兩顆側門齒寬度都大於平均值，上顎側門齒理想寬長比為67.3%，本病例中兩顆側門齒寬長比明顯偏大。

黃金比例的前牙是 $1.618 : 1 : 0.618$ ，本案例若以側門牙為基準，右側為 $1.5 : 1 : 0.8$ ，左側為 $1.5 : 1 : 0.8$ ，可知本案例前牙均偏矮胖。為了改善牙齒不理想的比例，我們只能用illusion的方式，使較矮胖的牙齒視覺上變得較窄長。

這段期間，有給病人配戴活動式的維持器，以維持矯正治療後理想的牙齒排列。

以複合樹脂關閉上顎雙側側門牙遠心處縫隙（圖四）。上顎六顆前牙套上橡皮布障，比色後以複合樹脂（ESTELITE® SIGMA）逐層填補，填補時使用silicone導引做輔助，頸側顏色選用A3，中間層顏色選用OA3，外層近齒頸部顏色選用A3，切端選用A2。

由於本案例中病人牙齒趨於矮胖，所以我們用illusion的方式，使不理想寬長比的牙齒在視覺效果上更為美觀，有採用以下幾種方式：

- 將遠心線角（distal line angle）向中間移。
- 遠心切端（distal incisal edge）做出一個平滑的曲線（gentle curve）。
- 將distoincisor embrasure打開
- 在gingival third做輕微的concavity，使牙齒看起來更修長復形好後做咬合調整及磨光。

填補完可見上顎雙側側門齒遠心牙齦有紅腫的狀況，將填補完的結果和診斷蠟型作比較，可知用導引輔助做出的成果與蠟型十分接近。

一星期後回診，病人未抱怨任何不適，上顎雙側側門齒遠心牙齦紅腫的狀況消失，牙齦呈現健康狀態（圖五）。

&lt;圖四&gt;以複合樹脂填補後



填補完可見上顎雙側側門齒遠心牙齦有紅腫的狀況，將填補完的結果和診斷蠟型作比較，可知用導引輔助做出的成果與蠟型十分接近。

&lt;圖五&gt;填補後一週回診



上顎雙側側門齒遠心牙齦紅腫的狀況消失，牙齦呈現健康狀態

### 討論

當牙齒間有縫隙時，有多種治療方式可以將縫隙關閉，包括直接以複合樹脂填補、瓷牙貼面復形、牙套覆復以及矯正治療。本案例為做完矯正治療後咬合穩定的狀況，但是上顎雙側側門牙遠心處仍有縫隙存在，在和病人討論過後，決定以複合樹脂直接填補，其好處是：不需移除太多齒質、病人通常不需要麻醉、大多一次可完成、費用上較經濟。

關於美學的認知是很主觀的，我們可以在診斷模型上雕蠟和病人討論治療計畫，一般來說，雕蠟後的診斷模型可以在臨牀上讓病人參考，使病人了解復形之後牙齒的型態、和治療前的差異、位置以及咬合變化。復形前的模擬評估來達成醫師和病患間的充分溝通是很重要的。本病例有做診斷蠟型以及牙齒修形的導引，診斷蠟型的好處是可以精確預測填補完之後的成果，和病人討論治療計畫時也較方便，而牙齒修形的導引則可減少操作時間，得到符合理想的成果。

Illusion有許多種方式可以表現，分別是：改變牙齒的形狀及弧度、改變牙齒的排列以及運用染色的方式。在本案例中，採用的方式是改變牙齒的形狀及弧度，使趨於矮胖的牙齒在視覺上的效果變的較窄長。

用(圖六)的四個圖說明讓牙齒看起來變窄長的方法：

首先，四個圖中的右上正中門齒均大於左上正中門齒(圖六)，

圖六-1：將近心及遠心線角(mesial and distal line angle)向中間移，亦即使垂直發育溝(vertical developmental groove)更靠近。

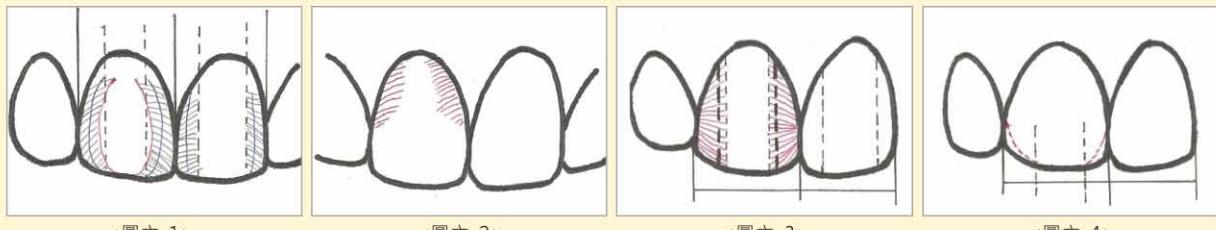
圖六-2：近牙齦三分之一處(gingival third)做一些修改，加強concavity，創造一個較偏三角形的型態(triangular shape)。

圖六-3：使近心及遠心線角(mesial and distal line angle)的弧度向頸側移，也就是將牙齒間的接觸區域(contact area)移向頸側，使唇側面的表現量較少。

圖六-4：將近心及遠心切緣(mesial and distal incisal edge)由中間三分之一(middle third)創造出一個平順的曲線，將embrasure打開。

以上方式均可使牙齒看起來更為修長，本案例中也有使用。

<圖六>



<圖六-1>

<圖六-2>

<圖六-3>

<圖六-4>

### 結論

美學概念是很主觀的，要注意到的細節也非常多，包括：病人先天條件的限制、復形材料的選擇、牙齒修形、病人的咬合狀況及習慣、病人的經濟狀況等。治療前和病人完善的溝通是非常重要的，針對病人的問題及需求給予最適合的治療計畫，進而達到理想的治療成果。



# Dental scholarship

## 表面功能性處理技術

### 於牙科植體應用

Application of Surface Functionalization Treatments  
Technologies on Dental Implant

WRITER 江錫仁、吳啓明 醫師

#### 前 言

臺灣於1990年中期陸續有廠商投入生技醫療器材領域，伴隨著科技進步使人類獲得相關資訊之管道愈加多元化，再加上醫學與植牙技術迅速發展，足見人工植牙市場之發展潛力，若能簡化牙科系統及處理方式、有效縮短療程、促進骨組織增生，上述都是促使植牙市場加速成長之最基本且重要之關鍵因素。依據國外的醫學報導指出植牙發展至今之臨床成功率達90%以上，代表人工植牙技術的成熟度高，且牙科患者的需求量增加，牙醫的治療應用上也越來越普遍。然而，臺灣在近幾年也證明有能力自製人工牙根系統，搭配牙醫師操作植牙手術之能力提升，在各種環境條件相比之下，臺灣在牙科領域的水平已不再是落後歐美一世紀的國家。但目前牙科植體市場已被歐、美、日、韓等國際知名大廠壟斷，其他較小品牌僅佔有11%市佔率，各家品牌競爭激烈下，唯有發展長效能之牙科植體系統才能突圍百家爭鳴的景況。而植牙手術之成功率，除了需倚賴施術醫師之專業技術，同時亦與牙根材質有相當之關係，目前市售之牙科植體系統多達數十種以上，並以植體外型設計與表面功能性處理做為產品特色區隔。

#### 牙科植體設計與骨整合之影響

自從學者在1977 年提出人工植牙之骨整合理論至今，牙科植體製作技術發展漸趨成熟，而為了促進牙科植體能於植入後，更快速的促進骨頭癒合，並縮短治療時間，牙科植體之設計及表面功能性處理成為一個很重要之發展研究重點。骨整合與牙科植體設計及表面改質之關係如下圖1所示：



圖1、骨整合與牙科植體設計及表面改質之關係

齒槽骨強度會隨著骨密度的下降而降低，為了避免使牙科植體周圍齒槽骨因為受力產生微骨折(microfracture)，必須將植體周圍齒槽骨承受之應變減少；由於人工牙根在植入人體後，初期癒合，需靠物理固持協助，因此在骨密度較低的齒槽骨中，應設法增加植體與齒槽骨間有效接觸與受力面積<sup>[1,2]</sup>，使其提供植體和鄰近骨具有良好的抗扭力或pull out/push out力量及有效骨傳導。而植體設計優劣攸關植牙手術之成功率，由於植體表面是最直接與骨組織接觸的，因此植體外型設計須考慮最有效與骨組織之機械嵌合，並能在植入骨組織時達到有效切削之功能，銳利的切割槽設計可增加植入之速率、提供被移除骨粉及血液之收集與提升骨整合之速率，以避免過大之外力負載造成骨組織損傷發炎。另外，在植體頂端頸部通常作拋光表面設計，主要是保留原有齒槽骨上方溝槽(Sulcus)、上皮介面(Epithelial Attachment)及結締組織(Connective Tissue)之3mm生物寬度(圖2所示)，在頸部(即生物寬度部份)車削出光滑表面，使細菌不容易附著在植體上；內部設計方面則考量植體與支台體連接吻合度，良好之適配性及高固鎖性連接面設計將可避免植體與支台體螺絲鬆脫(screw loosening)、支台體旋轉(abutment rotation)及支台體斷裂(abutment fracture)等機械性失敗，且其接合面之緊密貼合使細菌無法深入植體內部，避免微滲漏(microlleakage)所造成細菌囤積產生之發炎現象，亦會導致周圍組織上皮化(epithelial attachment)，進而導致骨吸收約2mm，良好的接合面設計也可防止扭轉所造成的非軸向力產生之微量移動，以降低植牙手術因機械性失敗之因素。

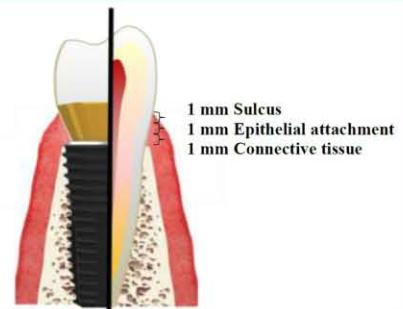


圖2、三釐米生物寬度示意圖

### 牙科植體表面功能性處理技術概述

牙科植體植入後，如何造成快速有效骨整合之最佳化表面特性及藉表面處理來增加生物相容性，以獲較佳之初期與癒合後穩固度。諸多研究指出，組織與生醫材料之界面反應會受到表面處理、表面能量、細胞種類、材料種類和粗糙度等因素的影響<sup>[3]</sup>；表面型態會影響材料表面的化學性質和表面形態；材料表面的化學特性則直接影響血清與細胞外液體吸附於材料表面的能力，進而影響細胞接觸、貼附與增殖等後續表現<sup>[4-7]</sup>。Albrektsson<sup>[8-10]</sup>之研究，發現牙科植體之表面特性對於植牙成功與否佔了一個決定性之因素；Esposito針對牙科植體失敗原因作其分析，發現牙科植體表面性質包含粗糙度及覆膜形態等特性會影響失敗的類型。生醫植體材料置入導致體內所產生之感染問題對於人類的健康具有嚴重的衝擊性，細菌感染問題更直接影響到醫療上之發病率、失敗率，與龐大醫療費用<sup>[11-14]</sup>。

純鈦或鈦基合金為目前用於人體之牙科植體材料中最被認可之金屬生醫材料，其特性如：**①**低密度、**②**較高之機械性質與強度、**③**低彈性係數、**④**高抗疲勞性與抗腐蝕性、**⑤**具化學與生物穩定性。1965年推出之Bränemark系統<sup>[15]</sup>-純鈦種植體系統，儼然成為最具代表性之植體系統，並在骨整合(Osseointegration)理論支持下，牙科植體醫學得以突飛猛進之姿不斷向上發展。依據瑞士Vontobel於2008年所作的報告顯示，牙科植體市場



將於2007至2040年這三十年之間由30億美元成長至269億美元，每年約10%~12%之成長率。由於臺灣於牙醫植體醫學及其相關技術之起步落後於先進國家，但經由文獻及臨床經驗累積可發現牙科植體與生物體之骨整合，除了施術醫師之術前評估及病患適應能力攸關植牙手術成敗與否，同樣考驗著牙科植體之機械設計及生物相容性於臨床應用上之可行性。因此，各家廠商皆藉由過往失敗經驗，開發出更優化之植體設計，以加強牙科植體機械性質及植體表面生物相容性。關於二氧化鈦(TiO<sub>2</sub>)薄膜層之研究也相應而生，Huang<sup>[16]</sup>研究指出具銳鈦礦結構之二氧化鈦薄膜可有效提升蛋白質吸附，並減少纖維組織生成；Sonoda<sup>[17]</sup>及Xuebin<sup>[18]</sup>研究皆顯示二氧化鈦薄膜可促進骨骼與植體間之鍵結，且於人體模擬體液中可引導類骨質氫氧化基磷灰石生成；Kasemo<sup>[19]</sup>研究結果說明惰性二氧化鈦薄膜可防止有害性金屬離子之釋出，進而減少組織發炎現象產生；Sunny<sup>[20]</sup>研究表示蛋白質之吸收，有助於形成緊密之骨向內生長，且隨著二氧化鈦層厚度之增加更可提高蛋白質吸收，進一步影響骨細胞之貼附，增進其生物相容性。既然氧化鈦薄膜具有諸多好處，各家廠商即針對此特性發展不同表面功能性處理技術，在不影響牙科植體機械性質與功能性之前提下，對牙科植體進行適當之表面改質即可改變植體與組織介面之生物相容性<sup>[21]~[22]</sup>。Sonoda<sup>[23]</sup>研究指出增加奈米多孔性氧化鈦薄膜厚度能促使骨組織向多孔性結構內生長，使牙科植體與骨組織間達到更佳穩固度。另有學者針對表面粗糙度進行研究，Bränemark<sup>[1]</sup><sup>[2]</sup>及Wennerberg<sup>[8]~[10]</sup>等多位學者研究指出增加表面粗糙度可增加牙科植體表面與骨組織間之接觸面積，進而加強骨細胞或骨組織之機械性嵌合作用；Pilliar<sup>[24]</sup><sup>[25]</sup>及Wennerberg<sup>[26]</sup>研究顯示牙科植體粗糙表面與基質成份相互反應後，影響成骨細胞(osteoblast)之附著及攀爬；Brunette<sup>[27]</sup>，Davies<sup>[28]</sup>，Park<sup>[29]</sup>，Gemmell<sup>[30]</sup>等多位學者研究結果說明牙科植體粗糙之表面能促進細胞附著分子貼附，如纖維黏連蛋白(fibronectin)及玻璃粘連蛋白(vitronectin)之附著，同時增加血液凝塊固持於牙科植體表面之能力。

綜合上述研究結果可知，牙科植體表面功能性處理對於骨整合效果上扮演著重要的角色，表1即列出全球前六大牙科植體廠商及國內先進廠商之表面功能性處理說明，包括機械切削、噴砂處理、化學酸蝕、離子佈植、電漿噴塗及陽極處理等方式，整體而言其表面處理方式可分為乾、濕式表面處理工程兩種形式，而再依技術性可分為機械切削表面、內蝕削減處理、外增累積處理、複合式表面處理等四大類別：

### ① 機械切削表面：

即牙科植體表面不做特殊處理，僅以機械切削加工方式製作牙科植體，如圖3掃描式電子顯微鏡(SEM)照片所示為機械切削加工表面形貌。代表性之植體如Bränemark system。

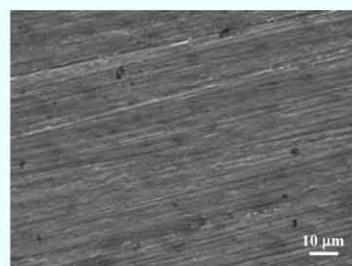


圖3、機械切削加工表面功能性處理之SEM照片  
(refer to K.L. Ou Lab.)。

廠牌	技術名稱	技術說明	專利號碼
Straumann	SLActive	Straumann 之SLA 技術加上親水性官能基處理。	7087085
Nobel	TiUnite	於純鈦牙科植體表面進行陽極氧化處理，以形成一富含磷酸鹽之多孔性氧化鈦薄膜。	7048541
Ankylos	CellPlus	合併兩道工法之表面處理，先以氧化鋁顆粒進行噴砂處理後，再使用BPS酸蝕技術於牙科植體表面形成次微米結構。	-
Biomet 3i	Nanotite	奈米化之磷酸鈣以鍍膜方式沈積於雙重酸蝕處理後之牙科植體表面。	7169317
Astra Tech	OsseoSpeed	採複合式處理技術，先以氧化鈦顆粒進行噴砂處理後，再利用氟化物進行牙科植體表面改質。	7192445
Zimmer	MTX	以氫氧基磷酸灰石顆粒進行噴砂處理，再以非蝕刻性之酸與去離子水除去殘留牙科植體表面之噴砂顆粒。	6102703
Bio-HC	SLAffinity	採複合式處理技術，先以氧化鋁顆粒進行牙科植體表面噴砂處理，再以酸蝕技術搭配電化學技術進行牙科植體表面處理，以形成微奈米複合結構。	-
Biomate	PDL	採複合式處理技術，先以非接觸式電漿蝕刻清潔表面並形成粗糙結構後，再以電漿離子植入技術於牙科植體表面形成氧化鈦層。	-

表1、全球前六大牙科植體廠商及國內先進廠商之表面功能性處理技術。

## ② 內蝕削減處理：

即牙科植體表面以蝕刻或內蝕孔洞化之處理方式達到適當之表面粗糙度及氧化鈦層，此類處理技術包含：

- (A) 噴砂處理(sandblast)，如圖4 SEM照片所示，代表性植體如早期Astra Tech牙科植體系統及Ankylos 牙科植體系統等。
- (B) 酸蝕處理(acid etching)，如圖5 SEM 照片所示，代表性植體如Basic 牙科植體系統。
- (C) 雷射蝕刻處理(Laser-treated)，如圖6 SEM 照片所示<sup>[31]</sup>，代表性植體如Bio-Lok 牙科植體系統與Apolonia 牙科植體系統。

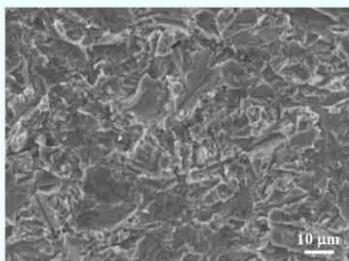


圖4、噴砂表面功能性處理之SEM  
照片(refer to K.L. Ou Lab.)。

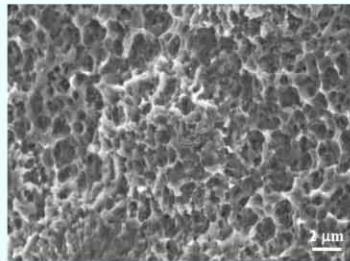


圖5、酸蝕表面功能性處理之SEM  
照片(refer to K.L. Ou Lab.)。

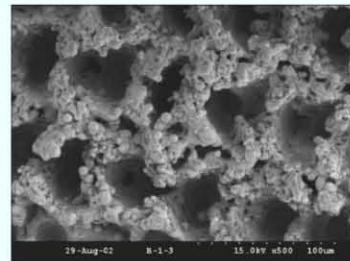


圖6、酸、雷射蝕刻表面功能性處理  
之SEM 照片<sup>[31]</sup>。



(D) 陽極處理(Anodizing treatment)，如圖7 電化學表面功能性處理SEM照片所示及圖8放電加工表面功能性處理SEM照片所示<sup>[32]</sup>。代表性植體如Bränemark MK IV 牙科植體系統(TiUnite，如圖9<sup>[33]</sup>)與Biodenta system(BST 表面功能性處理)等。

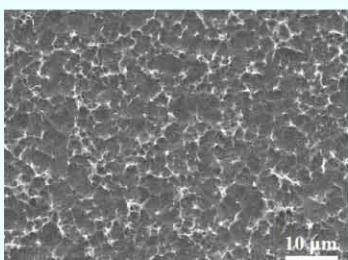


圖7、電化學表面功能性處理之SEM照片(refer to K.L. Ou Lab.)。

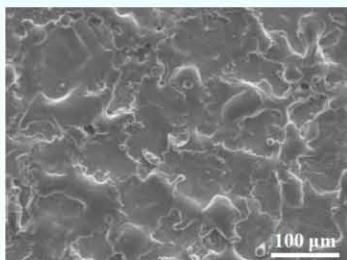


圖8、放電加工表面功能性處理之SEM照片(refer to K.L. Ou Lab.)<sup>[32]</sup>。

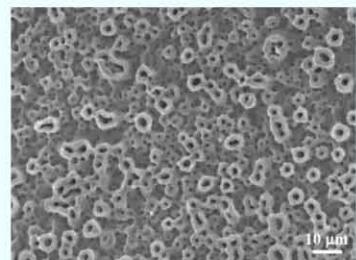


圖9、TiUnite 表面功能性處理之SEM照片(refer to K.L. Ou Lab.)<sup>[33]</sup>。

### ③ 外增累積處理：

即牙科植體表面被覆鍍層(coating)處理技術，這些處理方式包括：

- (A) 氫氣基磷灰石電漿噴塗塗層(HA plasma spray coating)處理，代表性植體如Bicon 牙科植體系統與Poiex 牙科植體系統等。
- (B) 鈦電漿噴塗塗層(Ti plasma spray coating, TPS)處理，代表性牙科如LifeCore 牙科植體系統、Bicon 牙科植體系統等。

### ④ 複合式表面處理：

- (A) 以鈦金屬顆粒燒結披覆於植體表面，藉以增加表面積而形成三度空間之機械固持力，以及因燒結所形成氧化鈦層提高生物相容性，如圖10 SEM照片所示。代表性植體如Endopore 牙科植體系統。
- (B) 含兩種以上表面處理方式之混合型植體系統，如先經噴砂再做特殊酸蝕處理之SLA(sandblasted with large grits and acid etched)技術及其衍生技術，如圖11 SEM照片所示，代表性植體如Straumann 牙科植體系統(SLActive，如圖12 SEM照片所示<sup>[34]</sup>)、Ankylos 牙科植體系統(CellPlus，如圖13 SEM照片所示<sup>[34]</sup>)、Astra Tech 牙科植體系統(Osseospeed，如圖14 SEM照片所示<sup>[35]</sup>)、Zimmer 牙科植體系統<sup>[36]</sup> (MTX，如圖15 SEM照片所示)、Bio-HC Ti-One 101 牙科植體系統(SLAffinity，如圖16 SEM照片所示<sup>[37]</sup>)與MIS 牙科植體系統<sup>[34]</sup> (如圖17 SEM照片所示)。

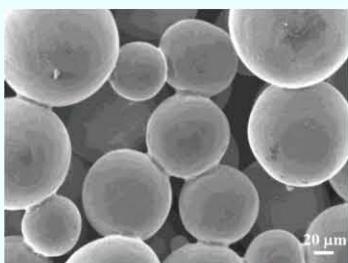


圖10、Endopore 牙科植體系統表面之SEM照片(refer to K.L. Ou Lab.)。

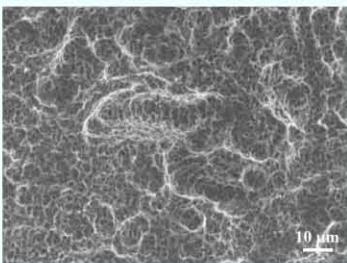


圖11、放電加工表面功能性處理之SEM照片(refer to K.L. Ou Lab.)<sup>[32]</sup>。

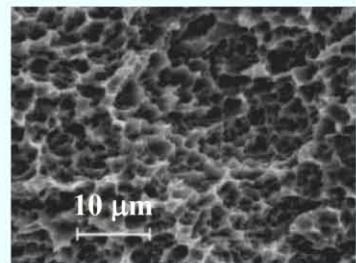


圖12、SLActive 表面功能性處理之SEM照片<sup>[34]</sup>。

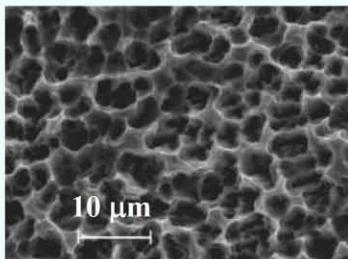


圖13、CellPlus 表面功能性處理之 SEM 照片<sup>[34]</sup>。

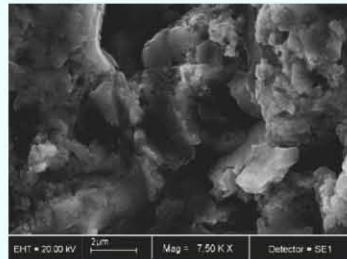


圖14、Osseospeed 表面功能性處理之 SEM 照片<sup>[35]</sup>。

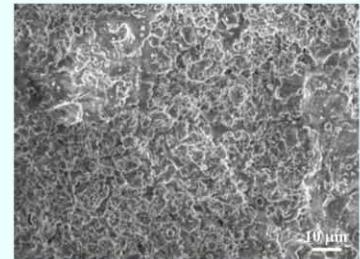


圖15、Zimmer 牙科植體系統表面之 SEM 照片(refer to K.L. Ou Lab.)<sup>[36]</sup>。

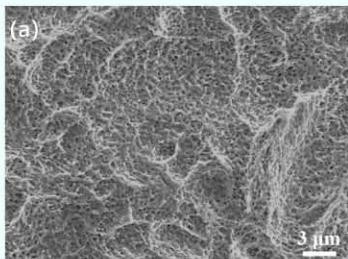


圖16、Bio-HC Ti-One 101 牙科植體系統表面之 SEM 照片  
(a) refer to 文獻<sup>[37]</sup>與(b) refer to K.L. Ou Lab.。

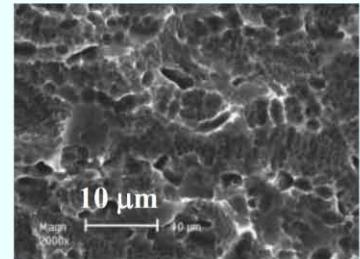
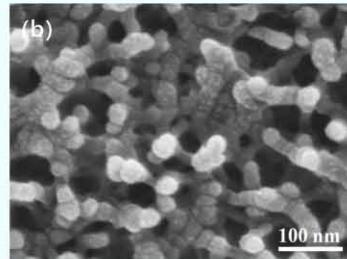


圖17、MIS 牙科植體系統表面之 SEM 照片(refer to K.L. Ou Lab.)<sup>[38]</sup>。

- (C) 以可吸收顆粒物質(如磷酸鈣顆粒)撞擊植體表面，再進行酸蝕製程之噴蝕處理(resorbable blast medium, RBM)，如LifeCore 牙科植體系統、BioHorizon 牙科植體系統、Osstem 牙科植體系統(如圖18 SEM 照片所示)與Anthogyr system(如圖19 SEM 照片所示)等。
- (D) 以兩次表面處理使用可吸收  $\beta$ -磷酸三鈣與氫氧磷灰石進行噴砂處理，再以純水清潔植體表面使其表面無酸根殘留，如Arrow 牙科植體系統(如圖20 SEM 照片所示)。

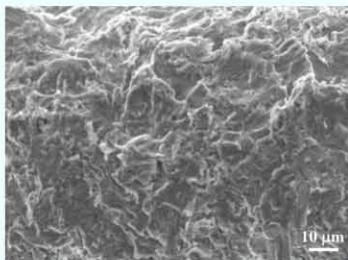


圖18、Osstem 牙科植體系統表面之 SEM 照片 (refer to K.L. Ou Lab.)。

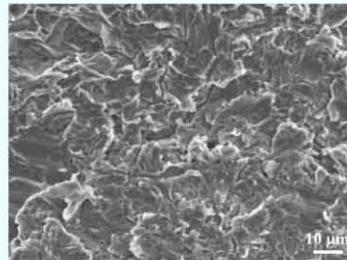


圖19、Anthogyr 牙科植體系統表面之 SEM 照片 (refer to K.L. Ou Lab.)。

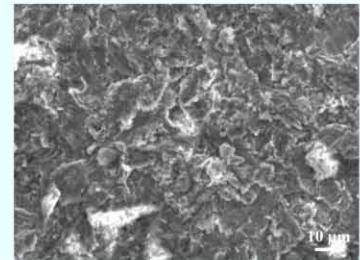


圖20、Arrow 牙科植體系統表面之 SEM 照片 (refer to K.L. Ou Lab.)。

- (E) 經噴砂製程再做氫氧基磷灰石披覆之處理，如KYOCERA POI 牙科植體系統(如圖21 SEM 照片所示)。
- (F) 非接觸式電漿蝕刻與離子植入(PDL)表面處理技術，如Biomate 牙科植體系統(如圖22 SEM 照片所示)。



(G) 以DCD (Discrete Crystalline Deposition)技術將奈米顆粒之磷酸鈣結晶體(Calcium phosphate, CaP)與Osseotite (HCl / H<sub>2</sub>S0<sub>4</sub> 微酸蝕)表面結合，如Biomet 3i 牙科植體系統(Nanotite，如圖23 SEM 照片所示<sup>[34]</sup>)。

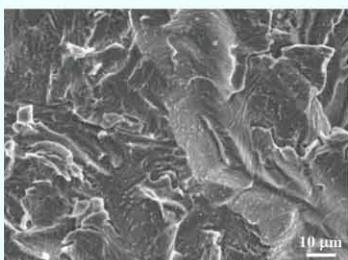


圖21、KYOCERA POI 牙科植體系統  
表面之SEM 照片  
(refer to K.L. OuLab.)。

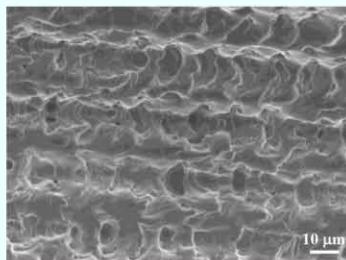


圖22、Biomate 牙科植體系統表面  
功能性處理之SEM 照片  
(refer to K.L.Ou Lab.)。

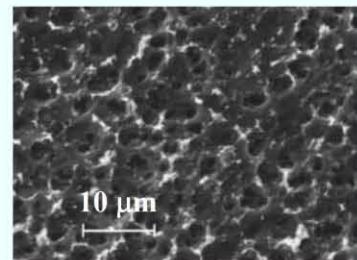


圖23、Nanotite 表面功能性處理之  
SEM 照片<sup>[34]</sup>。

### 牙科植體表面功能性處理之未來發展趨勢

於口腔贗復醫學中如何使患者重新得到一副美麗又整齊的牙齒是目前研究的重點之一，擁有一口整齊的牙齒，不僅顧到面子也照顧到健康，致使牙科植體市場愈加蓬勃發展。且在政府投入預算協助產業發展之下，讓「生技醫療器材產業專區」匯集巨大的研發能量，期間也開發出許多國產自有品牌牙科植體。然而，牙科植體之開發核心關鍵仍在表面功能性處理技術上，表面功能性處理於植入式醫療器材的要求較一般產品嚴苛，因此部分製程直接牽涉到產品的安全性，表面功能性處理之技術及精度要求相對應高，於歐美等先進國家亦屬剛開發出來之技術，陸續還在做相關追蹤測試，其所需開發及認證時間亦較長。根據上述之諸多文獻顯示，粗糙面牙科植體可增加骨組織與植體界面的接觸，由此許多牙科植體廠商著手專研牙科植體表面粗糙化技術，但也由文獻發現傳統HA 披覆、酸蝕處理或TPS 技術對長期骨整合有負面影響；由臨床長期追蹤，TPS 或HA 表面處理之牙科植體，顯示植體表面有剝落與被骨吸收之疑慮；酸蝕處理亦會酸根殘留致使牙科植體表面品質降低，造成金屬腐蝕現象發生，並有離子釋出之疑慮。

牙科植體植入組織後，其生物相容性反應之結果除了與植體表面之物理及化學性質相關，亦取決於細胞於植體表面之初期反應如細胞貼附(adhesion)與細胞伸展(spreading)，組織與生醫材料之界面反應受表面處理、表面能量、細胞種類、材料種類和粗糙度等因素影響，因此，仍可歸納出表面功能性處理未來之發展趨勢：

#### ① 機械相容性：

牙科植體之多孔性結構，可以有效改變生醫植體之機械性質，使其彈性模數接近骨組織，以達最佳機械嵌合性(mechanical interlock)。

#### ② 奈米級處理：

- 牙科植體之奈米孔洞結構，可促進細胞的分子，如fibronectin 及vitronectin 的附著。
- 可增加牙科植體與骨細胞之接觸面積、增強之間附著能力及促使細胞分化增生。
- 牙科植體表面具奈米多孔性結構，與基質成分交互作用後，影響成骨細胞(osteoblast)的附著及攀爬。

③ 仿生表面結構與骨刺激物質披覆：

- (A) 利用磷酸鈣結晶披覆於牙科植體表面上，可促進骨細胞之引導與貼附。
- (B) 生長因子披覆，如Transforming growth factor (TGF- $\beta$ )可被活化來影響細胞生理活動；Platelet-derived growth factor (PDGF)可促進骨細胞之增生與膠原蛋白生成。
- (C) 骨生長蛋白質披覆，如Bone morphogenetic proteins (BMPs)提供新骨或硬組織生成修復時之良好引導性。
- (D) 表面活化親血性處理，以物理或化學方式將進行牙科植體表面改質，能使蛋白質或生長因子與血液親合性提升，進而縮短骨整合時間。

**參考文獻**

- [1] Steinemann SG. Eulenberger J. Maeusli P-A. Schroeder A. Biomechanical Performance of Biomaterials. Amsterdam: Elsevier.,409, (1986).
- [2] Branemark R., (Thesis).Goteborg. Sweden: Goteborg University,(1996).
- [3] 馬寧元、李新中，化工資訊與商情第44期，2007。
- [4] Brunette DM. Int J Oral Maxillofac Implants., 3, (1988) 231.
- [5] Davies JE. Int J of Prosthodontics., 11:5 (1998) 391.
- [6] Park JY. Davies JE., Clin Oral Impl Res., 11, (2000) 530.
- [7] Gemmell CH. Park JY., Bone engineering, 2000, Davies JE. em squared inc. TorontoCanada., 108, (2000).
- [8] Wennerberg A. Albrektsson T. Andersson B. Krol JJ., Clin Oral Implants Res., 6, (1995) 24.
- [9] Wennerberg A. Alkretsson T. Johansson C. Andersson B. , Biomaterials., 17, (1996) 15.
- [10] Wennerberg A. Alberktsson T. Lausmaa J., J of Biomedical Materials Research., 30, (1996) 251.
- [11] R.A. Weinstein, Clinical Infectious Diseases 33, (2001) 1386.
- [12] R.O. Darouiche, The New England Journal of Medicine 350, (2004) 1422.
- [13] J.I. Flock and F. Brennan, Trends in Microbiology 7, (1999) 140.
- [14] M.L. Morrison, R.A. Buchanan, P.K. Liaw, C.J. Berry, R.L. Brigmon, L. Riester, H. Abernathy, C. Ji and R.J. Narayan, Diamond and Related Materials 15, (2006) 138.
- [15] P.A. Schnitman, Peter S. Wohrle, Jeffrey E. Rubenstein, Journal of Oral Implantology. 2, (1990) 96.
- [16] Huang N, Yang P, Cheng X. , Biomaterials. 19, (1998) 771.
- [17] Sonoda T, Kato M. , Materials Research Bulletin. 32, (1997) 1419.
- [18] Xuebin Z, Minhui H, Chuanxian D. , Biomaterials. 21, (2000) 841.
- [19] Kasemo B, Lausmaa J, Environ Health Perspect . 5, (1994) 41.
- [20] Sunny MC, Sharma CP. J Biomater Appl . 6, (1991) 89.
- [21] S.L. Chen, M.H. Lin, C.C. Chen, and K.L. Ou, Journal of Alloys and Compounds, 456, (2008) 413.
- [22] K.L. Ou, Y.H. Shih, C.F. Huang, C.C. Chen, C.M. Liu, Applied Surface Science. 255, (2008) 2046.
- [23] Sonoda T, Kato M., Materials Research Bulletin, 32, (1997) 1419.



- [24] Pillar RM., May 1985. Excerpta Medica. Amsterdam. , 60 (1986).
- [25] Pillar RM. Deporter DA. Watson PA. Valiquettl N., J of Biomedical materials Research. , 25, (1991) 467.
- [26] Wennerberg A. Alberktsson T. Andersson B. , Int. J Oral Maxillofac Implants., 11, (1996) 38.
- [27] Brunette DM., Int J Oral Maxillofac Implants. , 3, (1988) 231.
- [28] Davies JE., Int J of Prosthodontics. , 11: 5, (1998) 391.
- [29] Park JY. Davies JE. , Clin Oral Impl Res. , 11, (2000) 530.
- [30] Giannuzzi, Lucille A. ; Phifer, Daniel ; Giannuzzi, Nicholas J.; Capuano, Mario J. , Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 65: 4, (2007) 737.
- [31] Sung-Am Cho, Sang-Kyoo Jung., Biomaterials, 24, (2003) 4859.
- [32] Pei-Wen Peng, Keng-Liang Ou, Hsi-Chen Lin, Yung-Ning Pan, Chau-Hsiang Wang, Journal of Alloys and Compounds, 492, (2010) 625.
- [33] Giannuzzi, Lucille A.; Phifer, Daniel; Giannuzzi, Nicholas J.; Capuano, Mario J., Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 65: 4, (2007) 737.
- [34] S. Szmukler-Moncler, M. Bischof, R. Nedir, M. Ermrich, Clinical Oral Implants Research, 21: 9, (2010) 944.
- [35] L. Le Gu'ehennec, A. Soueidan, P. Layrolle , Y. Amouriq, Dental materials. 23,(2007) 844.
- [36] David M. Dohan Ehrenfest, Lydia Vazquez, Yeong-Joon Park, Gilberto Sammartino, Jean-Pierre Bernard, Journal of Oral Implantology, Vol. XXXVII/No. 5, (2011) 525.
- [37] S. Szmukler-Moncler, M. Bischof, R. Nedir, M. Ermrich, Clinical Oral Implants Research, 21: 9, (2010) 944.

# Dental scholarship

## 立即植牙的邏輯思考

### 與臨床案例分享



**WRITER** 陳政佑 醫師 Eason Chen D.D.S.

UCLA牙周病研究所專科訓練  
NYU植牙進修班  
陽明大學牙醫學系  
亞卓牙醫診所 · 台北內湖



立即植牙經過過去十多年的研究，在當今已經成為治療的選項之一，臨床上若能夠對於軟、硬組織有一定程度瞭解，配合良好的術式，通常可以達到醫病雙贏的治療結果。當然若是評估不慎；或是臨床操作不良，則有可能造成美觀失敗或是感染控制不易的皆輸局面。本篇文章小編將就目前學術研究所得到的資訊以及所學的臨床經驗，來建立一套立即植牙的邏輯思考與臨床操作的治療參考。

首先我們必須知道，齒槽骨在拔完牙之後會有明顯地吸收，根據 Palacci 與 Nowzari 等學者<sup>1</sup>的研究觀察，齒槽骨在拔牙後會有明顯地吸收（如右圖）。甚至 Araújo 等學者<sup>2,3</sup>更進一步提出：由於前牙拔牙窩的頰側骨板主要為 bundle bone，血液來源是靠 PDL 而來，所以拔牙後少了 PDL 血液供應，這個 bundle bone 就會慢慢地吸收，若拔牙窩內還來不及生成足量的骨細胞，水平的空間則會有明顯地減少，一般來說 2/3 的吸收量是發生在前三個月，這也就是拔牙窩需要適當處置的原因（拔牙窩處置請參考最後附表 1）。而今立即植牙目前已經被認定是拔牙窩處置的選項之

一，雖然沒有任何方法可以防止 bundle bone 的吸收，但若有適當的材料維持空間，那麼水平吸收就會大大的減少，臨床的美觀要求就比較容易達成。



圖1

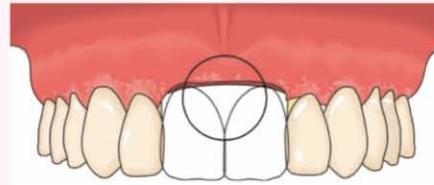


圖2

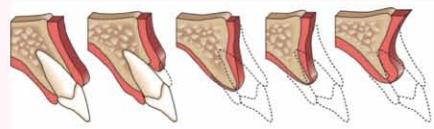


圖3

圖1,2顯示拔牙後的垂直吸收。圖3顯示拔牙後的水平吸收。

臨牀上我們觀察到齒脊在拔牙後明顯的改變主要就是頰側骨板的吸收所造成，所以近期許多研究則更進一步的對頰側骨板進行觀察與研究。根據 Sanz 及 Lindhe 等學者<sup>4</sup> 2010 年對於頰側骨板厚度的觀察發現：90% 受試者的頰側骨板小於 1mm，更進



一步的統計發現，頰側骨板厚度為0.5mm的有高達64%，越薄的骨板意味著吸收的速度越快，也就是臨床上會看到越明顯的齒脊厚度改變。

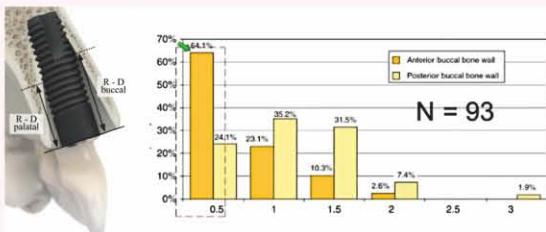


圖4.說明實驗樣本數93人。量測頰側骨板得到90%小於1mm，0.5mm有高達64.5%

另一篇2011年Januário等學者<sup>5</sup>的研究也發現：250位受試者的上顎前牙頰側骨板約有50%是小於或等於0.5mm。

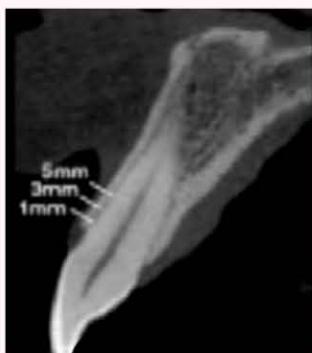


表1

Thickness of facial bone wall

Location	Central	Lateral	Canine
<b>1mm</b>	<b><math>0.6 \pm 0.3</math></b>	<b><math>0.7 \pm 0.3</math></b>	<b><math>0.6 \pm 0.3</math></b>
<b>3mm</b>	<b><math>0.6 \pm 0.4</math></b>	<b><math>0.7 \pm 0.4</math></b>	<b><math>0.6 \pm 0.4</math></b>
<b>5mm</b>	<b><math>0.5 \pm 0.3</math></b>	<b><math>0.5 \pm 0.4</math></b>	<b><math>0.6 \pm 0.4</math></b>

圖5說明實驗量測骨板的位置。表1為實驗結果，頰側骨板有高達50%的受試者小於等於0.5mm

這些實驗清楚地讓我們知道頰側骨板的平均厚度是小於1mm的，當我們面對拔除無法重建的牙齒時，必需以微創的方式操作，避免傷及頰側骨板。考慮植牙的時間點時，則需想想頰側骨板能撐多久，亦或是頰側缺損過大必需靠再生手術階段性的方式去重建(拔牙窩處置請參考附表1)。

植牙的成功率影響最大的莫過於初期的穩定性，所以Joseph Kan等學者<sup>6</sup>於2010年提出了一個電腦斷層的觀察研究報告，報告中把上顎前牙的牙根位置分為四類，如圖6，第一類為牙根緊貼頰側骨板，但頸側仍有一定量的骨頭來提供初期穩定。第二類為牙根正好位於齒脊的中央。第三類為牙根緊貼頸側骨，頰側有較厚的骨板。第四類為齒脊狹窄，頰側與頸側都是薄薄的骨板。

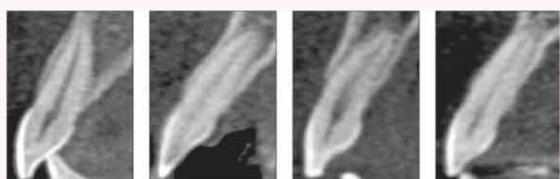


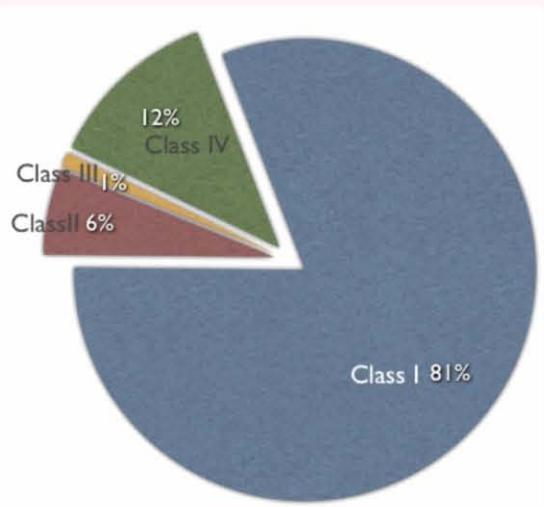
圖6說明上顎前牙電腦斷層矢狀切的情況。由左至右分別為第一、二、三、四類。

根據此實驗的觀察（表二），有八成左右的案例屬於第一類，第四類約一成，第一至三類的牙根位置是較適合立即植牙的情形，而第四類則是相對禁忌的案例。

表2

SRP	Percentage (no.)			
	Central incisor	Lateral incisor	Canine	Overall
Class I	86.5 (173)	76 (152)	81 (162)	81.1 (487)
Class II	5 (10)	8.5 (17)	6 (12)	6.5 (39)
Class III	0.5 (1)	1.5 (3)	0 (0)	0.7 (4)
Class IV	8 (16)	14 (28)	13 (26)	11.7 (70)
Total	100 (200)	100 (200)	100 (200)	100 (600)

表2為實驗觀察結果，第一類佔81%，第二類6.5%，第三類0.7%，第四類11.7%



了解頰側骨板厚度與牙根相對位置之後，當然我們也要對軟組織進行分析，臨牀上我們常將軟組織分成Thin-Scallop或Thick-Flat Biotype，過去十年我們的認知是，唇側軟組織的厚度大約是介於0.6mm~1.5mm，不過根據Wang H. L. 等人<sup>7</sup> 2010的研究發現，頰側軟組織的厚度介於0.1~1.2mm，平均為0.5mm，根據這樣的研究發現，我們應該認定：幾乎每個病人都只有薄薄的頰側牙齦。

表3

Variable	n	Mean	SD	Min	Max
LG	85	0.50	0.24	0.10	1.20
PG	85	1.00	0.30	0.40	1.60
LB	85	0.83	0.30	0.30	1.60
PB	85	1.09	0.40	0.40	1.09

表3為觀察結果，唇側牙齦的平均厚度為0.5mm，最薄0.1mm，最厚為1.2mm

那麼面對這麼薄的牙齦，再加上無法避免頰側骨板的吸收，我們該如何利用臨床的術式來代償組織的變化呢？根據國際美學大師Joseph Kan等人<sup>8</sup> 於2011發表的文章，建議可以在立即植牙時同時做一個Bilaminar SCTG來改善<sup>9</sup>，根據這個研究追蹤一年的發現，利用這樣的術式可以平均增加0.1mm的厚度，也就是說，Bilaminar SCTG這個術式成功地增加了軟組織厚度，也代償了頰側骨板的吸收。



圖6.為手術當天進行Bilaminar SCTG之術後照片。



圖7.為術後一年追蹤，平均頰舌寬度增加0.1mm

另一項研究於同年2011由Ueli Grunder<sup>10</sup> 所發表的實驗一樣得到令人滿意的結果，此實驗一樣是在立即植牙的案例中，利用split flap同時補入SCTG，比較實驗與對照組的表現，實驗組在六個月追蹤時，平均厚度增加0.34mm，而對照組則是吸收了1.063mm。



圖8



圖9

圖8為對照組，圖9為實驗組，可以清楚看到組織厚度的差別。

上述兩篇的研究在在證實利用SCTG來增加軟組織的厚度是一個可預期的方式，可以用來代償頰側骨板的吸收。

頰側冠部區域的厚度變化我們已經有一定的認識，根據實驗的結果，可以利用軟組織的移植手術來代償骨板的吸收，但位於根部的骨缺損應該如何處置呢？

在美觀區由於為了盡量維持冠狀區的形態以及血液供應，Homayoun<sup>11</sup> 於2011年提出了一個Vestibular Incision



Subperiosteal Tunnel Access的切線設計，此切線是在唇繫帶黏膜處作一垂直切線，full thickness的方式將骨膜與骨面分開，保留了頰側軟組織的完整性以及來自底部的血流供應，以最小侵入的方式來做牙根覆蓋。

根據保留軟組織完整性與血流供應的概念，筆者與歐亦焜醫師於2012年共同發表了一篇利用VISTA切線設計來處理頰側缺損的臨床案例報告<sup>12</sup>，此法可以在盡可能保留組織完整性的條件下，進行立即植牙與骨缺損的再生手術，大大的在美觀區提供了一個可預期的治療方式。



圖10.為VISTA垂直切線



圖11.顯示骨膜與骨面分離鬆動情形



圖12.植體置入理想位置



圖13.利用VISTA垂直切口進行骨再生手術



圖14.為SCTG置入縫合後



圖15.為假牙完成後6個月追蹤，可見軟硬組織和諧。

對於軟硬組織生理形態有一定程度的瞭解，以及如何修復、增厚軟硬組織的概念之後，筆者將進一步討論植體的理想位置，應該置入在什麼樣的位置才能得到長期的穩定？

根據Berglundh與Lindhe等學者<sup>13,14</sup>於1996年的實驗觀察，植牙與自然牙一樣，在軟硬組織與牙根之間是有生理寬度biological width的生理現象，根據實驗的觀察，在植體接出進入口腔後即會進行生理的重塑現象，六個月穩定後平均可以觀察到約有2mm的屏障上皮(long barrier epithelium)圍繞植牙頸部周圍，而緊靠骨頭與植體冠部區域有1.3-1.8mm的附連組織保護骨頭，提供一個穩定的生理屏障。

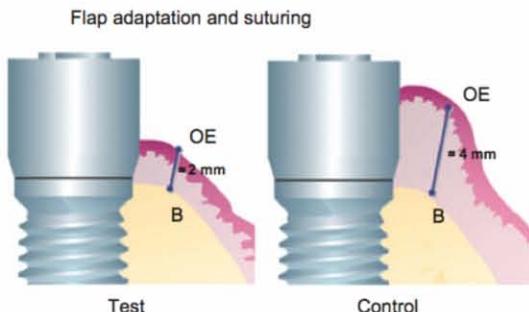


圖16.顯示植牙接入口腔後不同的情形，左為軟組織厚度2mm，右為4mm。

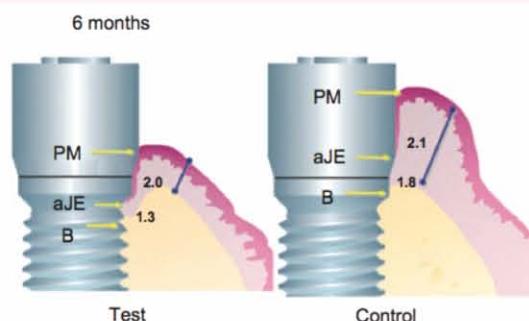


圖17.經過六個月後，植體周圍因生理寬度的建立，原本2mm的植體出現了碟狀吸收，而原本4mm者則無明顯吸收。

這個生理寬度觀念讓我們知道，植牙與骨頭、牙肉的複合區域需要一段約2mm的barrier epithelium以及1.5mm左右的附連組織，如此才能提供組織一個正常的生理環境，提供植牙長期的穩定。假設軟組織的厚度不足3mm，通常在臨牀上我們可以觀察到植體周圍會發生所謂的碟狀吸收，直到這個複合區域建立起正常的生理寬度後才會平衡。因此，植體的深度應該建立在預計牙齦邊緣的3-4mm處，若不足則需進行牙肉移植，或將植體稍埋入骨頭，以建立一個足夠的生理寬度條件。

深度的觀念建立後，接下來就是近遠心(M-D)與自然牙以及植牙的距離，還有頰舌側(B-L)的位置。在近遠心方面，單顆植牙與相鄰自然牙根據Vincent與Tarnow等學者<sup>15</sup> 2001年的觀察，植牙與自然牙之間的距離至少需要1.5mm，否則中間的齒脊會發生吸收，一旦發生吸收則會影響齒間乳突的表現。而兩相鄰植牙的情況下，根據Tarnow與Wallace<sup>16</sup> 於2000年的觀察發現，如果兩植體相距小於3mm的話，碟狀吸收會造成中間的骨頭最高點吸收改變，進而造成軟組織垂直方向上的萎縮。至於兩植體間的軟組織厚度到底多少呢？Tarnow與Salama<sup>17</sup> 等學者2003年的實驗測量牙肉最高點到底下骨頭的厚度，得到平均的結果為3.4mm。

綜合以上的實驗觀察我們可以得知，1.若是牙肉厚度不足或是植體深度不夠，生理寬度建立的同時會造成骨頭的碟狀吸收。2.植牙與自然牙之間距離小於1.5mm或兩相鄰植牙距離小於3mm，任何的碟狀吸收都會造成骨頭垂直方向上的改變。3.兩植牙之間的牙肉平均厚度為3.5mm左右。臨牀上我們很難完全避免碟狀吸收，但當植體周圍保持一段安全距離，則能有效地避免



齒間的骨頭發生垂直方向上的改變，避免軟組織的萎縮與齒間乳突的消失。

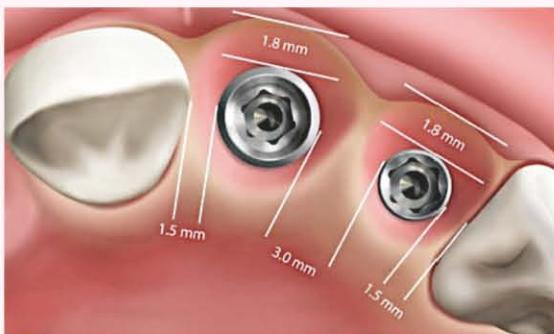


圖18.植體理想位置示意圖。

接下來則是頰舌側的位置，根據Ueli Grunder等學者<sup>18</sup>提出的理想植體位置報告可知，若是冠部頰側的骨板小於2mm，碟狀吸收就會造成頰側骨板的垂直高度喪失，造成美觀上的問題，如圖。



圖19.碟狀吸收示意圖。

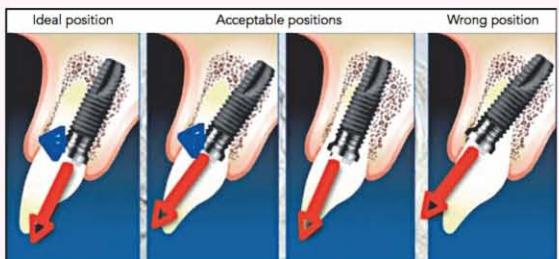


圖20.顯示頰側骨頭大於2mm時，碟狀吸收不致影響邊緣齒脊高度。



圖21可清楚看到頰側骨板因厚度不足而吸收，進而影響組織形態，造成美觀問題。

在頰側的冠部區域我們除了需要保留2mm以上的骨頭之外（於立即植牙的案例則是2mm的Gap），長期咬合的角度也是需要考慮的因素<sup>19</sup>，如圖22，當齒槽寬度適合立即植牙的條件下（骨頭寬度大於6mm），我們應該盡可能將植體放置在靠頸側，直體邊緣距離頰側骨板2mm。角度控制也是相當重要，若是角度太往頰側偏移，那麼植體與頰側骨板的距離就會減少，長期下來的側向咬合力會增加，這些因素都會造成頰側骨板吸收與垂直方向上的組織改變，造成美觀問題。



### 結語

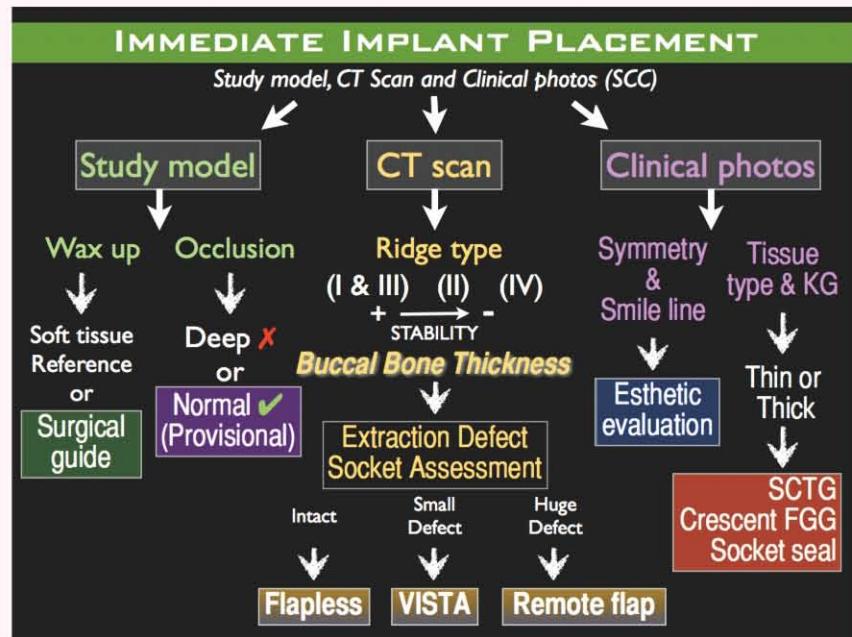
立即植牙在臨牀上可以讓我們在較短的時間下完成治療，根據研究<sup>8,9,10,20</sup>，若是可以立即提供軟組織支撐的話，可以有效地保留齒間乳突以及軟組織的頰側形態，但往往在立即植牙的案例中理想的位置要達成是相對有挑戰的，對於理想位置的充分瞭解是立即植牙的第一步，對正常骨頭與牙齦的生理狀態有一定的認識則是手術

醫師應該有的知識，臨床操作時一定要對每個個案進行仔細的評估(可參考附表2)，分析拔牙窩的骨頭形態以及牙肉厚度，倘若能配合適當的術式以及純熟的臨床技巧去操作，立即植牙無疑是一個令人期待的治療方式。

附表1：拔牙窩處置參考表

<i>Surgical Decision Tree for Socket Management</i>				
Atraumatic Extraction & Thoroughly De-Granulation				
<i>infection control</i>				
✓ Intact socket (Sound coronal)	✓ Slight Defect at apical area	✓ X Dehiscence on buccal wall	✓ X Large defect Stability ✓	✓ X Large defect Stability X
Immediate implantation	Immediate implantation	Early Approach 6-8W Immediate?	Early Approach 6-8W	Delayed 4-6M
GAP filling	VISTA, GBR	Collagen plug Remote, GBR?	Collagen plug	Collagen plug Remote, GBR
X SCTG Crescent	X SCTG Crescent	X Socket seal Combo CTG	X	X

附表2：立即植牙評估參考表





## 臨床案例分享（一）

術前



術後兩週



此案例為深度蛀牙案例，#12在拆除牙冠及移除受感染齒質後已無ferrel effect提供義齒穩定，與患者討論過後決定以立即植牙的方式重建。

首先，為了保留頰側骨板，必須以atraumatic方式將牙齒移除，接下來評估齒槽骨完整性以及厚度，此案例頰側骨板完整，但厚度約為0.5mm，可想而知這片薄薄的bundle bone在tissue modeling過程一定會吸收，因此決定以SCTG來增厚牙齦，以代償骨板吸收。



圖1 感染齒質移除後已無ferrel effect。



圖2 Atraumatic extraction之後，評估齒槽骨狀態。



圖3 利用split technique做一個partial thickness的口袋。



圖4 比對從頸側取下的SCTG，修型成適當大小。



圖5 固定好SCTG之後，確定植體深度。



圖6 鎖上healing abutment。



圖7 在植體與頸側骨板中填入骨粉，筆者選用  
Bio-Oss+FDBA 1:1混合。



圖8放上固定臨時假牙撐住軟組織形態。



圖9 頸側縫合止血情況。



圖10 術後X光片可見良好植體  
位置。(植體3i)



圖11 頸側三天癒合情況。



圖13 術後兩週頸側傷口復原情況。



圖12 術後兩週拆除固定SCTG之縫線，  
可見傷口癒合良好，除線頭處之外無發炎情況。



## 臨床案例分享（二）

術前



術後



此案例求診時右上正中門牙已經被拔除約一周，患者希望至本院接受植牙治療，經過分析討論後決定立即植牙(嚴格來說這是一個early implantation案例，植牙時已距離拔牙約兩週)。為了美觀需求建議進行SCTG移植並且將其它門牙輕微的牙根裸露做覆蓋手術。首先清除拔牙窩內所有的肉芽組織，發現頰側骨板在較根尖處有 $5 \times 8\text{mm}$ 之缺損，因此決定以VISTA切線方式來進行骨再生手術，牙根覆蓋部分則是以隧道方式進行移植增厚手術。

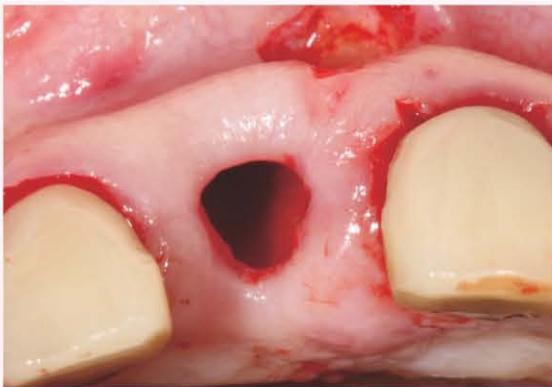


圖1 肉芽組織清除後。



圖2 評估齒槽骨狀態，利用VISTA切線露出缺損範圍。

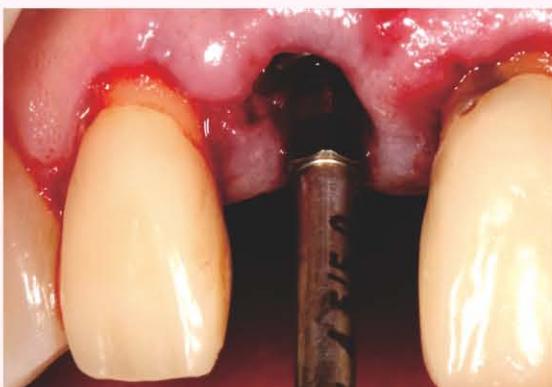


圖3 植體植入正確角度(Astra)



圖4 確認植牙角度。



圖5由頸側取出之游離結締組織。



圖6利用VISTA切口進行骨再生手術使用材料為Bio-Oss + FDBA 1:1混合，再生膜使用Bio-Gide。



圖7 SCTG利用兩端縫線固定，VISTA切口處進行縫合，部分傷口為二級癒合。



圖8 術後一周癒合情形。



圖9 X光片顯示植體植入位置與角度。



圖10 頸側傷口一周癒合情況。



圖11 頸側傷口二周癒合情況。



圖12 術後三個月。



圖13 三個月後臨時假牙裝戴及軟組織塑形。



圖14 軟組織塑形後兩個月印模，利用CAD/CAM技術製作客製化支台，圖為支台試戴。



圖15 永久義齒裝戴兩個月後追蹤。

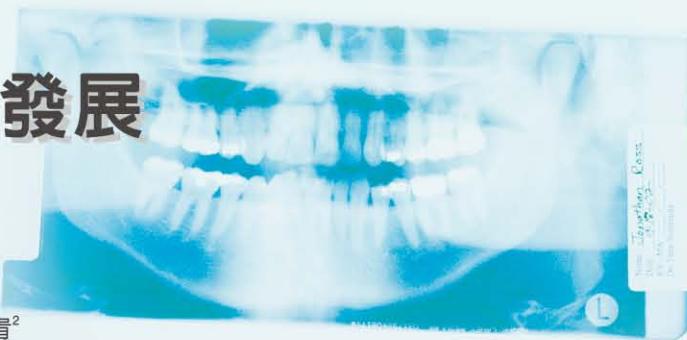
### References

1. Palacci P, Nowzari H. Soft tissue enhancement around dental implants. *Periodontol 2000*. 2008;47:113-32.
2. Araújo MG, Sukekava F, Wennström JL, Lindhe J. Tissue modeling following implant placement in fresh extraction sockets. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Dec;17(6):615-24.
3. Araújo MG, Wennström JL, Lindhe J. Modeling of the buccal and lingual bone walls of fresh extraction sites following implant installation. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Dec;17(6):606-14.
4. Sanz M, Cecchinato D, Ferrus J, Pjetursson EB, Lang NP, Lindhe J. A prospective, randomized-controlled clinical trial to evaluate bone preservation using implants with different geometry placed into extraction sockets in the maxilla. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Jan;21(1):13-21.
5. Januário AL, Duarte WR, Barriviera M, Mesti JC, Araújo MG, Lindhe J. Dimension of the facial bone wall in the anterior maxilla: a cone-beam computed tomography study. *Clin Oral Implants Res*. 2011 Oct;22(10):1168-71.
6. Kan JY, Roe P, Rungcharassaeng K, Patel RD, Waki T, Lozada JL, Zimmerman G. Classification of sagittal root position in relation to the anterior maxillary osseous housing for immediate implant placement: a cone beam computed tomography study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Jul-Aug;26(4):873-6.
7. Fu JH, Yeh CY, Chan HL, Tatarakis N, Leong DJ, Wang HL. Tissue biotype and its relation to the underlying bone morphology. *J Periodontol*. 2010 Apr;81(4):569-74.
8. Tsuda H, Rungcharassaeng K, Kan JY, Roe P, Lozada JL, Zimmerman G. Peri-implant tissue response following connective tissue and bone grafting in conjunction with immediate single-tooth replacement in the esthetic zone: a case series. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Mar-Apr;26(2):427-36.
9. Kan JY, Rungcharassaeng K, Lozada JL. Bilaminar subepithelial connective tissue grafts for immediate implant placement and provisionalization in the esthetic zone. *J Calif Dent Assoc*. 2005 Nov;33(11):865-71.

- 10.Grunder U. Crestal ridge width changes when placing implants at the time of tooth extraction with and without soft tissue augmentation after a healing period of 6 months: report of 24 consecutive cases. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2011 Feb;31(1):9-17.
- 11.Zadeh HH. Minimally invasive treatment of maxillary anterior gingival recession defects by vestibular incision subperiosteal tunnel access and platelet-derived growth factor BB. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2011 Nov-Dec;31(6):653-60.
- 12.Ou YK, Chen CY. A novel solution for anterior implant esthetics: implant placement combined with hard and soft tissue augmentation via the VISTA technique. *Dental Tribune Asia Pacific Edition* 2012 16-18.
- 13.Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol.* 1996 Oct;23(10):971-3.
- 14.Liljenberg B, Gualini F, Berglundh T, Tonetti M, Lindhe J. Some characteristics of the ridge mucosa before and after implant installation. A prospective study in humans. *J Clin Periodontol.* 1996 Nov;23(11):1008-13.
- 15.Choquet V, Hermans M, Adriaenssens P, Daelemans P, Tarnow DP, Malevez C. Clinical and radiographic evaluation of the papilla level adjacent to single-tooth dental implants. A retrospective study in the maxillary anterior region. *J Periodontol.* 2001 Oct;72(10):1364-71.
- 16.Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol.* 2000 Apr;71(4):546-9.
- 17.Tarnow D, Elian N, Fletcher P, Froum S, Magner A, Cho SC, Salama M, Salama H, Garber DA. Vertical distance from the crest of bone to the height of the interproximal papilla between adjacent implants. *J Periodontol.* 2003 Dec;74(12):1785-8.
- 18.Grunder U, Gracis S, Capelli M. Influence of the 3-D bone-to-implant relationship on esthetics. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005 Apr;25(2):113-9.
- 19.Funato A, Salama MA, Ishikawa T, Garber DA, Salama H. Timing, positioning, and sequential staging in esthetic implant therapy: a four-dimensional perspective. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007 Aug;27(4):313-23.
- 20.Han TJ, Jeong CW. Bone and crescent shaped free gingival grafting for anterior immediate implant placement. In, *J Implant and Advanced Clinical Dentistry*, pp. 23-32, 2009.



# 牙科放射線攝影之發展 及其臨床運用



**WRITER** 黃耀德<sup>1,2</sup>／陳木熊<sup>1,2</sup>／黃雅婷<sup>1,2</sup>／張添貴<sup>2</sup>

<sup>1</sup>國立臺灣大學醫學院附設醫院牙科部

<sup>2</sup>台北市醫事放射師公會

一個完整的知識始於它的發現。本文目的為介紹牙科放射科學的重要性及回顧X放射線的歷史、牙科放射線科學的先驅、牙科X光底片和技術及臨床應用。

## 牙科放射線之先驅

X光於1895年被發現後，許多的先驅協助拓展了牙科放射科學，這些發展歸因於諸多人員的大量研究。在1895年X光的發現被發表後很短的時間，德國牙醫師Otto Walkhoff實行了第一次的牙科X光攝影。他將一個纏上黑紙及橡膠的玻璃攝影感光板(glass photographic plate)置於自己口中，並進行為期25分鐘的X光曝射。同年，紐約的醫師W.J. Morton用一個顱骨進行了美國第一次的牙科放射線攝影。

紐奧良牙醫師C. Edmund Kells，在1896年進行了第一次的臨床牙科放射攝影。另一位牙科放射科學先驅，波士頓的牙醫師William H. Rollins，則發展了第一個牙科X光機。另一位紐約的牙科醫師Frank Van Woert則為第一位利用底片進行口內攝影。

## 牙科X光底片歷史

從1896年到1913年，牙科X光底片包含了手工裹上黑紙和橡膠的玻璃攝影感光板(glass photographic plates)或小張的底片。其中手工包裹牙科X光底片的步驟是費時的程序。在1913年Eastman Kodak公司製造了首張已經被包好的口內攝影底片，並因此增加了X光在牙科的使用率。

D-speed、E-speed、F-speed之口內傳統X光底片分別於1955、1981、2000年發表於市面上。現今牙科放射使用的底片和過去相比已經有大大的進步。現代快速底片所需時間極短，因此降低了病患所接受的輻射暴射。使用F-speed相較於傳統D-speed的口內X光底片可減少60%的輻射劑量、相較E-speed則可減少25%輻射劑量。

1989年由Dr. Francis Mouyen於牙醫界發表了第一個直接數位影像系統(Direct digital imaging system)的可行性與臨床應用。國際市場上至少有20家公司或製造商投入生產口腔顎面數位影像系統。數位影像系統的優點包括可提供高品質的影像，相較於傳統底片減少了50-80%的輻射劑量，影像儲存與移轉更為便利及不需要暗房與藥水耗材等。

## 牙科放射線學攝影技術歷史

牙科口內放射線攝影技術包括分角線法(bisecting technique)、平行法(parallelizing technique)、和咬翼技術(bite-wing technique)。Weston Price牙醫師於1904發明分角線法。Howard Riley Raper修正了原始的分角線法，並在1925年發明bite-wing技術。

平行法最初由C. Edmund Kells於1896年發明，並在1920才被Franklin W. McCormack臨床使用。現代牙科放射科學之父—F. Gordon Fitzgerald在1947年發展出long-cone平行法並重新喚起對平行法的興趣。平行法是目前牙科口內攝影最常用及準確的放射線攝影技術。平行法使得牙齒的形狀和牙齒的周圍結構的關係更準確，減少牙齒影像的失真(distortion)。

最常被牙科使用的口外攝影技術為環口攝影(Panoramic radiography)。1933年日本的Hisatugu Numata進行了第一次的環口攝影，然而底片是放置在牙齒的內側。芬蘭的Yrjo Paatero他利用狹縫X光束(slit beam)、增感屏和旋轉技術(rotational technique)進行實驗並發明環口放射線攝影技術，被後世稱為環口放射線攝影之父。

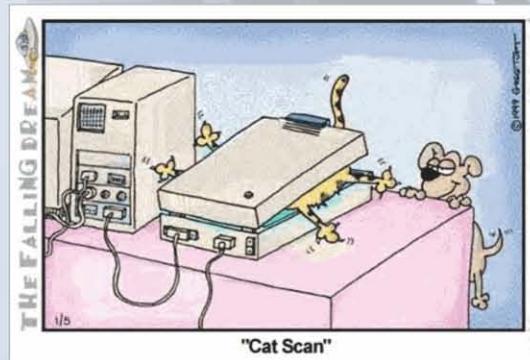
## 電腦斷層發展史

近年來植牙市場發展蓬勃，牙醫師需要將合金或特殊材料植體鑽入齒槽骨內，但是隨著患者病況不一，這些醫療行為或多或少伴隨醫療風險。在植牙市場競爭白熱化的推波助瀾下，牙醫師需要精準掌握患者口內情況，降低植牙風險並且提高醫病溝通的效率，想當然爾電腦斷層的使用也成為趨勢。

1972年英國的Godfrey N. Hounsfield成功開發出世界第一台電腦斷層攝影系統(Computerized Tomography)，他們使用細窄的Pencil Beam X-ray以不同角度照射，透過在物體的另一端的閃爍偵檢器(scintillation detection)收集的放射線強度，將這些資料輸入電腦，經過數學演繹後便可重建出該物體截面(Cross-section)的影像(圖1)。由於電腦斷層的3D影像可看到軸位切面(axial view)，在名稱未確實決定以前有段時間稱為Computed Axial Tomography，興起CAT scan話題熱潮(圖2)。在CT尚未問世以前的時代，醫師只能依靠平面X-ray，看到頭骨跟空氣的構造。很多診斷要靠臨床Physical examination，然後猜看看。很多時候，神經外科醫師把頭蓋骨打開，挖不到東西，才知道猜錯了。第一代電腦斷層的問世，使人們首次以非侵入(Non-Invasive)的方法窺探人體內奧妙的立體結構，Hounsfield與同伴也因此共同獲得1979年的諾貝爾生理或醫學獎。



(圖1)



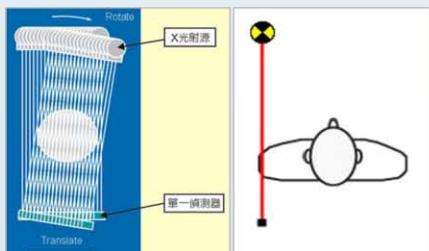
(圖2)



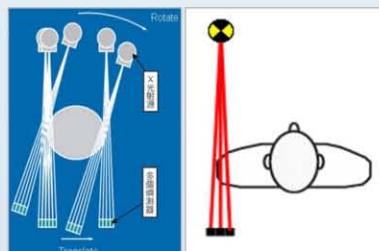
從第一台CT的開發至今已過了40多個年頭，在這段時間內，電腦斷層由實驗階段應用至醫學診斷，並經歷了數個世代的傳承及發展，衆廠家針對影像解析度、掃描時間及掃描劑量不斷的改進，其應用範圍也不斷的擴展自各科別已不再是醫科的專利。

### CBCT vs. MDCT ?

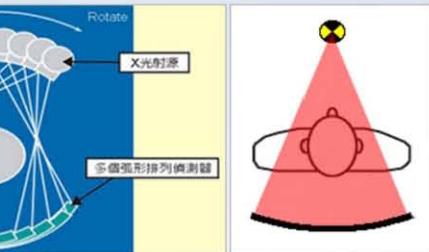
早期CT僅用於頭部斷層檢查；到了1976年，Robert Ledley發展出第一套可以掃瞄軀幹的CT系統。從此以後，CT正式在臨床診斷上扮演其無以倫比的重要角色。依CT的硬體設計區分，大致可分為四個世代。第一代CT具有一個X光射源及一個偵測器，每個固定角度只能平移做線狀掃描，X光射源每次旋轉1度角，完成一個切面需要180個角度掃描(圖3)，共須花費近5分鐘才能完成一張切面影像，不論是完成檢查的時間或是病人所接受的X光劑量，都是相當可觀的。此後進展到第二代CT，在偵測器的設計上變為多個，且每次X光射源的旋轉角度變為10度(圖4)，大大提高了掃描速度，可達僅30秒的成像時間，且減少了輻射劑量。前兩代的X光射源都以平移方式進行，進展到第三代CT時，射源便改為旋轉，且偵測器數目增加並作弧形排列(圖5)，兩者同時旋轉，更大幅增快到只需少於1秒的時間便可成像。但第三代CT最大的缺點是會產生環形假影(ring artifact)，為防止環形假影的產生，又有第四代CT的發展，主要的改變是將弧形排列的偵測器改成360度圍繞的固定環(圖6)。然而實際服役的電腦斷層儀器仍以第三代的硬體設計為主流。



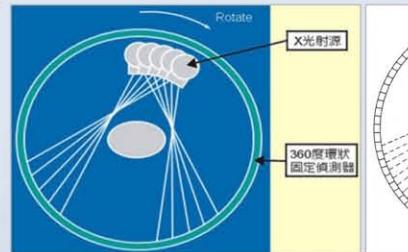
(圖3) 第一代CT



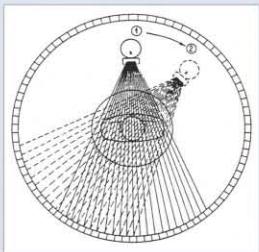
(圖4) 第二代CT



(圖5) 第三代CT

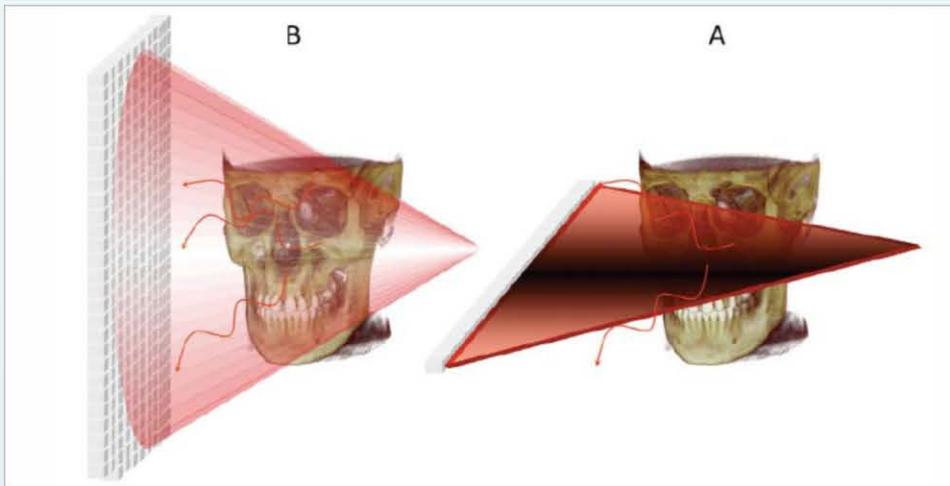


(圖6) 第四代CT



從CT的演進史我們可以總結，若掃描的時間越短則動作假影(Motion Artifact)越不易發生，當然患者所遭受的輻射劑量越低。

在牙科領域中牙醫師專注於患者的口腔與顱顏問題，希望以快速的時間內完成患者的檢查，減低患者不適也降低患者的輻射劑量。為此，牙科專用的CBCT (Cone Beam CT)逐漸發展。其運作之原理，在於X-ray是以錐狀放射的方式並配合平面偵測器來獲取三度空間影像，錐狀放射的方式使得接收器可以在單次360°旋轉內獲得所需的三度空間頭顱影像資料(圖7B)，而不需要如傳統CT般需要多次迴轉掃瞄才可以獲得立體影像(圖7A)。

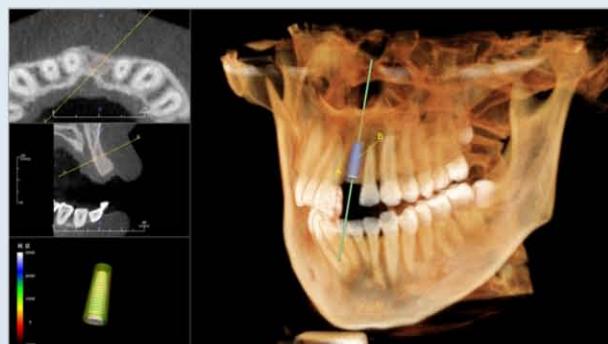


(圖7)

### CBCT的應用

植牙治療：

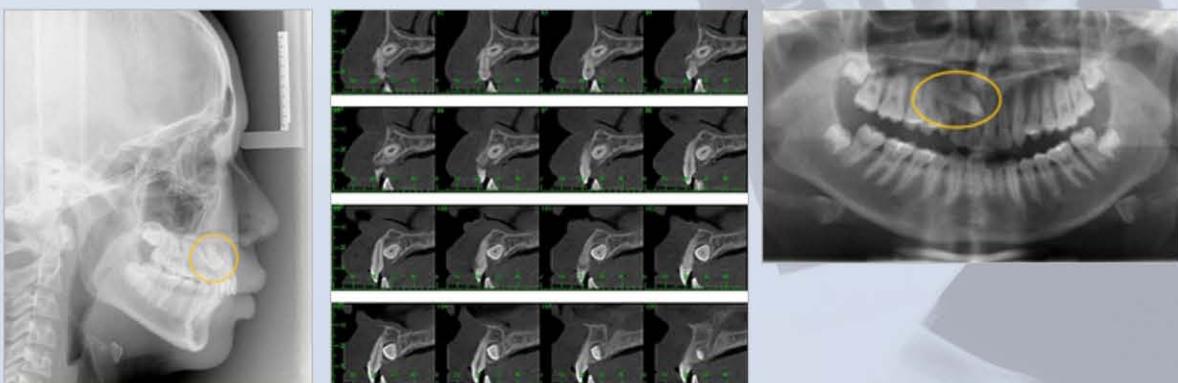
CBCT 提供醫師在植牙部位骨頭的高度，寬度與密度的資訊（圖7），對於附近組織如上顎竇、下顎齒槽骨神經等的位置也能有更精確的定位，以避免植牙手術時對於附近之軟組織的傷害。



(圖7)

阻生牙檢查：

阻生齒與多生牙位置的判斷：包括智齒與其他未萌發之恆齒，CBCT可提供正確且清晰的影像資料，提供牙科醫師足夠的資訊做後續評估或診治、移除等。





## 總 結

放射線攝影技術在牙科的診斷治療上一直是不可或缺的重要工具。但是傳統根尖攝影與環口攝影，所能提供醫師的資訊仍只侷限在頰舌側之二度空間的影像。牙醫師對於三度空間影像的強烈需求一直沒有間斷，隨著科技日新月異的發展，高階醫學診斷設備如3D CBCT也於牙科市場中逐漸普及，現在於都會區診所中擁有一台CBCT不再是件新鮮事。有鑑於此，專業操作高階影像設備之技術與影像處理則需要專才人員，唯有透過專業分工才能發揮最大效益，將影像品質、價值發揮至極限，為患者提供最佳服務與詮釋。

## 參考文獻

Haring, J., Howarten, L., *Dental Radiography Principles and Techniques*, 3rd Edition. Philadelphia, Elsevier, 2006.

Johnson ON, McNally MA, Essay CE: Introduction and history of dental radiography. In *Essentials of dental radiography for dental assistants and hygienists*, ed 6, Norwalk, Conn, 1999, Appleton & Lange, pp 1-13.

Frommer HH, Savage-Stabilas JJ: Ionizing radiation and basic principles of x-ray generation. In *Radiology for the dental professional*, ed 8, St Louis, 2005, Mosby, pp 1-22.

Haring JI, Lind LJ: The importance of dental radiographs and interpretation. In *Radiographic interpretation for the dental hygienist*, Philadelphia, 1993, Saunders, pp 1-12.

Langlais RP: Exercises in oral radiology and interpretation, ed 4, St Louis, 2004, Saunders.

Langland OE, Langlais RP, Preece JW: Production of x-rays. In *principles of dental imaging*, ed 2, Baltimore, 2002, Lippincott, Williams & Wilkins, pp 15-30.

Miles DA, Van Dis ML, Jensen CW, Ferretti A: X-ray properties and the generation of x-rays. In *radiographic imaging for dental auxiliaries*, ed 3, Philadelphia, 1991, Saunders, pp 73-85.

White SC, Pharoah MJ: Radiation physics. In *Oral radiology and principles of interpretation*, ed 5, St Louis, 2004, Mosby.

Principles of CT: Multislice CT. Lee W. Goldman J. Nucl. Med. Technol. June 2008 vol. 36 no. 2 57-68.

[http://www.exxim-cc.com/cone-beam\\_ct.html](http://www.exxim-cc.com/cone-beam_ct.html).

William C. Scarfe and Allan G. Farman. Cone beam computed tomography: A paradigm shift for clinical dentistry; Australian Dental Practice July/August 2007: 102.

MacDonald-Jankowski DS. Some current legal issues that may affect oral and maxillofacial radiology: part 1. Basic principles in digital dental radiology. J Can Dent Assoc 2007;73:409-14.