

第一章 緒論

1.1 前言

本研究計畫擬採用金屬粉末射出成形技術，結合本實驗室先期研究成果：網狀多孔性氧化層表面處理方法，應用於鈦金屬植體製程，擬加速植體與齒槽骨骨整合之時間。圖 1.1 為本計畫構想流程圖。



圖 1.1 本計畫流程圖

1.2 研究動機

鈦金屬在機械性質上，具有較高的機械強度和優越的機械性質；低密度(質輕)，以減少植入材料重量；強度夠，能夠承受一定的外力；其剛性約為 316L 不銹鋼、Co-Cr-Mo 合金的一半，可以減少植入材料與承受體交互作用所產生的應力。因此鈦金屬逐漸取代了其他的金屬生物材料，廣泛應用於牙科植體、人工骨骼及人工關節等臨床移植手術。

然而不可忽視的是，當鈦基金屬植入人體中，仍有少量離子釋出；儘管剛性與齒槽骨的剛性相近，但仍比齒槽骨中的皮質骨大了六倍；另外 1996 年世界牙週病醫學研討會提出，植體表面粗糙度亦會影響組織癒合速度；基於這些觀念，植體表面改質成了一個很重要的研究項目。

本研究主要目的，在於採用廠商設計之植體，表面經多孔性氧化層處理後，利用有三維有限元素分析法，針對不同的孔隙率及厚度條件，探討其對於齒槽骨的應力影響，以提供後續植體設計及表面改質參考。

1.3 有限元素法相關文獻回顧

近幾年來，有關於人工植入物與臨界骨介面之有限元素分析開始盛行，希望藉由有限元素分析可以對此生物力學有進一步的認識。自從 1976 年 Weinstein 以二維 FEM 分析多孔圓柱植體介面應力[董, 1999]⁽¹⁾⁽²⁾，將 FEM 引入口腔種植領域後，便開啟植體新階段的研究。而且近年來電腦的運算速度提升，建構出的模型及計算結果也越來越精確，再搭配臨床的經驗，可提供牙醫師對於力學影響的考量，如此可大幅提高植牙的成功率。

FEM 具有以下優點：能準確地表達複雜的幾何形狀；可以在同一模型上對不同性質的材料進行力學分析；可以進行較複雜載荷條件下的應力分析；模型的修改較為簡便；對應力的內部狀態及其它力學性能定量測定的代表性好。

2001 年 Rajaai 等人[Rajaai et al, 2001]利用二維軸對稱，分析五種不同幾何型態的植體，並施加不同角度之負荷，分析其骨內應力⁽³⁾。1990 年 Reiger [Reiger et al, 1990]建立六種螺紋式骨內植體軸對稱模型，分析其骨內應力⁽⁴⁾，然未考慮臨床骨質對植體應力的影響；以往分析上受限於電腦的處理功能，文獻多以二維或者軸對稱居多，但是 1993 年 Meijer[Meijer et al, 1993]針對植體作二維及三維有限元素比較⁽⁵⁾，發現二維分析法並不能完全反映出臨床受力的狀態，其認為三維的模型相似性好，較能客觀反映被分析受力

結構的資訊。2001 年 Hans[Hans et al, 2001]等人探討植體受力對邊緣骨組織的影響⁽⁶⁾，2003 年 Klvance[Klvance et al, 2003]等人針對植牙系統內部橫斷面的應力分佈做探討⁽⁷⁾，這些研究皆無針對植體表面粗糙型態對骨組織做深入之探討。

Craig 等人利用 Homogenization 理論與有限元素法，建構出 2D 之孔洞結構[Caig et al, 2001]⁽⁸⁾；Robert 等人建構 3 維傳統光滑螺紋牙根與表面燒結之牙根模型，比較不同表面型態對於骨組織應力分佈的變化，得到粗糙的植體，相對應鄰近骨組織應力分佈較為平均，對於骨吸收的影響不大[Robert et al, 2006]⁽⁹⁾，但是對於植體表面的型態並未完全建構出真實的孔洞構造。



1.4 論文架構

- 第一章說明論文之研究背景，研究動機及有限元素分析相關文獻回顧。
- 第二章闡述牙科植體概論，包含牙科植體簡介，骨整合，鈦金屬人工牙根，鈦金屬植體製程，植體表面型態對骨組織之影響，多孔性二氧化鈦的製備，生物機械測試評估人工牙根與齒槽骨界面強度，及人工牙根表面型態與齒槽骨之有限元素探討。
- 第三章首先介紹有限元素的基本原理，及參考相關文獻所使用表面處理模擬作法，最後說明三維模型的建構方式，以及整套分析流程。
- 第四章說明各氧化層條件模擬的結果，並針對模擬結果作討論。
- 第五章為結論，並提出一些將來可行之研究方向，以供後續研究人員，作進一步更深入的探討。

第二章 牙科植體概論

2.1 牙科植體簡介

1965 年 Dr. Brånemark 為第一位病患成功完成植牙手術，至今已超過 40 餘年；1982 年 Dr. Brånemark 更以骨植體界面研究主題，於北美牙醫師會議發表骨整合(osseointegration)觀念，在研究中觀察到鈦植體與骨之間的接觸情形，發現純鈦金屬具有高度生物相容、能長久根植於活體骨骼組織內、並對人體軟組織不造成發炎或任何排斥副作用之特性[Brånemark et al, 1969, 1977]⁽¹⁰⁾。



隨著植入手術與植體製造技術的提昇，人工植牙患者每年都有增加的趨勢。2006 年全球使用植入式醫療器材約有 160 億美元的市場，美國 FDA 登記認證之人工牙根廠商已超過 50 餘家。傳統的缺牙復健方法已逐漸為人工植牙治療所取代。

然而，儘管植牙手術成功率高達 97% 以上，臨床上失敗的植牙病例，大多是骨質較疏鬆的患者，尤其在上顎後牙區；人工植牙手術成功與否，受到許多因素影響，諸如：骨質(bone quality)、骨量(bone quantity)、人工植體本身的因素、病人本身的因素、手術技巧與所造成之創傷(trauma)等等。由於植入後的牙科植體，與宿主的組織直接接觸，因此其材質的選用以及

表面的生物相容性的判定上，就扮演著關鍵性的角色，因此對植體而言，與鄰近齒槽骨成功癒合的關鍵點，在於植體表面與齒槽骨間建立一個適合的相作用(interaction)。

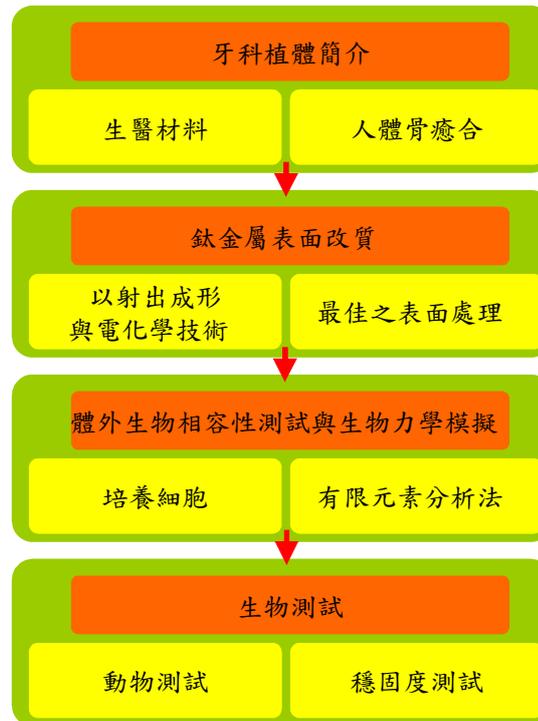


圖 2.1 牙科植體簡介

2.2 骨整合

骨整合(osseointegration)的觀念：osseo 代表骨頭，integration 則意味結合在一起。植體周圍骨的生成分為兩種方式，與三個階段--骨形成：距離骨與接觸。三個階段：

- (1) 第一階段稱為骨引導，造骨細胞會移動到植體表面固著。
- (2) 第二階段稱為重新骨形成，磷酸鈣結晶成長，膠原慢慢礦物質化。
- (3) 第三階段稱為骨塑形，骨頭會逐漸生長與鈣化沈積成熟。

骨整合成功，即代表植體與骨頭間分隔著一層蛋白多醣體，癒合失敗的植體周圍則由不穩固的軟組織所包圍，主要是因為，穩固度不夠時，植體即受力並產生微移動(micromotion)，當微移動超過某一限量時，則會破壞骨整合的進行；因此骨整合成功與否的關鍵在於植體與骨組織間的穩固程度，而影響植體骨整合程度的因素有：

2.2.1 骨骼條件

齒槽骨必須緻密性高，由於骨受力後，內部會進行結構調整，不改變外在形狀與尺寸，對周圍環境變化做調整性的適應，Frost [1989]學者經研究，將緻密骨受力後的調節反應分為四級：

- (1) 當 500~2500 個微張力 (microstrain) 施在骨組織上時，骨組織才能維持正常的生理平衡。

- (2) 小於 500 個微張力的區域，稱為「輕微受力區」(trivial zone)，骨組織在此張力之下會產生「無功能萎縮」(disuse atrophy)。
- (3) 2500~4000 微張力的區域稱為「過度負載區」(overload zone)，此時促使骨組織吸收，而骨組織新生的現象卻被抑制，因而產生骨頭破壞速度大於骨頭修復再生速度的情形。
- (4) 「病理過度負荷區」(Pathological overload zone) 是指微張力大於 4000 的狀況，此時在骨頭吸收後，只有 woven bone 會形成，lamellar bone 生成的速度非常慢，此時同樣產生骨組織吸收，而新生轉型卻被抑制的現象。

2.2.2 骨骼和植體接觸面積



齒槽骨強度會隨著骨密度的下降而降低，為了避免使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，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。如何有效增加接觸面積，則與植體之設計與表面型態有直接性的相關。

2.3 鈦金屬人工牙根

鈦金屬具有良好的耐蝕性、化學和生物的穩定性，主要原因是表面容易氧化形成不動態膜，二氧化鈦為其中之一。二氧化鈦在自然界中具有三個結晶結構：金紅石(Rutile)、銳鈦礦(Anatase)及板鈦礦(Brookite)，其中金紅石是正方晶系，銳鈦礦亦是正方體系但為柱狀晶體，板鈦礦為斜方晶系扁平板狀晶體，自然界中以金紅石之存在最為普遍，而銳鈦礦在受到近紫外光(波長 $<420\text{nm}$)的照射下會使電子受到激發產生電子及電洞對，因而具備氧化還原能力。在這三個晶體結構之下只有金紅石是熱力平衡相，在高溫下約 800°C 時，銳鈦礦(Anatase)及板鈦礦(Brookite)均會因為熱力平衡而轉為金紅石(Rutile)結構 [Kim et al, 1997, 1999]⁽¹¹⁾。

另外，鈦金屬在機械性質上，具有較高的機械強度和優越的機械性質；因此鈦金屬逐漸取代了其他的金屬生物材料，廣泛應用於牙科植體、人工骨骼及人工關節等臨床移植手術。

2.4 鈦金屬植體製程

市面上常見之植體主要利用 CNC 製程得到，所謂的 CNC 就是“電腦數值控制”，也就是以電腦輔助製造植體，一般市面上常見的工具具有 CNC 車床、CNC 銑床和 CNC 線切割，利用 CNC 工具機加工零件，首先從零件圖準備 CNC 機器的程式，然後將程式讀入 CNC 系統。然後在機器上安裝工件和刀具，刀具依程式指令移動，實際進行加工程式設計人員負責把施工圖樣轉換成機器的語法。這種製程之產品良好，可靠度高，可減少檢驗費用，操作者不需擁有高深技術，然而設備費用高、機械所佔空間大、零件維修單價高，使得成本提高。在製造過程中，大部分之金屬原料在澆注或製造中浪費掉。



2.5 植體表面型態對骨組織之影響

許多研究指出，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；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（extracellular）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。Albrektsson [1981]⁽¹²⁾、Thomas [1985]⁽¹³⁾等人之研究，發現植體的表面佔了一個決定性的因素；Esposito 等人針對牙科植體失敗原因作的文獻回顧，發現植體表面性質(粗糙度及覆膜形態)會影響失敗的類型，因此需要不同的表面性質來適用於不同的解剖及宿主條件[Esposito et al, 1998]⁽¹⁴⁾。

若植體表面平滑，則較不會產生毒性及刺激性，但缺點是因為植體幾乎不與周圍組織產生反應及鍵結，所以周圍組織會在植體周圍形成約 0.1~10 μm 纖維包膜(Fibrous capsule)，此包膜並非與植體相連接，長時間下來，包膜繼續增厚，可能阻斷周圍組織血流的供應造成周圍組織廢物的堆積導致發炎形成囊腫；包膜鈣化及硬化壓迫到周圍組織，造成局部疼痛；受應力不均勻造成植體或周圍組織受損、疼痛或植體鬆脫的現象。因此，表面改質的目的在於建築增加表面粗糙度，改進固定強度及扭力，以增加骨整合之理念。增加表面粗糙度的主要目的[Brånemark et al, 1996; Pillar et al,

1986, 1997; Wennerberg et al, 1996;]⁽¹⁵⁾⁽¹⁶⁾⁽¹⁷⁾⁽¹⁸⁾ :

- ① 增加植體和骨組織的接觸面積
- ② 增加骨細胞或骨組織機械性的嵌合(interlocking)作用
- ③ 和基質成分交互作用後，影響成骨細胞(osteoblast)的附著及攀爬
- ④ 可促進細胞的附著分子(attachment molecules)
- ⑤ 增加血液凝塊(blood clots)固持(retention)在植體表面的能力
- ⑥ 可促進成骨細胞活性(activity)的增加
- ⑦ 粗糙度表面會影響細胞附著及其構形，進而影響細胞行為的表現。

2.5.1 市面上常見的植體，可依照其表面型態分為：

- (1) 純鈦植體：表面瞬間形成一層超薄的氧化膜，具有良好的生物相容性，但此氧化膜過薄，恐無法阻擋離子釋出。
- (2) 鈦電漿噴覆植體：以熔融之液態合金，高速噴上光滑植體表面，內部有數種不同的結構。
- (3) 氫氧磷輝石覆蓋鈦植體(HA)：HA 為良好的生物活性材料，與骨質可良好連結，然用在噴覆植體表面，需以高純度、致密的結晶來覆蓋植體表面，才能穩定維持植體和 HA 與骨骼間之結合。
- (4) 鈦合金圓珠狀燒結覆蓋植體：植體表面佈滿細小的鈦合金金屬圓珠狀粒子，增加其表面積，形成三度空間的機械固持力(interlock)。

然上述技術屬於於鈦金屬植體表面“添加”生物相容性之物質，表面

披覆因界面貼覆性的問題，於諸多文獻中顯示表面披覆的表面改質方式不適用於植體的表面改質：經過噴砂、噴鈦漿或機械加工處理的植體表面，容易殘留 Al_2O_3 或其他金屬顆粒，妨礙細胞貼附，造成組織崩壞，使細胞貼覆生長受到影響；HA 貼覆容易脫落、且不穩定，容易吸引細菌聚集。



2.6 製備多孔性二氧化鈦

為改善上述所面臨之問題，直接於鈦基金屬表面加工生成多孔性之二氧化鈦之技術因應而生。文獻上鈦金屬氧化薄膜的製作方法有很多：熱氧化法(thermal oxidation)、溶膠-凝膠法(sol-gel processing)、物理氣象沉積(PVD)法、化學氣象沉積(CVD)法與電化學法(electrochemistry)。

其中以電化學法，因鍍著方法容易、設備簡易、製程溫度低、薄膜結晶性高、高沉積速率、附著力佳及膜厚控制容易等優點，所以本研究將以電化學作為鈦金屬之表面改質方法。

以往製備多孔性二氧化鈦，是將鈦金屬浸泡於鹼性溶液中數個小時所製作而成。1997年 Kim 等人發現表示浸泡在高溫的濃縮鹼液中一段很長的時間，鈦金屬表層會形成二氧化鈦多孔性結構[Kim et al, 1997]⁽¹⁹⁾。Ohishi [2000]⁽²⁰⁾利用陽極氧化法與化學蝕刻將鈦金屬浸泡(Immersing)於氫氧化鈉(NaOH)的溶液裡，製備多孔性二氧化鈦薄膜。Tanaka [2002]⁽²¹⁾等人發現鈦金屬表層在浸泡於氫氧化鈉溶液之前，已存在氫化鈦(Titanium hydride, TiH₂)會導致該層多孔性二氧化鈦薄膜迅速獲得，研究報告中表示形成多孔性二氧化鈦結構，強烈與鈦金屬表面原始狀態有關，浸泡氫氧化鈉溶液之前，若鈦基已存在氫化鈦，這層氫化鈦於浸泡之鹼性溶液中溶解，轉變為二氧化鈦，顯示這已存在的氫化鈦於鈦金屬表面上是一個製作多孔性二氧化鈦

的重要因子。

製備二氧化鈦多孔性結構通常是經由長時間高溫的狀態下浸泡在氫氧化鈉溶液中，Kim 表示製備條件其溶液溫度至少要 333°K 與浸泡時間 24 小時以上，在此條件之外便不容易獲得二氧化鈦多孔性結構。但 Tanak 等人將經過陰極處理過後表層呈現氫化鈦相的 Hydrogen-charged titanium 於常溫下(303°K)浸泡於 5M 氫氧化鈉溶液中 3 小時隨即獲得二氧化鈦多孔性結構。

由於 Hydrogen-charged titanium 可以減少浸泡時間與降低浸泡溫度，並可經由陰極處理時所控制的處理時間控制氫化鈦層的厚度間接也控制了氧化層之厚度，也可經由陰極處理時所控制之電流密度大小間接控制孔洞大小。本實驗室先前之研究，即以硫酸做陰極處理再以氫氧化鈉做陽極處理得到多孔性二氧化鈦結構。實驗發現經過處理之鈦金屬表面產生非常緻密之奈米孔洞，形成穩定金紅石(Rutile)氧化層，且其厚度增加至數百 nm。

2.7 生物機械測試評估人工牙根與齒槽骨界面強度

人工植牙長期臨床上的成功與植體骨整合有關，而骨整合的好壞可利用生物機械測試來評估齒槽骨和植體界面的強度，如移除扭力值(removal torque value)或 push-out/pull out 強度分析。Johansson 等人在 1987 年首先利用移除扭力，來探討植體與骨組織間力學的性质，研究指出骨整合時間與所需的移除扭力值成正比，代表移除扭力值與接觸面積大小有關[Johansson et al, 1987]⁽²²⁾。

1995 年 Gotfredsen 等人證實粗糙植體表面與骨頭之間有良好的接觸與咬合力，使得需用較大的扭力才能拔起表面粗糙的植體[Gotfredsen, 1995]⁽²³⁾；同年，Morgan 等人[Morgan et al, 1995]⁽²⁴⁾指出，植體與骨整合間力與力矩的分佈情形，力矩的量遠大於軸向應力，因此藉著量測破壞骨整合界面時力矩產生的扭力值，來評估植體與骨骼間的穩固度。1985 年 Tomas 等人發現，粗糙面比光滑面有較多骨沈積，及較高的抗拉力強度(push out)[Tomas, 1985]⁽²⁵⁾。Sullivan 等人認為骨整合完成的植體可抵抗 20 N-cm 反轉扭力，當植體長度越長，所需測試力量亦需提高，反言之，若植體無法承受 20 N-cm 之反轉扭力，代表植體周圍尚有軟組織包覆[Sullivan et al., 1996]⁽²⁶⁾。

2.8 人工牙根表面型態與齒槽骨之有限元素探討

由上述學者所做的研究中，使用表面改質鈦金屬植體的技術，對於植入後的穩定度有正面的影響，然多數研究仍屬臨床統計、或體內外動物細胞或機械測試，表面改質後之表面型態對於骨整合之力學行為探討，仍屬有限。因此近幾年來，有關於人工植入物與臨界骨介面之有限元素分析開始盛行，希望藉由有限元素分析可以對此生物力學有進一步的認識。有限元素法的基本原理是將一個實際結構物細分成許多區塊或小元素，每一個切割出來的小元素都有共同的節點，因此力量可以經由共同節點來傳遞。透過元素特性及複雜的數學矩陣式子，就可以同時計算出所有節點所承受的傳導量，並可得知結構物應力集中區，提供設計者在結構物作修正補強，或作結構最佳化之參考。

第三章 研究材料與方法

3.1 使用的軟體及硬體說明

本文以有限元素法的模擬為主，在整個模型的建構及分析，所使用的軟體如下：

- (1) Pro/Engineer WILDFIRE 2.0 (Parametric Technology Corporation, USA)
- (2) ANSYS V11.0 (ANSYS, Swanson Analysis Systems, Inc., Houston, Pennsylvania, USA)



其中 Pro/E 為參數型的 CAD 3D 繪圖軟體，主要用於建構實體模型；完成模型建構後，將模型匯入至 ANSYS 有限元素法軟體中，並於個人電腦(PC) 進行應力分析。

模型運算時所使用的個人電腦，主要配備敘述如下：

- (1) CPU：AMD CPU 1.5GHz
- (2) RAM：1792 DDR SDRAM

在本章的內容，首先介紹有限元素法的基本原理，及參考文獻所使用之多孔表面模擬的作法，之後說明三維模型的建構方式，以及整套分析流程。

3.2 有限元素法基本原理

在此以一桿件為例子，說明有限元素法基本原理：

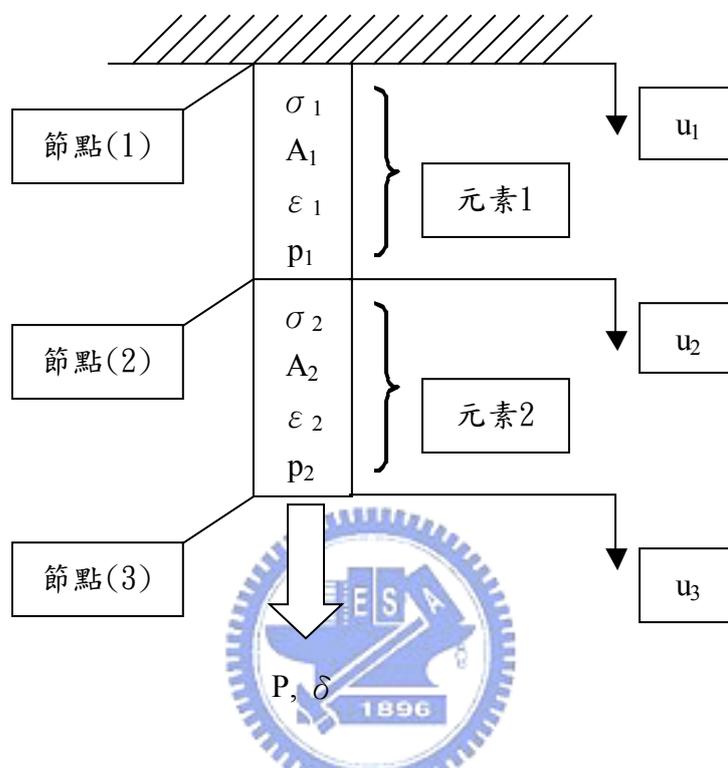


圖 3.1 桿件示意圖

如圖 3.1 所示：考慮一桿件，頂端固定，底端受到一大小為 P 的拉力，其總變形量為 δ ，材料之彈性係數(Elastic Modulus)為 E ，桿長為 L 。在此將其分成為兩個”元素”；由節點(1)到節點(2)，稱之為”元素 1”；節點(2)到節點(3)，稱之為”元素 2”。其中： σ_i 為元素 i 的應力； A_i 為元素 i 的截面積； ϵ_i 為元素 i 的伸長量； P_i 為元素 i 的負載； u_j 為節點 j 的位移($i=1\sim 2$ ； $j=1\sim 3$)

❶ 其負載-應力之關係 ---- ($\{F\} = [A]\{\sigma\}$) 可表示為 $\begin{cases} P_1 = \sigma_1 A_1 \\ P_2 = \sigma_2 A_2 \end{cases}$ 以矩陣表示如

下：

$$\begin{Bmatrix} P_1 \\ P_2 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} A_1 & 0 \\ 0 & A_2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \end{Bmatrix} \quad (1)$$

② 其應力-應變之關係 ---- ($\{\sigma\} = [B]\{\varepsilon\}$)可表示為 $\begin{cases} \sigma_1 = E\varepsilon_1 \\ \sigma_2 = E\varepsilon_2 \end{cases}$ 以矩陣表示如下：

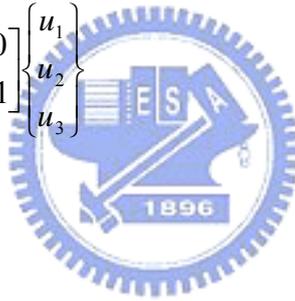
$$\begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} E & 0 \\ 0 & E \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \end{Bmatrix} \quad (2)$$

③ 其應變-位移之關係 ---- ($\{\varepsilon\} = [C]\{x\}$)可表示為

$$\begin{cases} \varepsilon_1 = \frac{\delta_1}{L_1} \\ \varepsilon_2 = \frac{\delta_2}{L_2} \end{cases} \Rightarrow \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{L_1} & 0 \\ 0 & \frac{1}{L_2} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \delta_1 \\ \delta_2 \end{Bmatrix} \text{ 以矩陣表示如下：}$$

$$\begin{cases} \delta_1 = u_2 - u_1 \\ \delta_2 = u_3 - u_2 \end{cases} \Rightarrow \begin{Bmatrix} \delta_1 \\ \delta_2 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} -1 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{Bmatrix} \quad (3)$$

$$\text{所以 } \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{1}{L_1} & \frac{1}{L_1} & 0 \\ 0 & -\frac{1}{L_2} & \frac{1}{L_2} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{Bmatrix} \quad (4)$$



將上述三式合併，可得到

$$\begin{Bmatrix} P_1 \\ P_2 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{EA_1}{L_1} & \frac{EA_1}{L_1} & 0 \\ 0 & -\frac{EA_2}{L_2} & \frac{EA_2}{L_2} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{Bmatrix} \quad (5)$$

吾人可將(5)式，視為廣義的虎克定律 $\{F\} = [K]\{X\}$ ，在問題中，負載及邊界條件可以代入(5)式中

$$\begin{cases} p_1 = p \\ p_2 = p \\ u_1 = 0 \end{cases}$$

因此

$$\begin{Bmatrix} p \\ p \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{EA_1}{L_1} & \frac{EA_1}{L_1} & 0 \\ 0 & -\frac{EA_2}{L_2} & \frac{EA_2}{L_2} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} 0 \\ u_2 \\ u_3 \end{Bmatrix} \quad (6)$$

解出 u_2 及 u_3 ，代入(3)(4)式，即得 ε_1 、 ε_2 及 δ_1 、 δ_2 ，再將所得到之 ε_1 、 ε_2 代入

(2)式，即得到 σ_1 及 σ_2 。(27)



3.3 模擬探討奈米網狀多層膜所使用的作法依據

1976 年 Weinstein 以二維 FEM 分析多孔圓柱植體介面應力⁽¹⁾，其中對於 Co-Cr-Mo 多孔圓柱植體與皮質骨間的界面，因厚度相對於長寬尺寸而言非常薄且複雜，在幾何尺寸上很難以實際結構呈現，故在植體與齒槽骨間，另外建構出一層實體薄殼模型，來代表如圖 3.2 所示的骨組織與多孔性植體混合界面(Ingrowth-Bonded Interface)。圖 3.2 為實際骨頭與多孔性植體界面的情形，其中 R 為多孔表面 Co-Cr-Mo 球狀顆粒的半徑， $2B$ 為孔徑；並將骨組織在孔洞的部份假設由許多小的懸臂樑(cantilever beam)所組成，如圖 3.3。

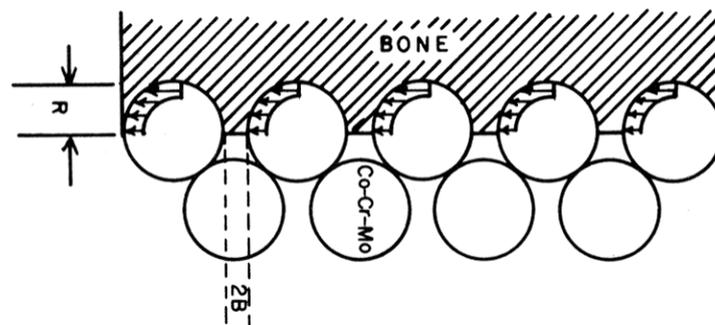


圖 3.2 骨頭與多孔性植體混合界面模型

資料來源⁽¹⁾

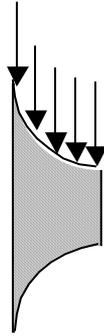


圖 3.3 懸臂樑示意圖

因為 Co-Cr-Mo 合金材質的剛性(stiffness)遠大於骨組織，故進一步假設在該界面上的每一個懸臂樑有相同的位移。綜合上述假設，此界面的元素可被簡化為一個尺寸為長為 $n(2R+2B)$ ，寬為 R ，且單位厚度為 1mm 的長方形懸臂樑，如圖 3.4 所示。

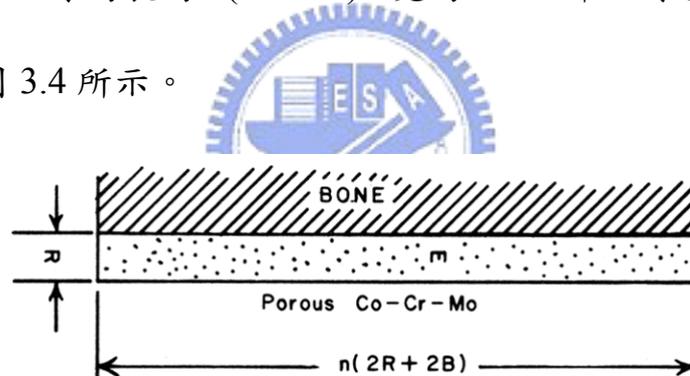


圖 3.4 簡化後之懸臂樑模型

資料來源⁽¹⁾

其中 R 為 Co-Cr-Mo 球狀顆粒半徑； $2B$ 為顆粒間的距離，亦為孔洞直徑； n 為孔洞的數目，亦為小懸臂樑的數量。因為負載相等，故實際上小懸臂樑與有限元素界面的懸臂樑的位移量是相等的。個別小懸臂樑的位移量可用方程式(7)來表示。

$$\frac{d^2 y_n}{dx^2} = \frac{M_n(x)}{E_n I_n(x)} \quad (7)$$

其中

$$M_n(x) = F + \frac{F}{nR} x^2 \quad (8)$$

$$I_n(x) = \frac{1}{12} (2(R+B-R^2-x^2))^3 \quad (9)$$

E_n 為皮質骨的彈性係數(Elastic Modulus)， F 為混合界面中的總負載；同理，

有限元素界面的位移量也可用方程式(10)來表示

$$\frac{d^2 y}{dx^2} = \frac{M(x)}{E^* I(x)} \quad (10)$$

其中

$$M(x) = Fx \quad (11)$$

$$I_n(x) = \frac{1}{12} (n(2R+2B))^3 \quad (12)$$



E^* 有限元素界面的彈性係數(Elastic Modulus)

因為小懸臂樑與有限元素界面的懸臂樑的位移量相等，所以 $y = y_n$ ，故

$$\frac{d^2 y_n}{dx^2} = \frac{d^2 y}{dx^2} \quad (13)$$

$$\frac{M(x)}{E^* I(x)} = \frac{M_n}{E_n I_n(x)} \quad (14)$$

在有限元素計算中，需要使用到彈性係數，故

$$E^*(x) = \frac{M(x)I_n(x)}{M_n(x)I(x)} E_n \quad (15)$$

將(8)(9)(11)(12)代入(15)式

$$E^*(x) = \frac{\pi R}{xn^2} \left(\frac{R+B-R^2-x^2}{R+B} \right)^3 E_n \quad (16)$$

假設骨頭長進孔洞的距離為 R ，故 $E^*(x)$ 與 E_n 的關係如(17)式

$$E^*(x) = \frac{\pi}{n^2} E_n \quad (17)$$

有限元素界面的彈性係數(elastic modulus)， E^* 可由皮質骨的彈性係數 E_n 及懸臂樑的數目來求出。

1981 年 Klawitter 與 Weinstein 進一步針對三維多孔圓柱植體⁽²⁸⁾，建立分析模型，其中對於多孔圓柱植體與皮質骨間的關係，相同亦使用一層骨組織與多孔性植體混合的界面(Ingrowth-Bonded Interface)來表示，與二維模型的差異在於其假設組成的懸臂樑為三維模型，如圖 3.5 所示。

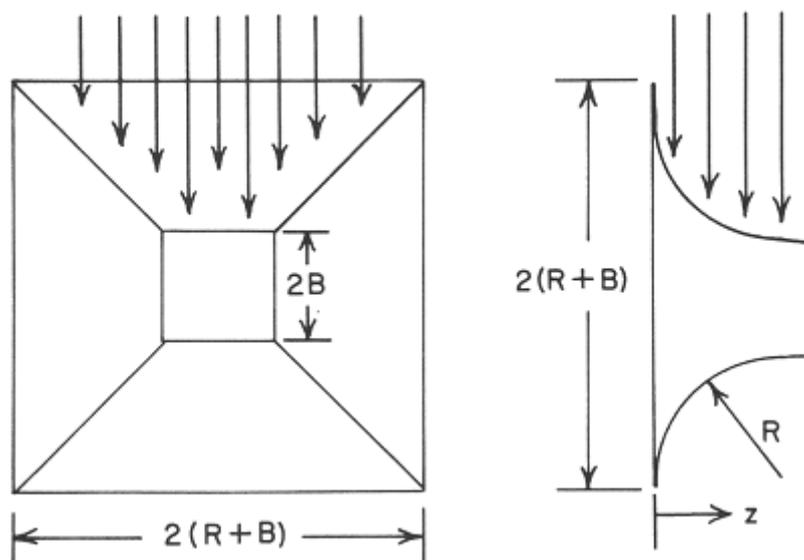


圖 3.5 三維懸臂樑示意圖

資料來源⁽²⁸⁾

圖 3.5 中 R 是 Co-Cr-MO 球狀顆粒的半徑，2B 是孔的直徑，z 是骨頭長進孔洞內的深度。其餘計算方式與二維的情況相似，在已知球狀顆粒大小與孔徑的前提下，假設骨頭長進孔洞內的深度為 R，藉此求得有限元素界面的彈性係數(Elastic Modulus)。

2003 年 Thelen 等人在多孔性鈦植體材料的研究發現⁽²⁹⁾，常態化(Normalize)的彈性係數比之大小，與孔隙率(Porosity)成反比關係。孔隙率 Φ 的定義如下：

$$\Phi = \left[1 - \left(\frac{\rho}{\rho_s} \right) \right] \quad (18)$$

其中 ρ 是孔洞材料(Porous Material)的密度(Density)， ρ_s 是實心材料(Solid Material)的密度。該文內容指出，以超音波(Ultrasonic)量測商業用純鈦(Commercially Pure Ti)及 Ti-6Al-4 鈦合金的實驗結果，在 10%~90%孔隙率的範圍間，與 Gibson 等人(Gibson et al.)⁽³⁰⁾所提出的 3D open cell 材料模型所得到的解析解符合⁽³⁰⁾⁽³¹⁾。3D open cell 材料模型彈性係數與孔洞比率的關係如(19)式：

$$\frac{E^*}{E} = (1 - \Phi)^2 \quad (19)$$

綜合上述論文內容，多孔性界面的孔徑及顆粒的大小，與該界面的彈性係數來有關。本文中繪製出厚度為 μm 的實體模型來表示此多孔性氧化層；而在孔洞的部份，因為無法於實際的幾何模型繪出，故採用孔隙率的

方式，來換算出多孔性氧化層的彈性係數。原始氧化層的彈性係數為 $2.83E+05\text{MPa}$ ，表 3.1 為利用(18)及(19)式換算所得 TiO_2 在各孔隙率的密度及彈性係數。

表 3.1 TiO_2 在各孔隙率的彈性係數及密度

Porosity Φ	Material	Type	Type	Elastic modulus E (MPa)	Poisson's ratio ν	Density (kg/m ³)
40%	TiO_2	Linear	Isotropic	$1.02E+05$	0.28	2538
50%	TiO_2	Linear	Isotropic	$7.08E+04$	0.28	2115
60%	TiO_2	Linear	Isotropic	$4.53E+04$	0.28	2538
70%	TiO_2	Linear	Isotropic	$2.55E+04$	0.28	2115



3.4 分析方法說明

在本文中的應力分析，是使用有限元素套裝軟體 ANSYS 來執行，該軟體處理結構問題的基本程序，可分為以下幾個步驟：⁽³²⁾

- ❶ 建立幾何模型
- ❷ 加載邊界條件
- ❸ 加載外力
- ❹ 選定求解模組並求解
- ❺ 後置處理

詳細之標準分析流程如圖 3.6 所示：⁽²⁷⁾



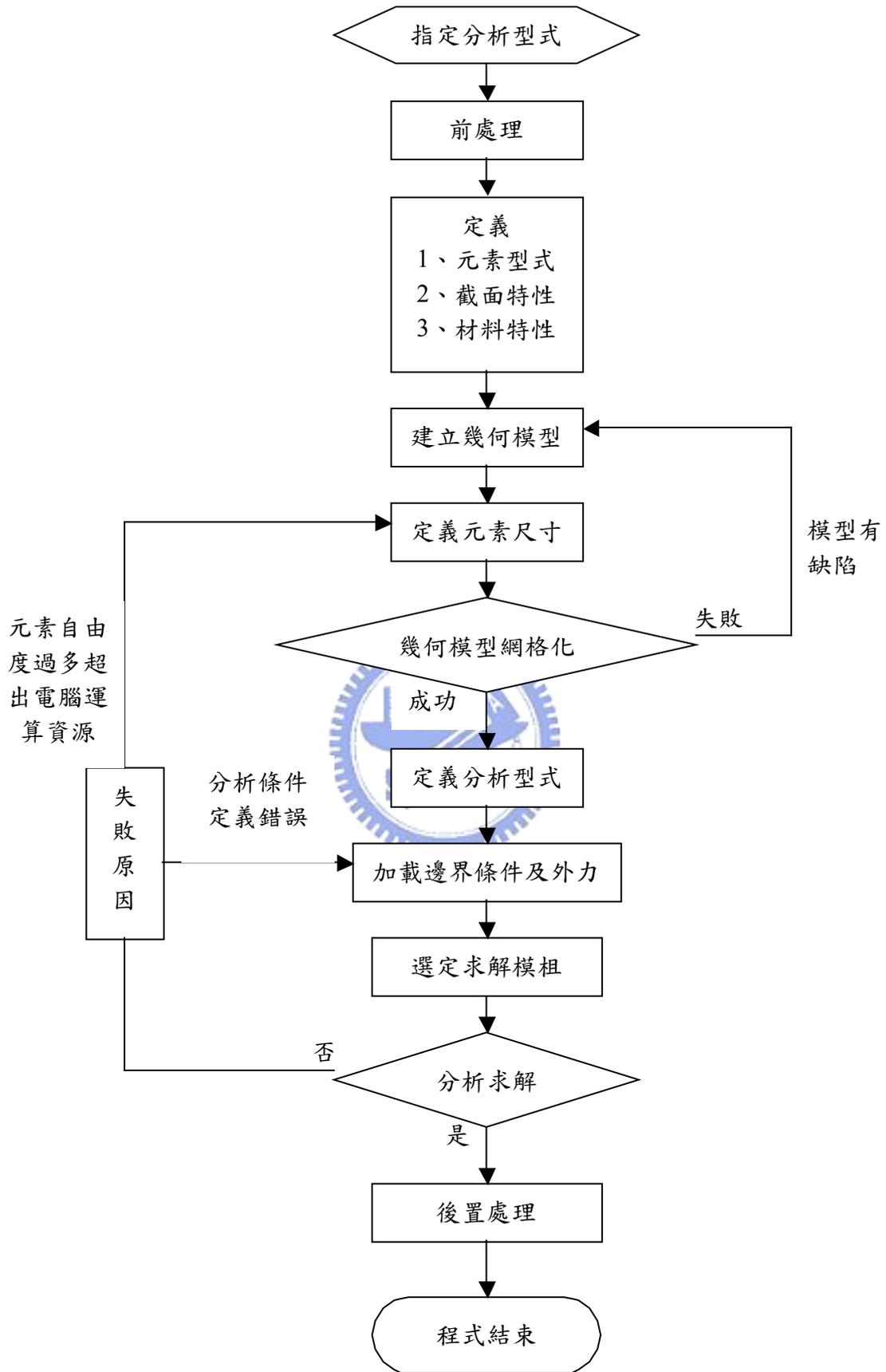


圖 3.6 標準分析流程

3.4.1 關於求解模組的選用

在 ANSYS 軟體中，提供數個求解模組供使用者選擇。當使用者未定義求解模組時，ANSYS 會在程式內部自行決定。但若能針對題目特性及擁有的電腦資源自行設定最佳的求解模組，能使求解過程達到最佳績效。表 3.1 列出 ANSYS 中最常用且最穩定之求解模組。⁽³²⁾

表 3.2 ANSYS 各求解模組比較

Solver	類別	記憶體需求	運算速度		非線性	補充
			6.0版之前	6.0版		
FRONT	全矩陣法	3	3	3	1	作副結構物分析的唯一選擇
PCG	預調共軛梯度	1	1	2	2	
SPARSE	離散矩陣	2	2	1	1	
記憶體需求		1為需求最少，3為需求最多				
演算速度		1為最快，3為最慢				
非線性		1為收斂性最佳，3為收斂性最差				

資料來源⁽³²⁾

由表 3.1 可看出，ANSYS 的 SPARSE 模組在 6.0 版開始後有較佳的演算速度，在求解時，除了資料結構所需的記憶體，SPARSE 模組在每一百萬個自由度(DOF)時，約需記憶體 1GB，硬碟空間 10GB。⁽³²⁾

在本文中的應力分析為線性分析，並無副結構，使用之 ANSYS 版本為 11.0 版，在記憶體充足的情況下，選用收斂性較佳的 SPARSE 模組來求解。

3.4.2 三維模型之建構

為了儘可能模擬臨床實際狀況，在整個三維模型的建構方面，是採用牙冠、支台、植體及齒槽骨的系統來建立，本文著重在植體表面經氧化層處理後對齒槽骨影響的應力分析，除了植體的模型完整保留外，其餘的部份，考量電腦運算資源，在牙冠、支台及齒槽骨部份，均有做不同程度的簡化，將於後續章節詳細說明。整個模型的建構流程如圖 3.7 所示：



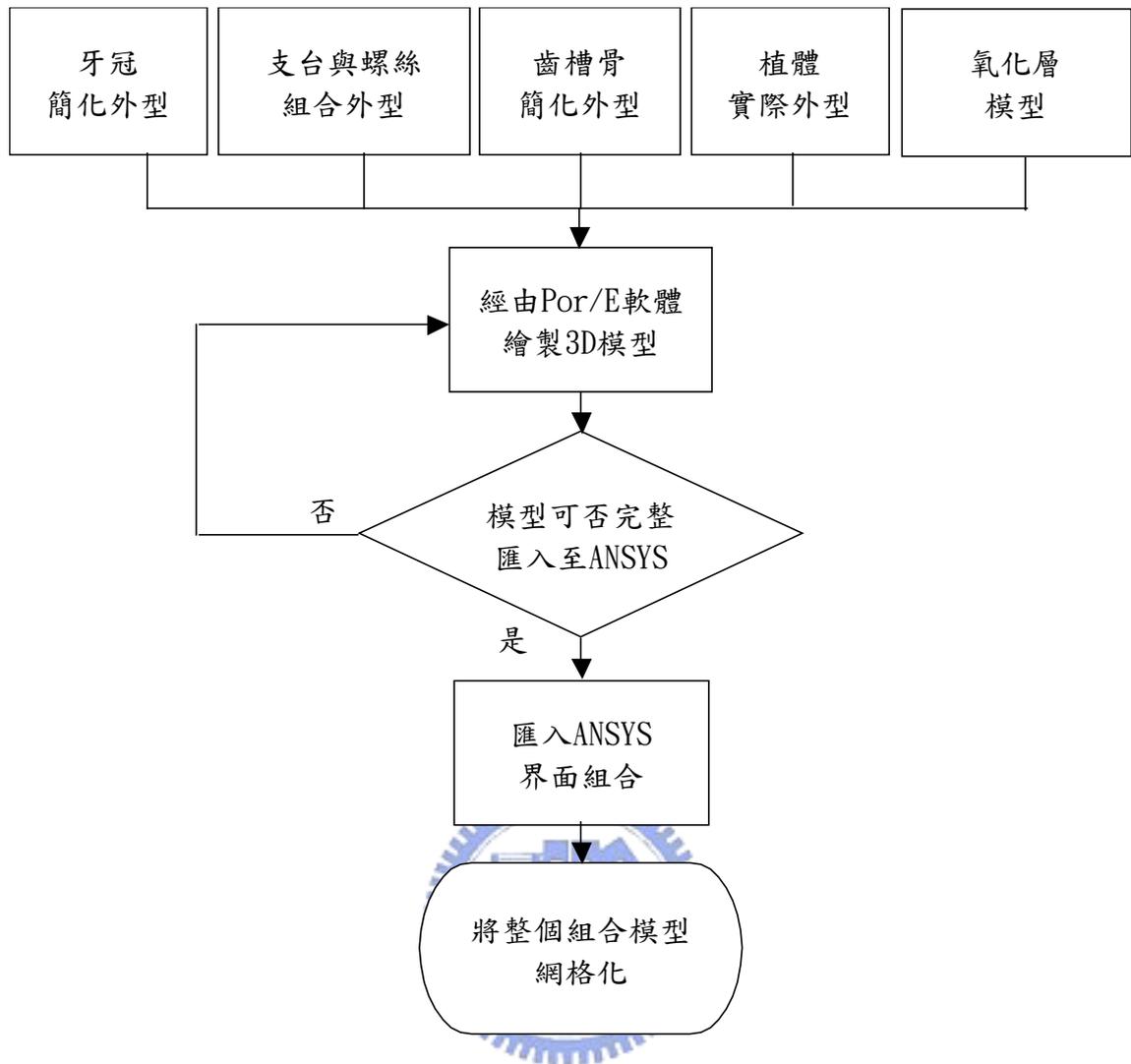


圖 3.7 模型建構流程圖

① 植體模型之建構

本文使用 Standard、Standard Plus 及 Tapered Effect 三種類型的植體來作探討。因為植體幾何外型屬於螺紋型複雜圖面，很難直接由 ANSYS 中的前處理界面來繪出，本文著重在植體表面經氧化層處理後，其對齒槽骨的應力分析，故在植體本身不作簡化，以求得較為正確的應力分佈。所以在全部植體模型的建構及修改方面，是採用與 ANSYS 溝通介面較佳的 3D 建模軟體 Pro/E，來作為各個模型的建構。依照植體工程圖，以 1：1 比例，繪

製出實際的植體模型，如圖 3.8(a)(b)(c)所示。

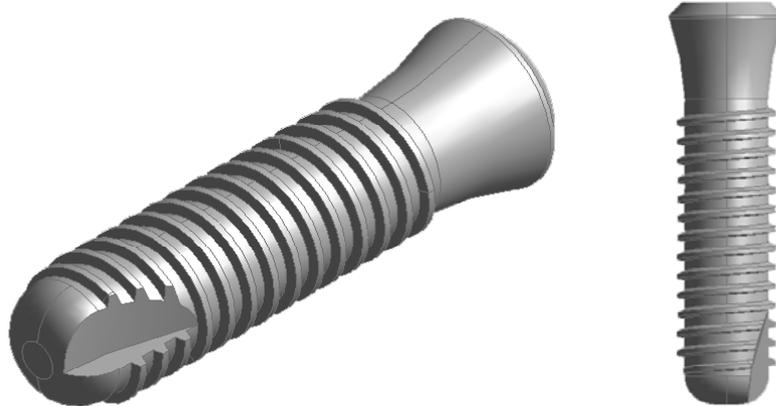


圖 3.8 (a) Standard Type 植體

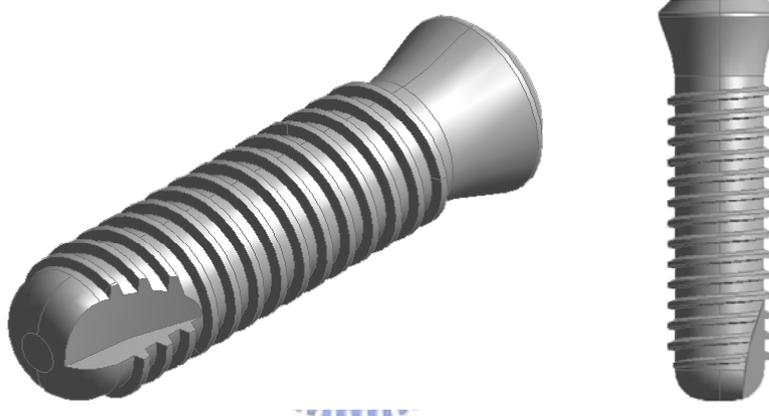


圖 3.8 (b) Standard Plus Type 植體

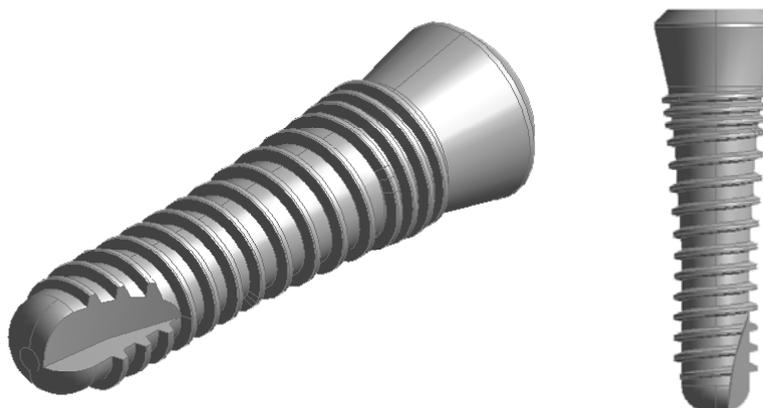


圖 3.8 (c) Tapered Effect Type 植體

各植體種類尺寸選用規格，如表 3.3 所示：

表 3.3 植體種類尺寸選用規格

植體種類	植體直徑 (mm)	植體長度 (mm)
Standard	4.1	16.8
Standard Plus	4.1	15.8
Tapered Effect	3.3	15.8

② 支台模型之建構：

在支台模型部份，亦依照支台工程圖，以 1:1 比例，繪出實際的支台模型。在原植牙系統中，支台的作用是連結齒冠與植體，在支台與植體的連接部份，是藉由螺絲來固定；由於支台並未做表面處理，非主要分析重點，在本文中是直接繪製出支台加上螺絲後的結合模型，並以實心繪製支台內部，將支台與齒冠的部份的連結處做簡化。簡化後之模型如圖 3.9 所示。

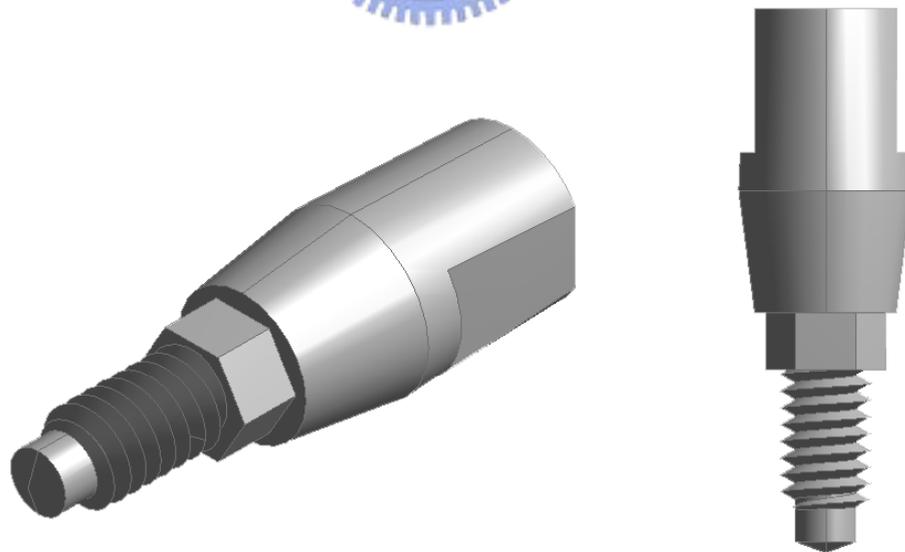


圖 3.9 簡化後之支台與螺絲結合模型

③ 齒冠模型之建構：

在討論植體及齒槽骨的應力分析時，因分析的重點在於齒槽骨內應力分布，造成應力分佈情形不同的最大原因為施力於牙冠的方向及位置，故採用一長、寬、高皆為 7mm 的方形簡化齒冠來替代，並以 0.49mm^2 的正方形面積做為施力面⁽³³⁾，如圖 3.10 所示。

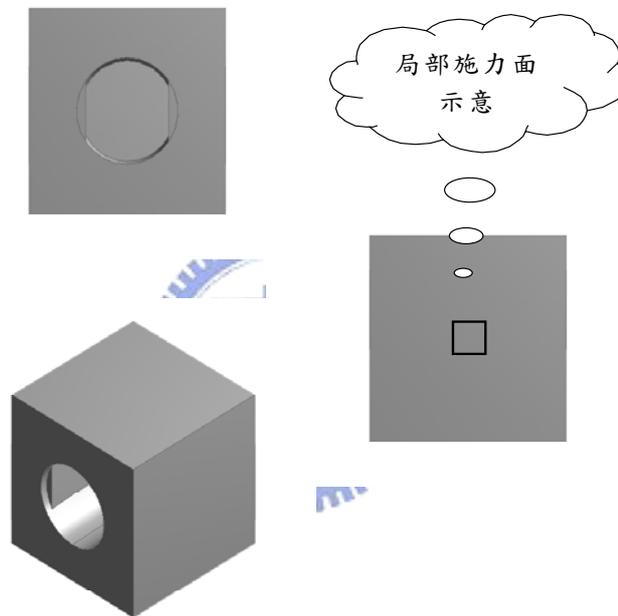


圖 3.10 簡化方形牙冠

④ 齒槽骨模型之建構：

齒槽骨在人工植牙系統中，所扮演的角色為將人工牙根包覆固定。在實際情況中，截面形態會隨著牙齒的位置而有所不同。若要避免因邊界條件所造成的差異，實際將整個齒槽骨建構並用於分析，其結果會與臨床的情況最為接近，但會造成總元素以及節點數量過於龐大，且因力量傳遞的

關係，離施力點愈遠的齒槽骨，所受到的應力亦愈不明顯⁽³³⁾。在本文中，將齒槽骨簡化成一長 15mm、寬 8mm、高為 20mm 的矩形，並採用雙質骨的模型來分析，整個齒槽骨的模型如圖 3.11 所示。⁽³⁴⁾

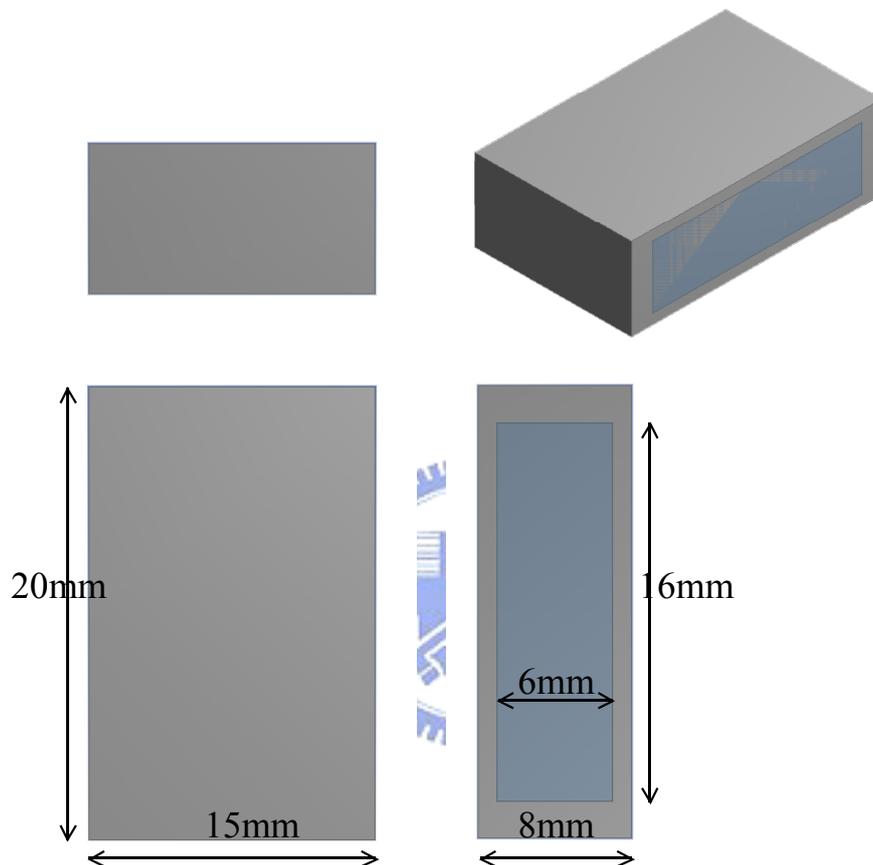


圖 3.11 簡化之雙質齒槽骨模型

⑤ 多孔性氧化層

因為氧化層的厚度極薄(相對於整個模型尺寸 mm 等級而言)，僅有 μm 等級，其 3D 幾何模型，若加上孔洞結構，會使整個模型過於龐大複雜，一般的 PC 並無法負荷如此大量的運算；故參考文獻⁽¹⁾⁽²⁸⁾⁽²⁹⁾繪製一薄殼實體模型代表此氧化層，並將孔隙率換算成彈性係數來表示。在本文中的作法是

以原來的植體外形為基礎，將厚度向外延伸，扣除植體頂面與支台的結合面，進而得到一厚度為 μm 等級的薄殼實體模型，各類型植體薄殼模型如圖 3.12(a)(b)(c)所示。

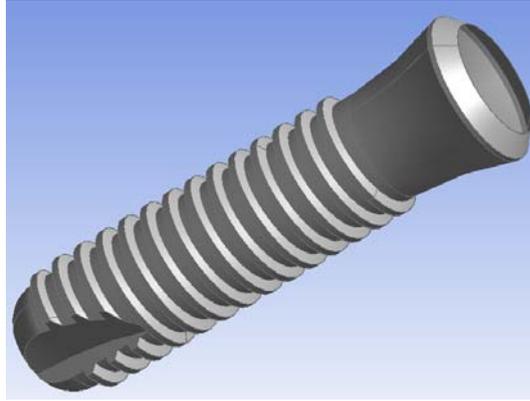


圖 3.12 (a) Standard Type 植體薄殼模型

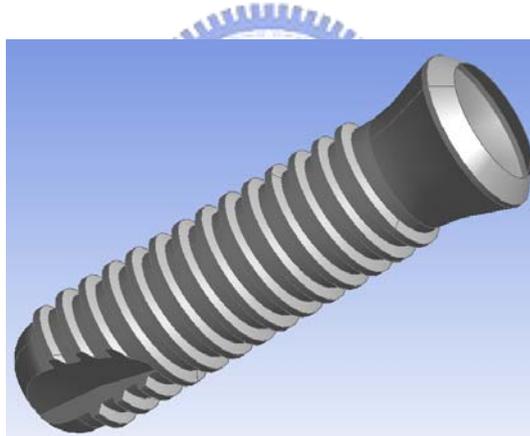


圖 3.12 (b) Standard Plus Type 植體薄殼模型

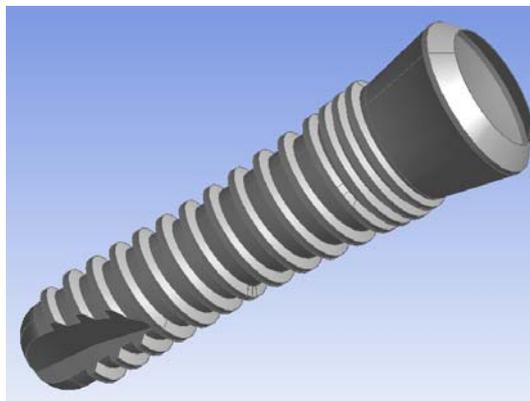


圖 3.12 (c) Tapered Effect Type 植體薄殼模型

3.4.3 模型分析

① 模型轉換

在模型部分，雖然 Pro/E 與 ANSYS 溝通介面佳，但本文中植體幾何屬於複雜螺紋外形，以圖 3.8(c) Tapered Effect Type 植體為例，除了原本的螺紋外形，尚有錐形螺紋及不同螺距的圖面。使得 CAD 與 CAE 的模型轉檔過程中，常發生 CAD 軟體中建構的模型，無法完整轉換至 CAE 軟體中分析；或是單一模型成功匯入，但在後續以布林運算(Booleans Operation)作體積的運算及網格化過程中，ANSYS 出現錯誤訊息而無法進行求解。此類情形常發生在植體螺紋部份及支台的螺紋部份。為完整保留植體外型，故在模型的轉檔，是採用 ANSYS 的 WorkBench 介面來執行。將各部份的模型逐一匯入後，再於 WorkBench 中作體積的運算及網格化。以 Tapered Effect Type 植體為例，模型匯入運算後的組立結果如圖 3.13 所示。圖 3.14 為整個模型轉換分析流程。

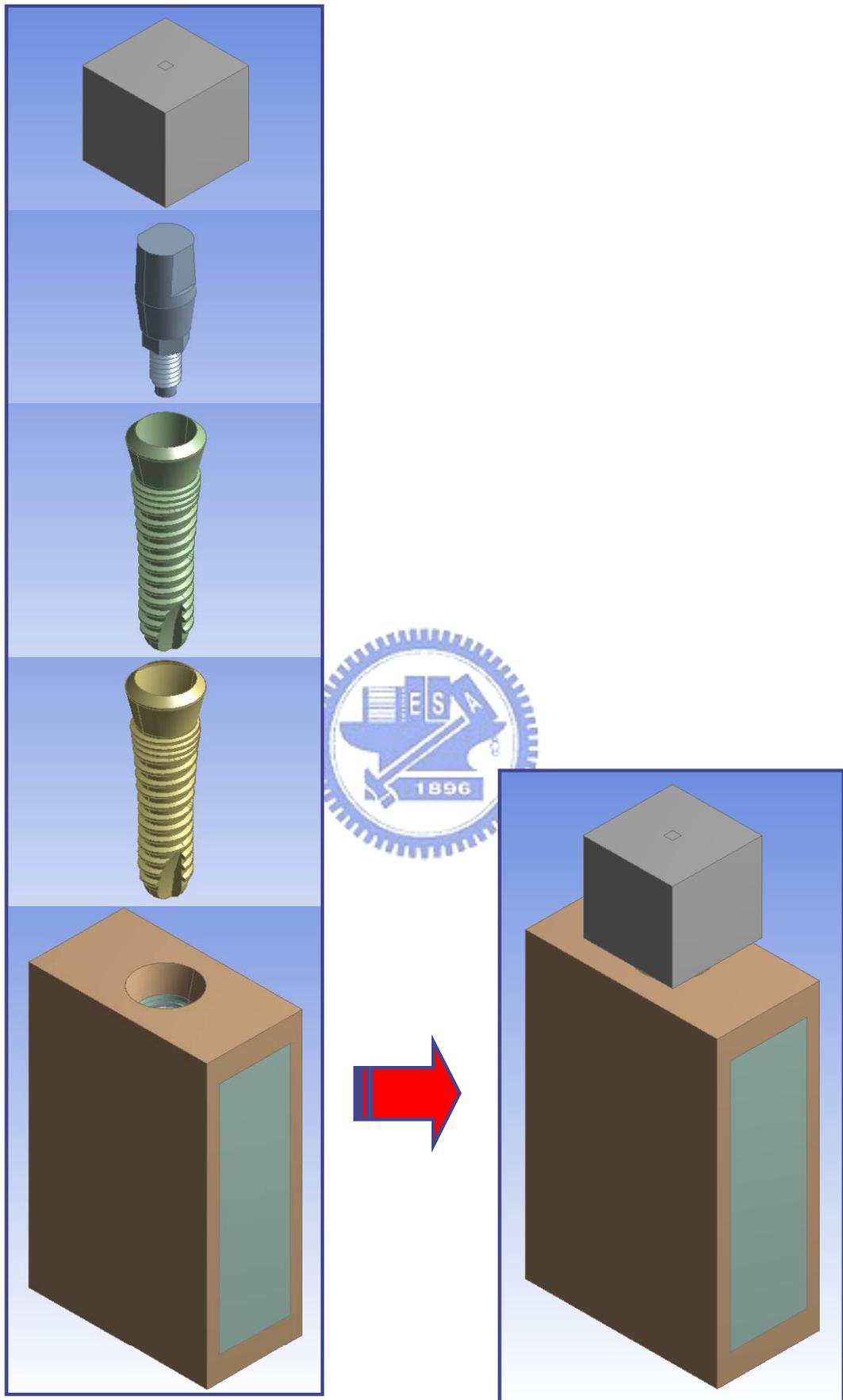


圖 3.13 匯入後的 Tapered Effect Type 植體組合模型

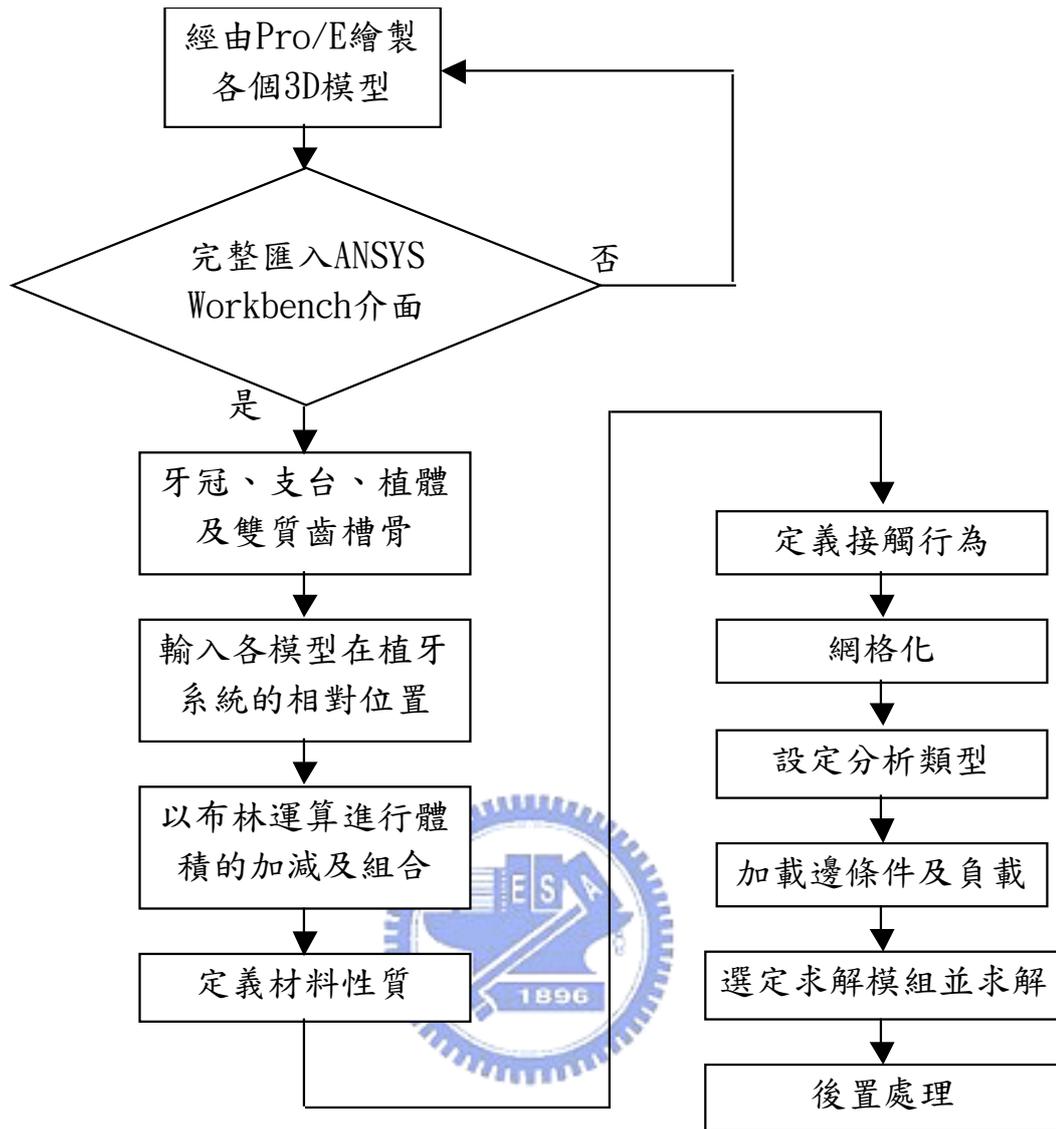


圖 3.14 模型轉換分析流程

② 元素的選用

在本文的分析中，除皮質骨-海綿骨與植體-氧化層介面採用節點共用外，其餘模型間採用 Bonded 接觸行為，力量除了透過節點傳遞外，亦透過接觸對來傳遞。因應三維模型及接觸行為的表現，總共使用到下列三種元素，來作為整個模型的網格化。所使用的元素為 SOLID 185、TARGE 170 及 CONTA 174。以下就各個元素作簡單的說明。

- SOLID 185，如圖 3.15(a)，是由 8 節點構成的六面體元素，每一個面由 4 個節點構成，每個節點有 3 個自由度。
- TARGE 170，如圖 3.15(b)，在 ANSYS 軟體中，對於接觸力傳遞的作法，是藉由在各個模型的接觸面，再分別再鋪上”接觸面”及”目標面”元素，形成所謂的接觸對(Contact Pair)，使得受力能經由此接觸對來傳遞。而 TARGE 170 即為所謂三維模型中使用的”目標面”元素。
- CONTA 174，如圖 3.15(c)，CONTA 174 即為接觸對中的”接觸面”元素。

本文中所建構的模型，除接觸面外，其餘模型皆以元素 SOLID 185 來作網格化。



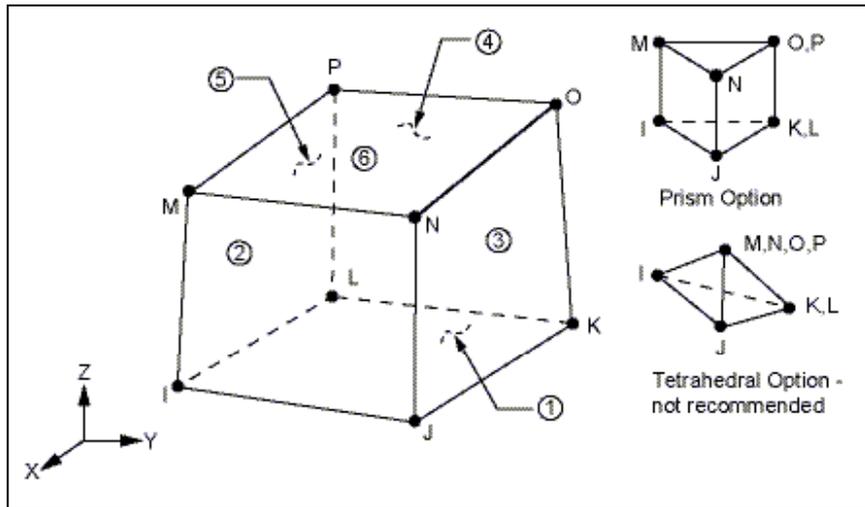


圖 3.15 (a) SOLID 185 元素

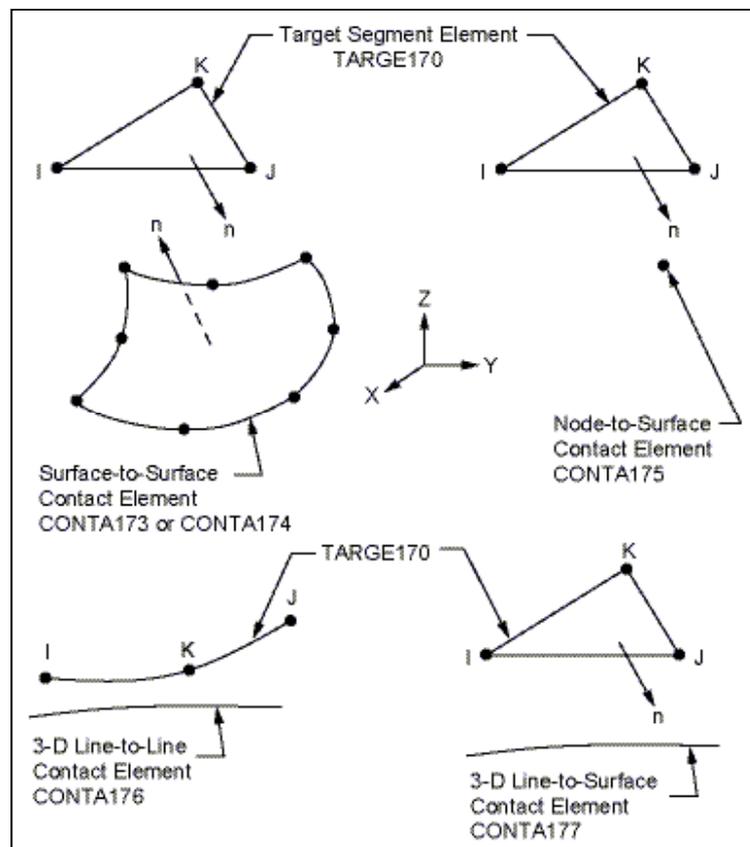


圖 3.15 (b) TARGE 170 元素

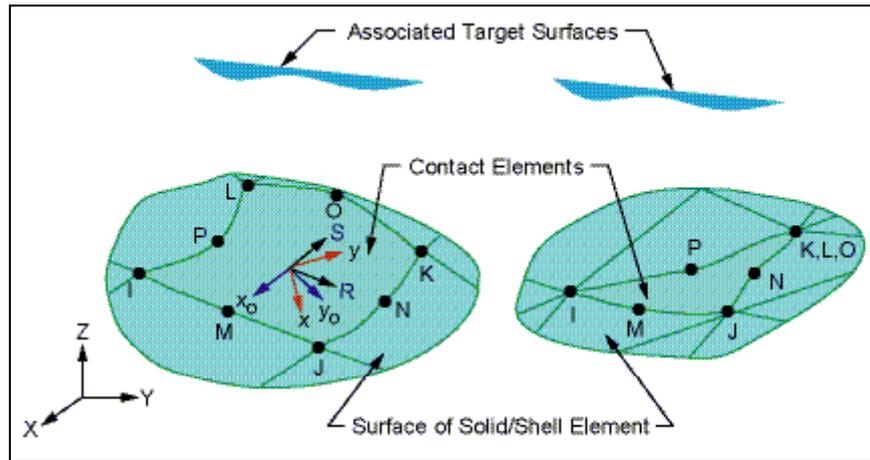


圖 3.15 (c) CONTACT 174 元素

③ 應力分析及材質設定

在此處的材料皆假設為均質(Homogeneous)、等向性(Isotropic)及線彈性(Linear Elasticity)性質。除了雙質骨間的界面、及植體與氧化層的界面為連續性(Continuous)，亦即節點共用以外，其它模型如支台及牙冠部份是透過 ANSYS WorkBench 的布林運算來處理，界面的節點均未共用，其力量是透過接觸對(Contact Pair)來傳遞，接觸行為設定為綁定(Bonded)，忽略各模型間的摩擦力及口腔內的溫度影響。

在植體及支台的材質部份，全部假設為純鈦金屬，模型各部份的材料參數，由參考文獻⁽²⁹⁾⁽³³⁾⁽³⁴⁾⁽³⁵⁾查得，整理如表 3.4

表 3.4 材料機械性質

Model	Material	Type	Type	Young's modulus E (MPa)	Poisson's ratio ν	Density (kg/m ³)
植體	Titanium	Linear	Isotropic	1.10E+05	0.35	4500
皮質骨	Cortical Bone	Linear	Isotropic	1.50E+04	0.3	1900
海綿骨	Cancellous Bone	Linear	Isotropic	1.50E+03	0.3	300
牙冠	Porcelain	Linear	Isotropic	6.89E+04	0.28	2400
氧化膜	TiO ₂	Linear	Isotropic	2.83E+05	0.28	4230

④ 邊界條件設定

在臨床上，咬合力會因為性別、年齡以及對咬牙的情形而有變化，因此並無一定的準則可以評估個別咬合力之大小。在 1995 年 Mericske-Stern 針對局部或單顆缺牙患者經由植體補綴後，於下顎第一小白齒與第一大白齒測得最大咬合力平均約為 200N，第二大白齒則約為 300N，所有測得的數值皆比全口有自然牙的對照略低⁽³³⁾。在本文中主要討論氧化層對齒槽骨應力的影響，故在施力方面統一以 300N，垂直方向向下施力於牙冠局部面積上。

設定有限元素分析的邊界條件，除了施力方式外，另一個影響應力分佈較大的因素是夾持的方式，根據學者 Meiljer⁽³⁶⁾指出，在模擬上顎的分析，其夾持方式宜採用骨體模型底部作為固定端；而下顎區是屬於活動端，宜採用骨體模型兩側作為夾持固定端⁽³³⁾。在本文中是採用上顎的分析方式，將齒槽骨模型的底部固定，施力及夾持方式如圖 3.16 所示。

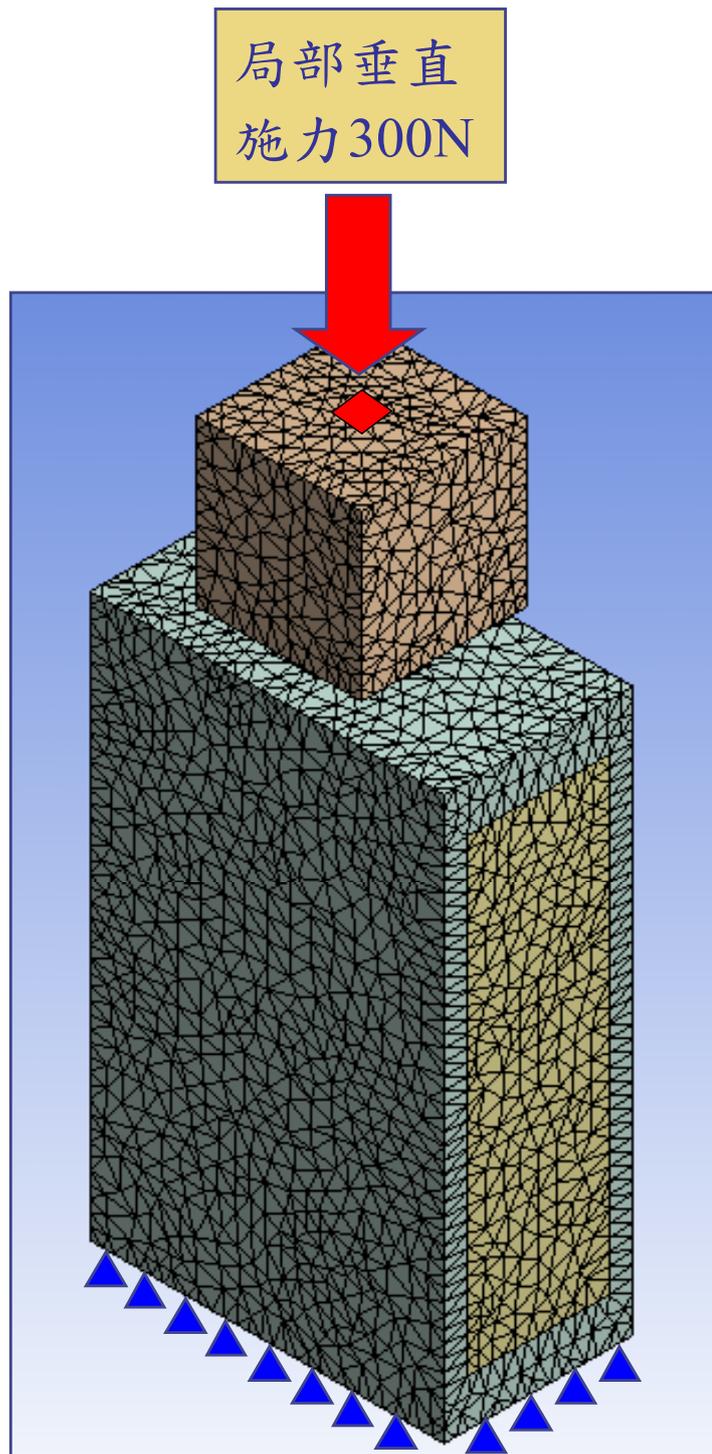


圖 3.16 施力及夾持示意圖

⑤ 網格化

在文中所建構的三維模型，包含複雜的曲面及曲線，因此在網格化的步驟，是藉由匯入至 ANSYS WorkBench 處理完成的模型，直接導入分析模

組來作網格化。元素的大小，則在網格化進階設定中，將 Relevance 程度選項設定為 50，Relevance Center 選項設定為 Medium，由軟體自動生成網格。

⑥ 求解

使用有限元素軟體 ANSYS WorkBench 的 SPARSE 求解模組，求出齒槽骨模型在各氧化層條件下的應力表現，並針對等效應力(Equivalent (von Mises) stress)值來進行比較。整個模型及系統的計量單位採用 MKS 制；長度：mm；負載：Newton；應力：MPa。

根據力學基礎理論，應力張量可以旋轉成只顯示法向應力的形式，其中 σ_1 、 σ_2 、 σ_3 即為三個主應力。而等效應力 von Mises 或者等效應力 σ_e 定義如下：

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]} \quad (20)$$

這個準則在工程學術界常被使用在延展性材料(ductile material)，單獨以純量，不考慮方向性。當等效應力超過材料的降伏強度時，材料會發生塑性變形。在本文中皆以此數值，針對各氧化層條件齒槽骨的等效應力來比較並加以說明。

⑦ 所有模擬條件列表

表 3.5 未經表面處理植體模擬條件列表

植體種類	Standard	Standard Plus	Tapered Effect
植體長度 (mm)	16.8	15.8	15.8
植體半徑 (mm)	4.1	4.1	3.3
分析型式	線性靜態	線性靜態	線性靜態
表面處理	N/A	N/A	N/A
施力大小 (N)	300	300	300

表 3.6 經二氧化鈦表面處理植體模擬條件列表

植體種類	Standard	Standard Plus	Tapered Effect
植體長度 (mm)	16.8	15.8	15.8
植體半徑 (mm)	4.1	4.1	3.3
分析型式	線性靜態	線性靜態	線性靜態
表面處理	TiO ₂	TiO ₂	TiO ₂
施力大小 (N)	300	300	300
薄膜厚度 (μm)	10	10	10
	12	12	12
	14	14	14
孔隙率 (%)	40	40	40
	50	50	50
	60	60	60
	70	70	70

3.4.4 模型爆炸圖

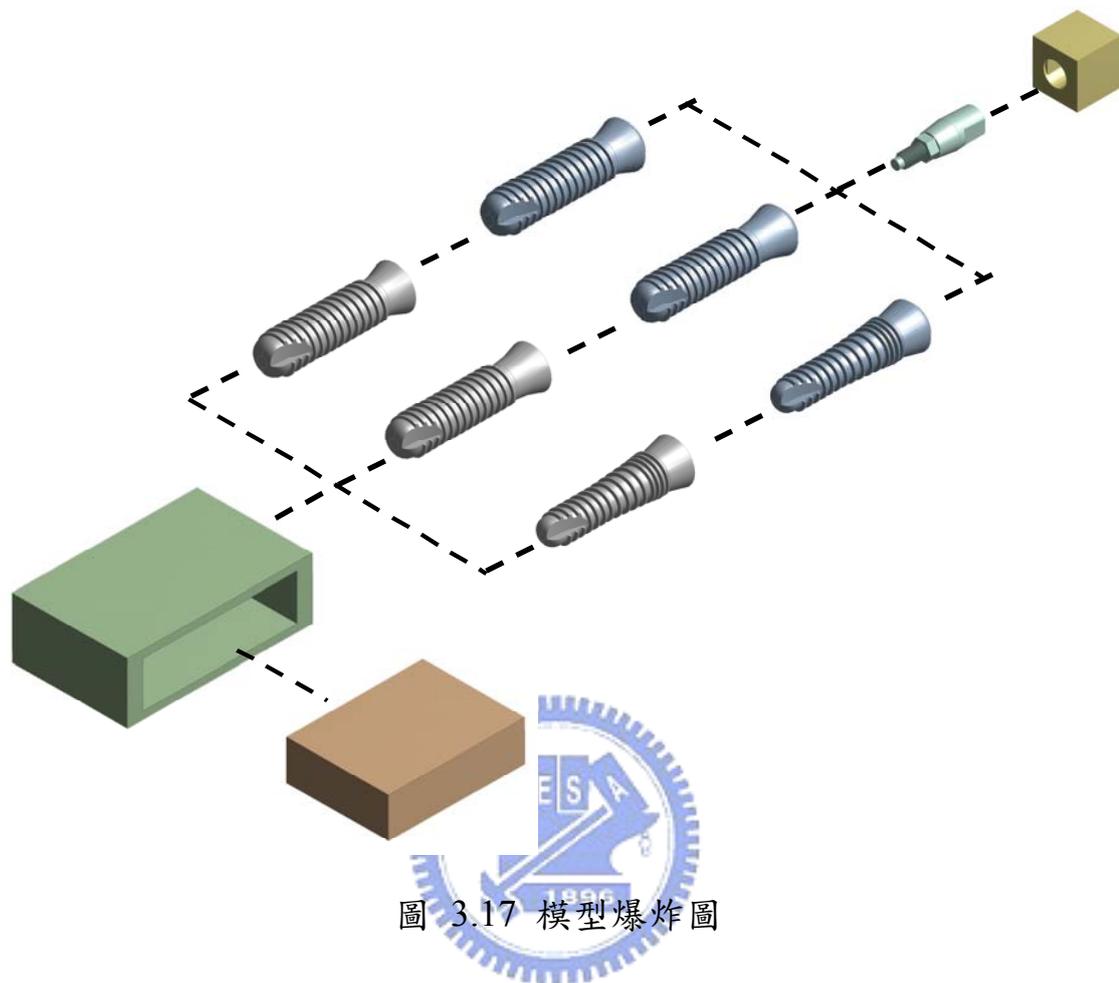


圖 3.17 模型爆炸圖

第四章 結果與討論

4.1 植體未經氧化層處理，各齒槽骨應力分析結果

三種類型植體表面未經過氧化層處理，各齒槽骨的等效應力值，如表 4.1 所示。

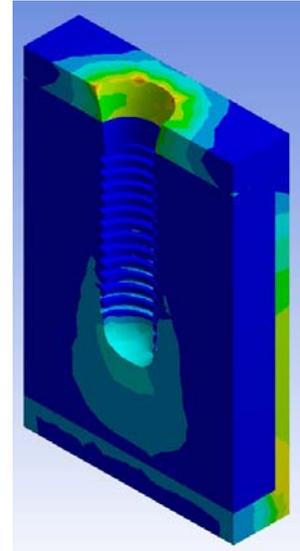
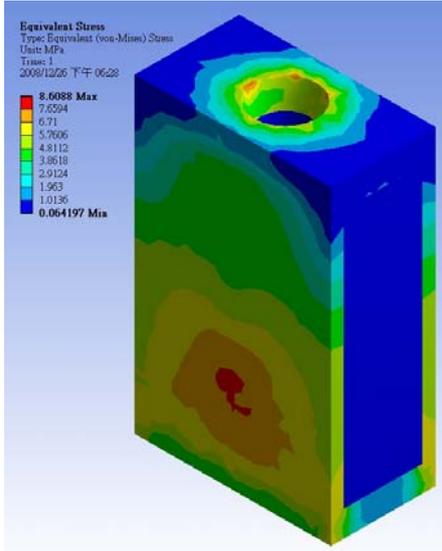
表 4.1 植體表面未經過氧化層處理，各齒槽骨等效應力

植體類型 齒槽骨應力	Standard Type	Standard Plus Type	Tapered Effect Type
最大等效應力 (MPa)	8.6088	8.7179	9.9417
區域等效應力 (MPa)	5.3129	5.5481	6.0316

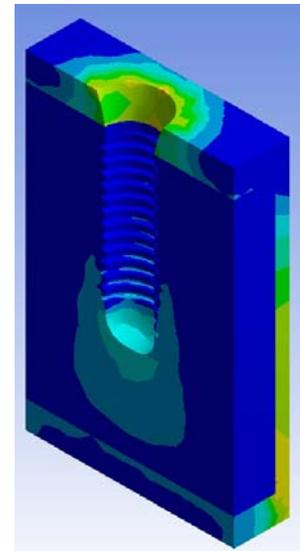
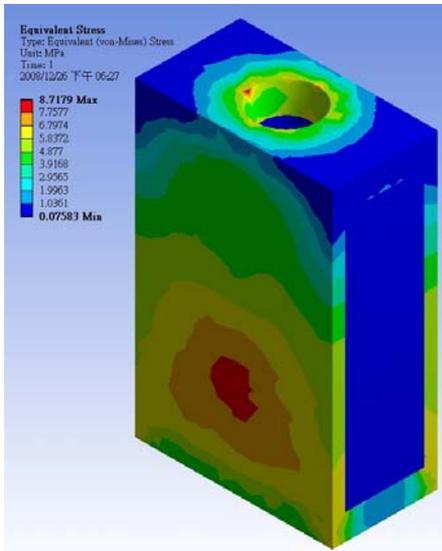
4.1.1 齒槽骨最大等效應力分佈情形

由表 4.1 中得知，在不同類型植體的情況下，各齒槽骨的最大等效應力有些微不同，最大差異值約在 1.34MPa 左右。結果顯示：Tapered Effect Type 植體，其齒槽骨的最大等效應力較大。各齒槽骨最大等效應力分佈如圖 4.1 所示，由圖中可以看出，應力集中區域皆出現在皮質骨上緣與植體的結合處，而各齒槽骨除了應力值有些微差異，在應力的分佈趨勢皆相似。

Standard
Type



Standard Plus
Type



Tapered Effect
Type

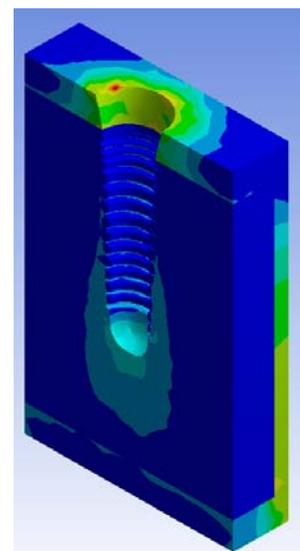
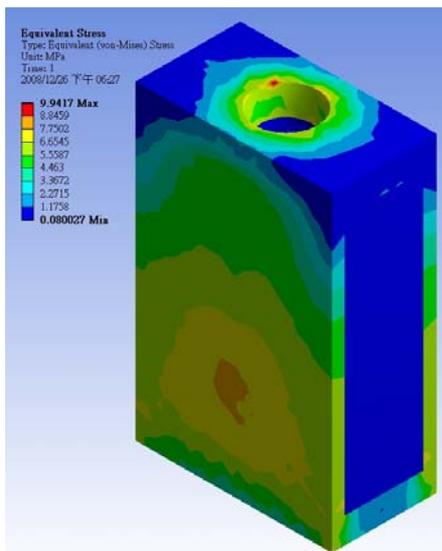


圖 4.1 植體表面未經氧化層處理，各齒槽骨最大應力分佈

4.1.2 齒槽骨區域等效應力分佈情形

因為最大等效應力值出現在模型的尖角處，該處有可能為應力奇異點，故依圖 4.2 中所示的位置，觀察各齒槽骨的局部應力表現。由表 4.1 中得知，在不同類型植體的情況下，各齒槽骨的區域等效應力亦有差異不大，最大差異值約在 0.72MPa 左右。結果顯示：Tapered Effect Type 植體，其齒槽骨的區域等效應力較大。各齒槽骨區域等效應力分佈如圖 4.3 所示，由圖中可以看出，各齒槽骨除了應力值有些微差異，在應力的分佈趨勢皆相似。

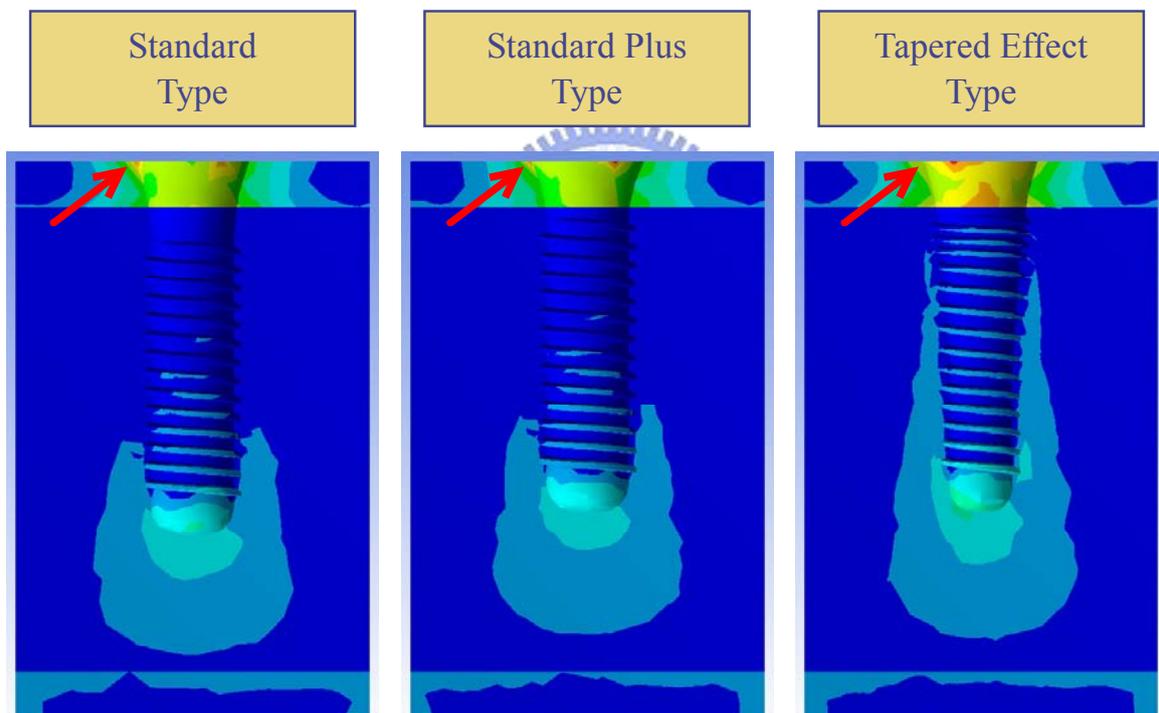


圖 4.2 植體表面未經氧化層處理，齒槽骨區域等效應力觀察位置

左：Standard Type；中：Standard Plus Type；右：Tapered Effect Type

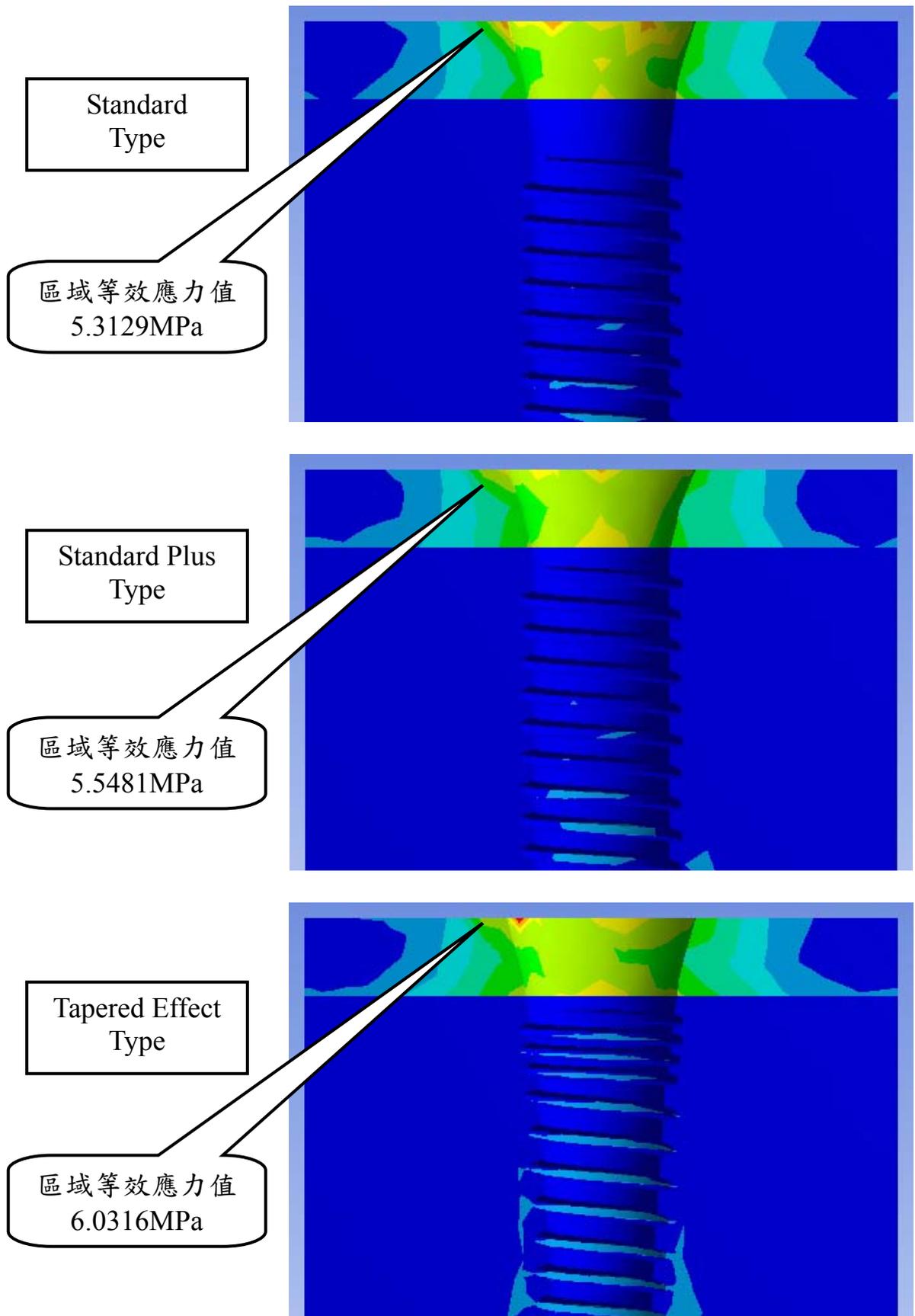


圖 4.3 植體表面未經氧化層處理，各齒槽骨區域等效應力值

4.2 植體表面經多孔性氧化層處理，各齒槽骨之應力分析結果

三種類型植體表面，扣除與支台的結合面，其餘表面加上一層實體薄殼模型，模擬植體經多孔性氧化層處理後的情況。並針對氧化層厚度為 10 μm 、12 μm 及 14 μm ；孔隙率為 40%、50%、60%及 70%的彈性係數模擬。

表 4.2(a)(b)分別為三種類型植體表面經多孔性氧化層表面處理後，各條件齒槽骨的最大等效應力及區域等效應力結果。

表 4.2(a) 各類型植體表面經氧化層處理，各齒槽骨最大等效應力結果

所有類型齒槽骨最大應力比較 (MPa)											
Standard Type 植體				Standard Plus Type 植體				Tapered Effect Type 植體			
厚度 孔隙率	10 μm	12 μm	14 μm	厚度 孔隙率	10 μm	12 μm	14 μm	厚度 孔隙率	10 μm	12 μm	14 μm
40%	8.5588	8.6905	8.5192	40%	8.7983	8.4732	8.5548	40%	8.5597	8.8498	8.5791
50%	8.5582	8.6897	8.5183	50%	8.7918	8.4724	8.5540	50%	8.5589	8.8537	8.5779
60%	8.5576	8.6891	8.5177	60%	8.7805	8.4717	8.5534	60%	8.5582	8.8543	8.5769
70%	8.5572	8.6887	8.5173	70%	8.7573	8.4714	8.5529	70%	8.5576	8.8463	8.5761

表 4.2(b) 各類型植體表面經氧化層處理，各齒槽骨區域等效應力結果

所有類型齒槽骨區域應力比較 (MPa)											
Standard Type 植體				Standard Plus Type 植體				Tapered Effect Type 植體			
厚度 孔隙率	10 μm	12 μm	14 μm	厚度 孔隙率	10 μm	12 μm	14 μm	厚度 孔隙率	10 μm	12 μm	14 μm
40%	5.1935	4.6212	4.7488	40%	5.2119	5.1630	4.9714	40%	5.3653	5.5332	5.6208
50%	5.1914	4.6221	4.7515	50%	5.2126	5.1661	4.9205	50%	5.3667	5.5348	5.6278
60%	5.1870	4.6207	4.7517	60%	5.2114	5.1673	4.9213	60%	5.3660	5.5342	5.6253
70%	5.1775	4.6146	4.7419	70%	5.2060	5.1664	4.9172	70%	5.3609	5.5287	5.6158

4.2.1 植體經氧化層處理後，齒槽骨最大等效應力分佈情形

由表 4.2(a)中得知，在不同類型植體的情況下，各齒槽骨的最大等效應力有些微不同，各條件差異值皆小於 0.5MPa。各齒槽骨最大等效應力分佈如圖 4.4(a)(b)(c)(d)所示，由圖中可以看出，各條件應力集中區域皆出現在皮質骨上緣與植體的結合處。圖 4.5(a)(b)(c)中列出三種類型植體，在各氧化層條件下齒槽骨的最大等效應力比較結果，可看出各氧化層條件下，齒槽骨的應力值差異亦不大。



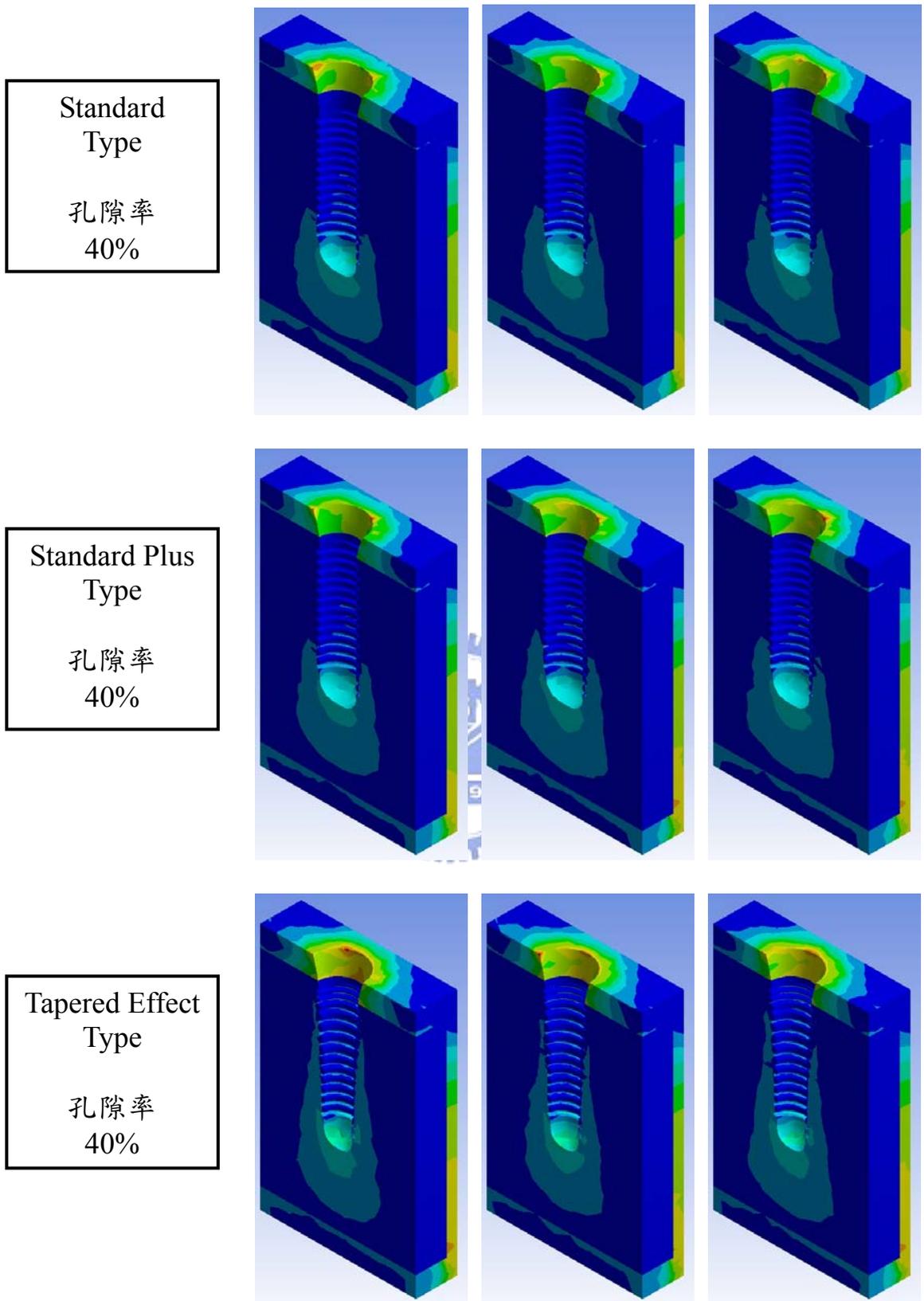
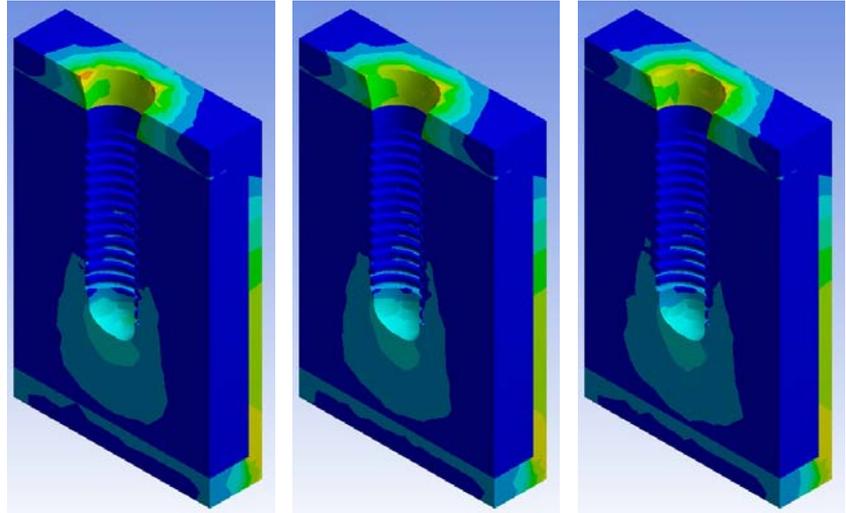


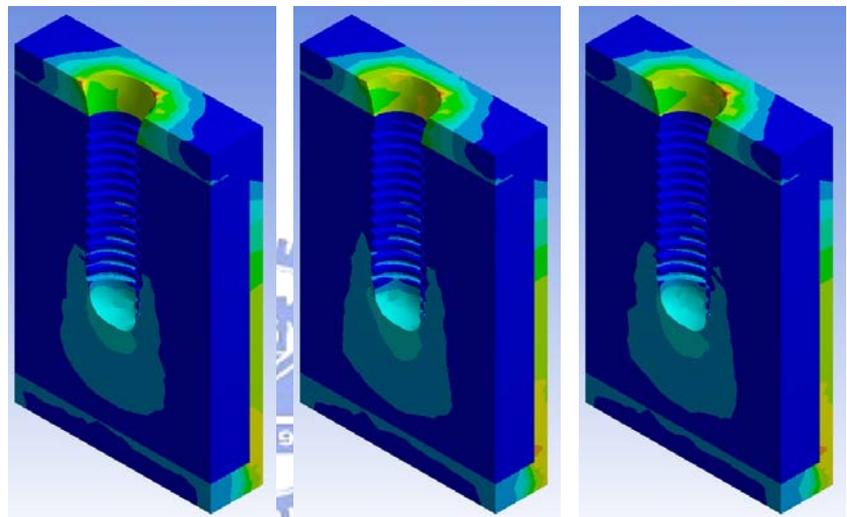
圖 4.4 (a) 植體表面經氧化層處理，各氧化層厚度齒槽骨最大應力分佈

左：10 μm ；中：12 μm ；右：12 μm

Standard
Type
孔隙率
50%



Standard Plus
Type
孔隙率
50%



Tapered Effect
Type
孔隙率
50%

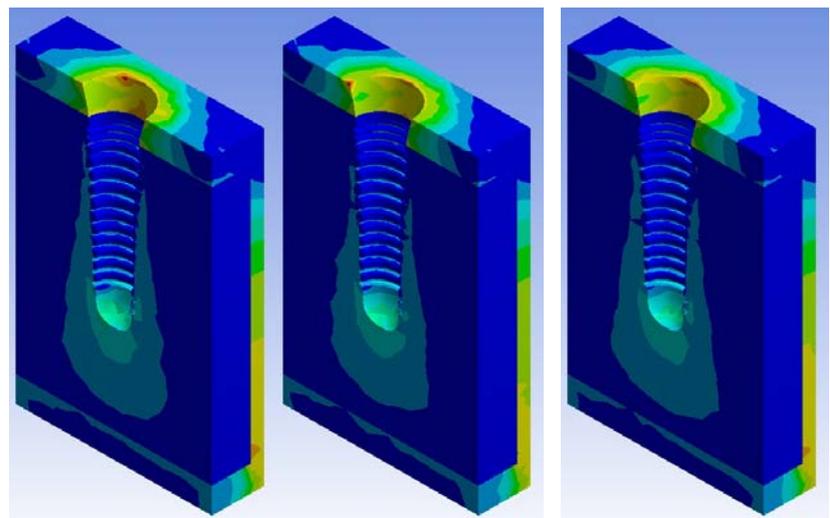
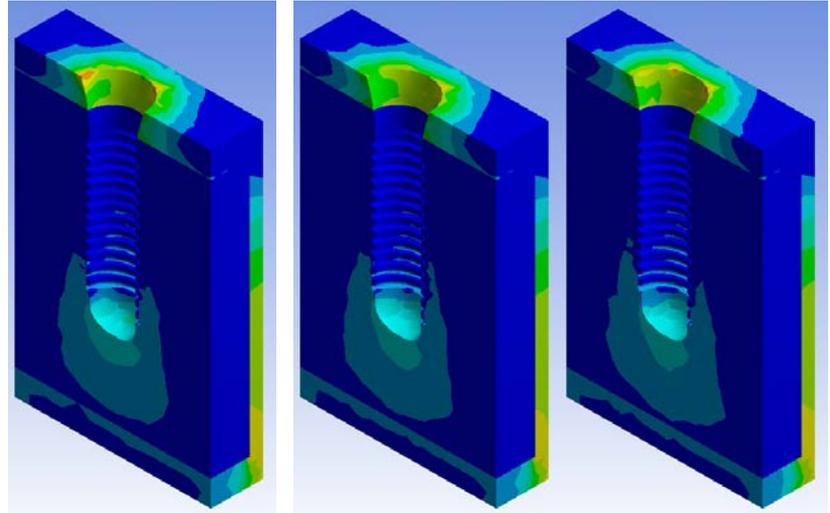


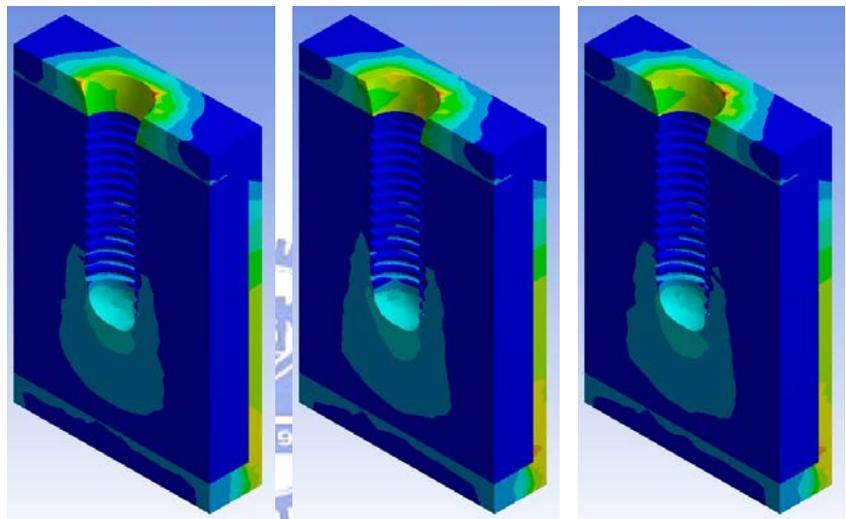
圖 4.4 (b) 植體表面經氧化層處理，各氧化層厚度齒槽骨最大應力分佈

左：10 μm ；中：12 μm ；右：12 μm

Standard
Type
孔隙率
60%



Standard Plus
Type
孔隙率
60%



Tapered Effect
Type
孔隙率
60%

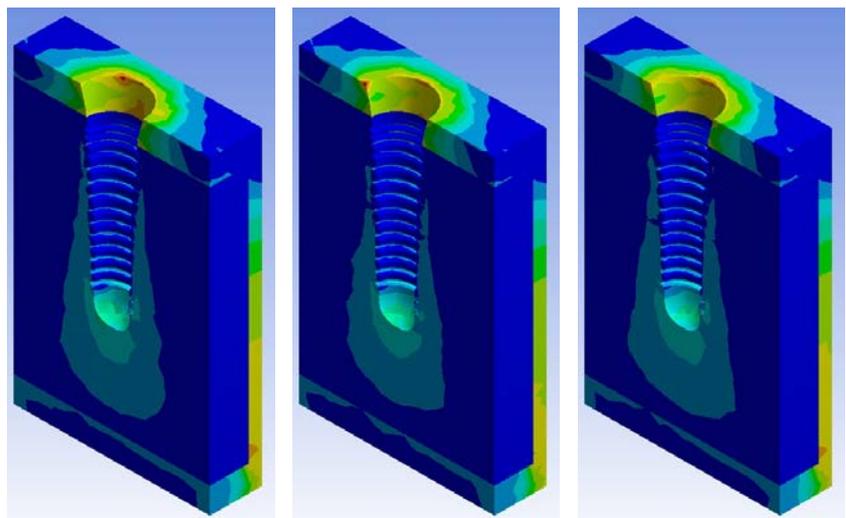
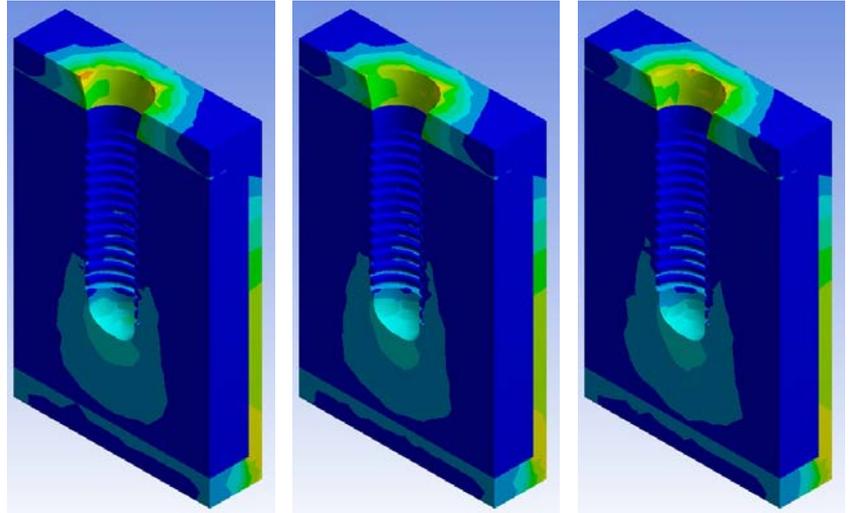


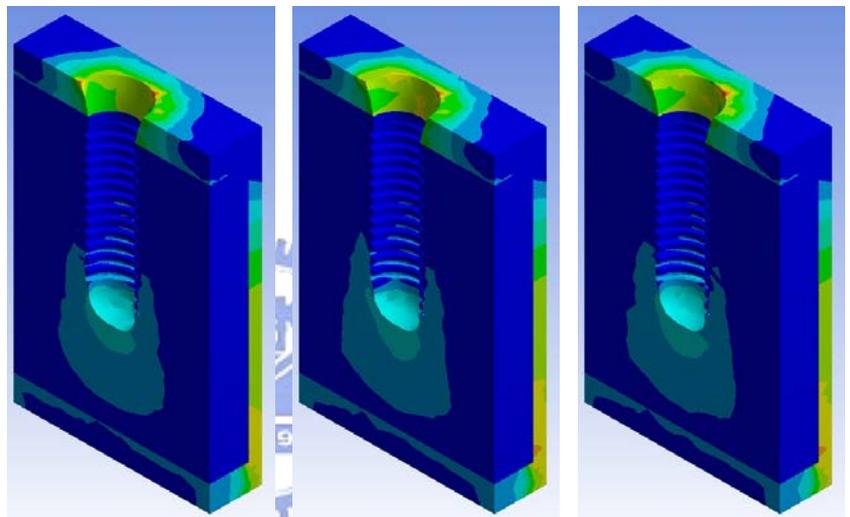
圖 4.4 (c) 植體表面經氧化層處理，各氧化層厚度齒槽骨最大應力分佈

左：10 μm ；中：12 μm ；右：12 μm

Standard
Type
孔隙率
70%



Standard Plus
Type
孔隙率
70%



Tapered Effect
Type
孔隙率
70%

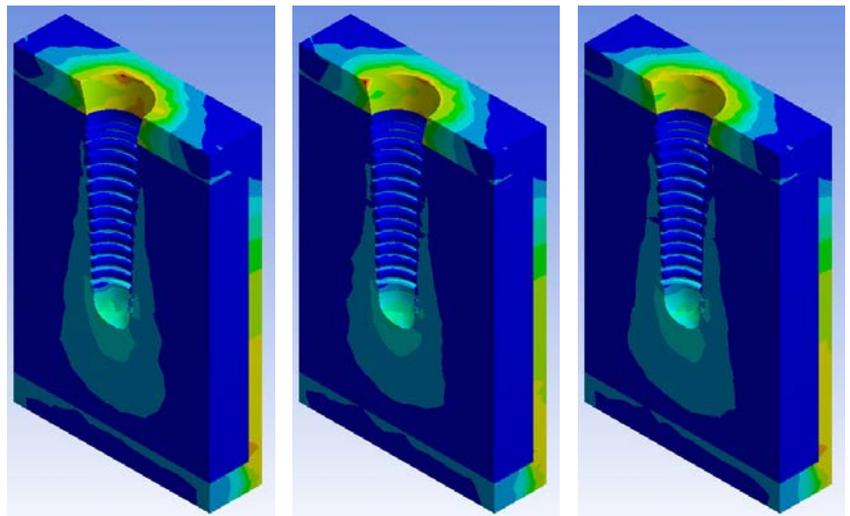


圖 4.4 (d) 植體表面經氧化層處理，各氧化層厚度齒槽骨最大應力分佈

左：10 μm ；中：12 μm ；右：12 μm

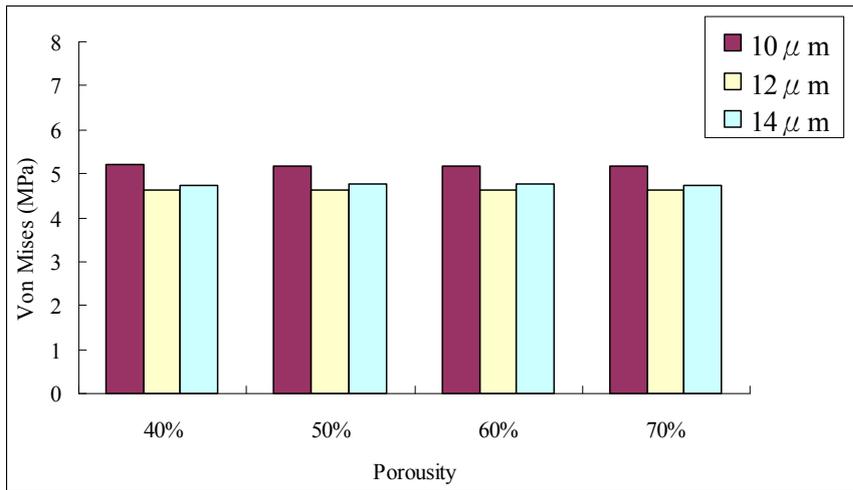


圖 4.5 (a) Standard 植體經氧化層處理，各條件齒槽骨最大應力值

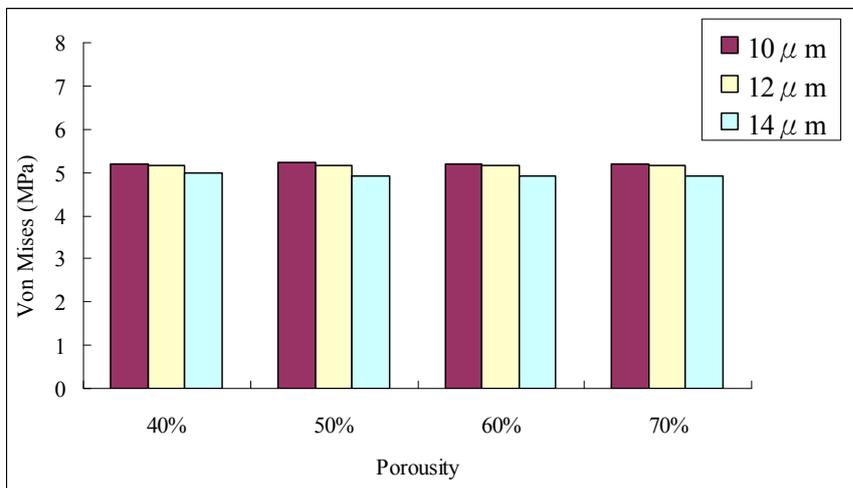


圖 4.5 (b) Standard Plus 植體經氧化層處理，各條件齒槽骨最大應力值

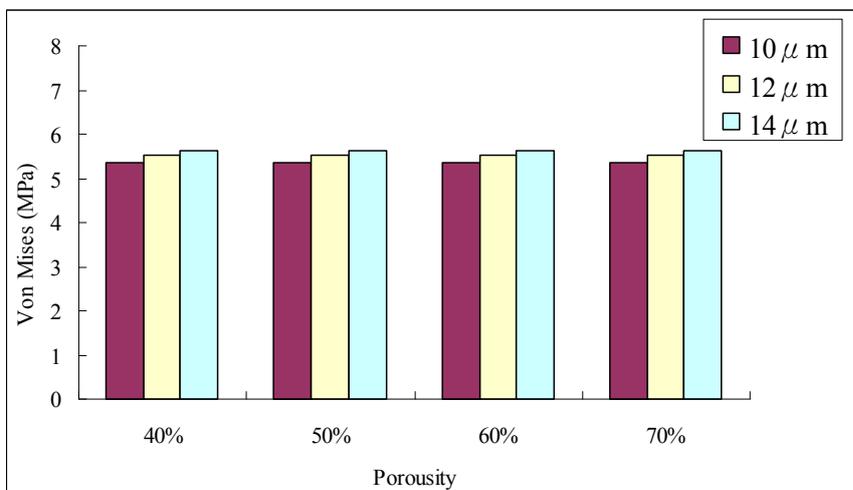


圖 4.5 (c) Tapered Effect 植體經氧化層處理，各條件齒槽骨最大應力值

4.2.2 植體經氧化層處理後，齒槽骨區域等效應力分佈情形

避開可能產生應力奇異的位置，觀察圖 4.6 處各齒槽骨的區域等效應力值，由表 4.2(b)中得知，在不同類型植體的情況下，各齒槽骨的區域等效應力亦有些微不同，各條件等效應力差異值皆小於 0.5MPa。各齒槽骨區域等效應力分佈如圖 4.7(a)(b)(c)(d)所示，由圖中可以看出，各條件齒槽骨除了應力值有些微差異，在應力的分佈趨勢差異並不大。圖 4.8(a)(b)(c)中列出三種類型植體，在各氧化層條件下齒槽骨的區域等效應力比較結果，可看出各氧化層條件下，齒槽骨的應力值差異亦不大。

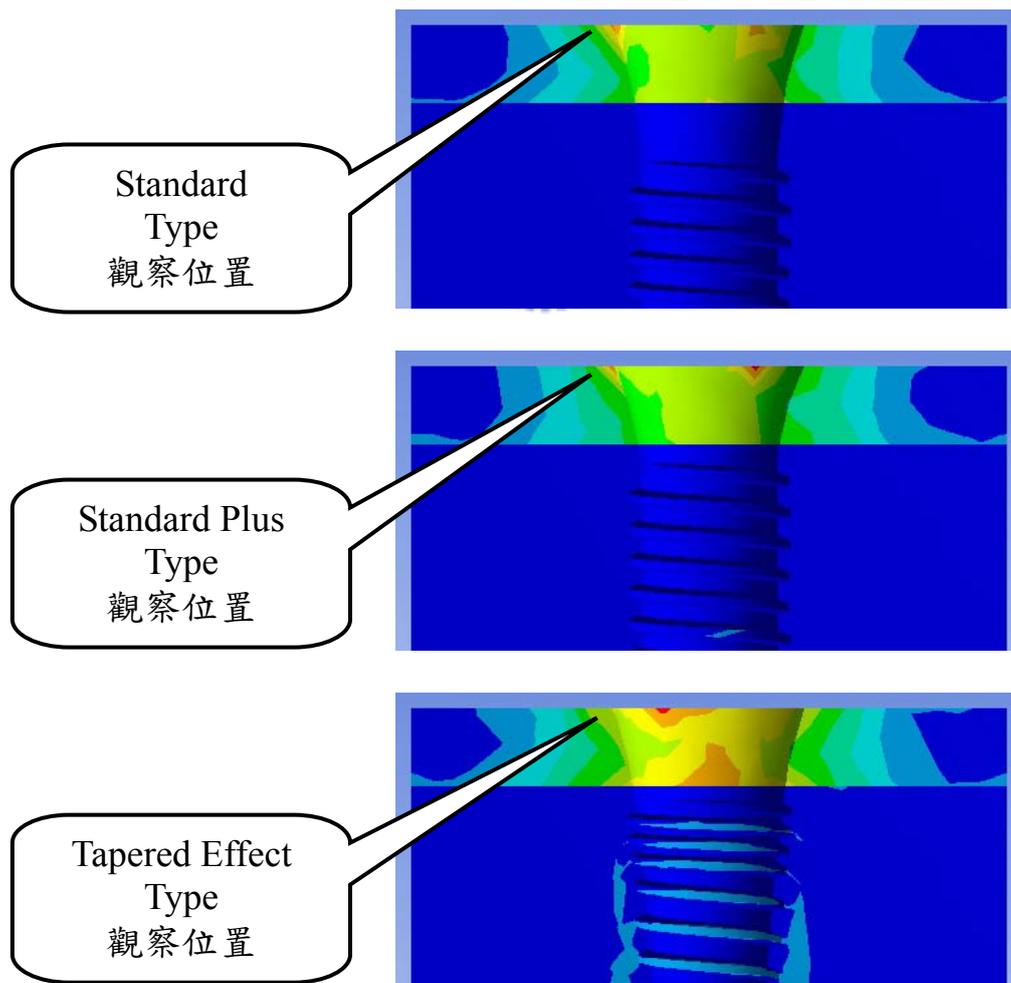
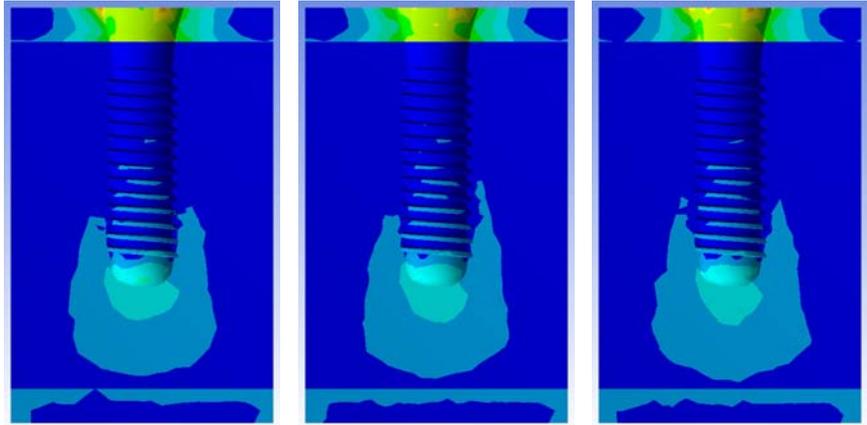
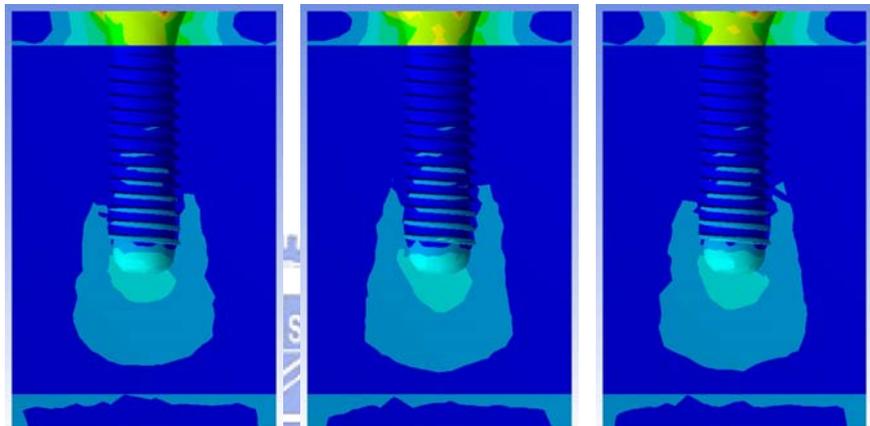


圖 4.6 植體表面經氧化層處理，齒槽骨區域等效應力觀察位置

Standard
Type
孔隙率
40%



Standard Plus
Type
孔隙率
40%



Tapered Effect
Type
孔隙率
40%

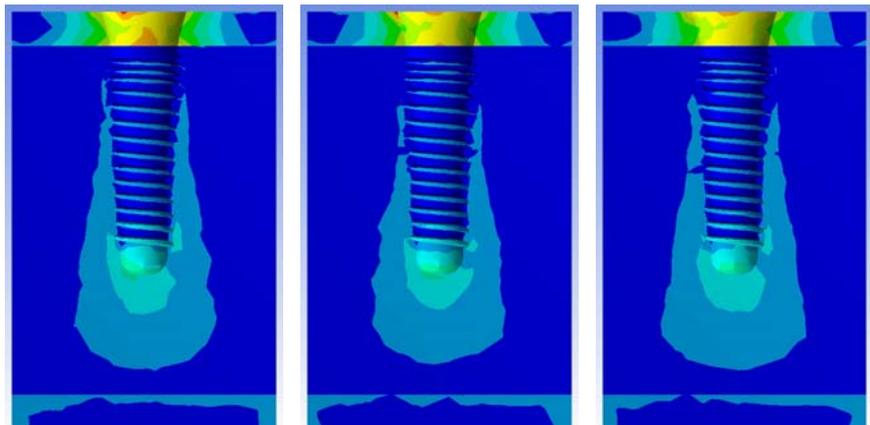
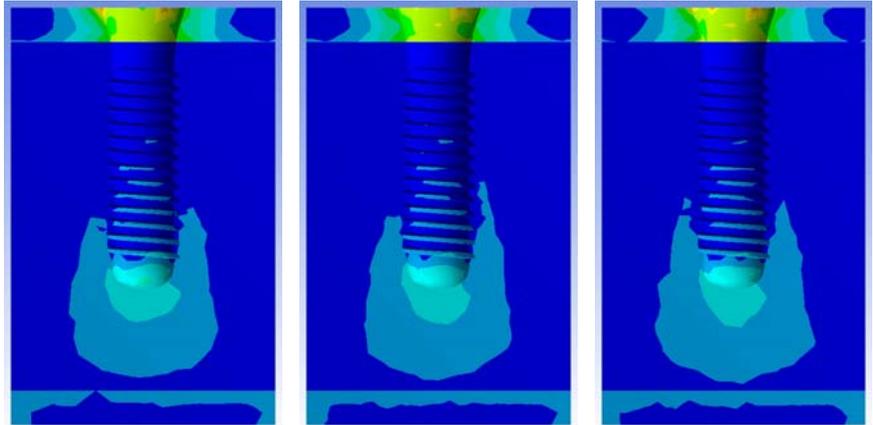


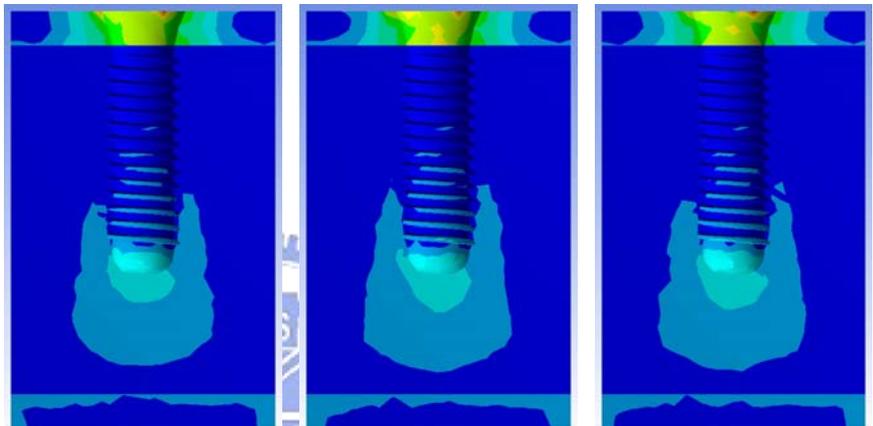
圖 4.7 (a) 植體表面經氧化層處理，各氧化層厚度齒槽骨區域應力分佈

左：10 μm ；中：12 μm ；右：12 μm

Standard
Type
孔隙率
50%



Standard Plus
Type
孔隙率
50%



Tapered Effect
Type
孔隙率
50%

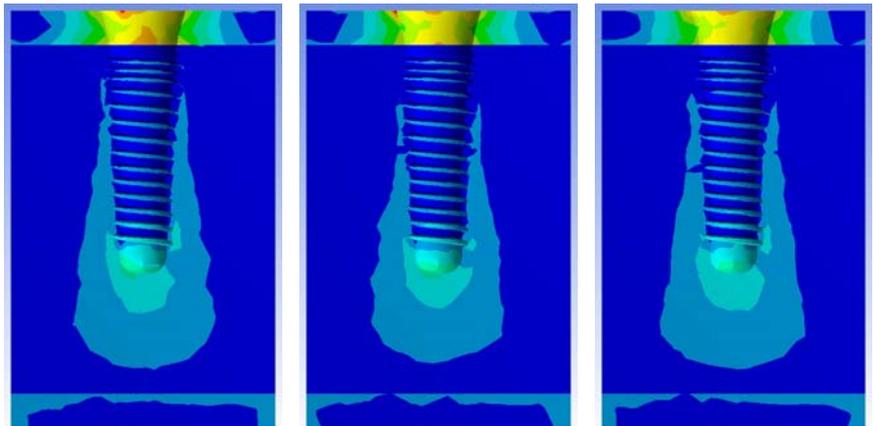
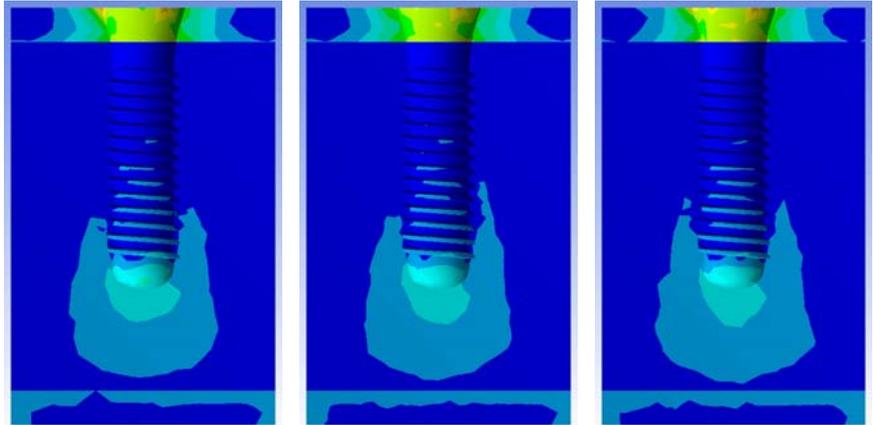


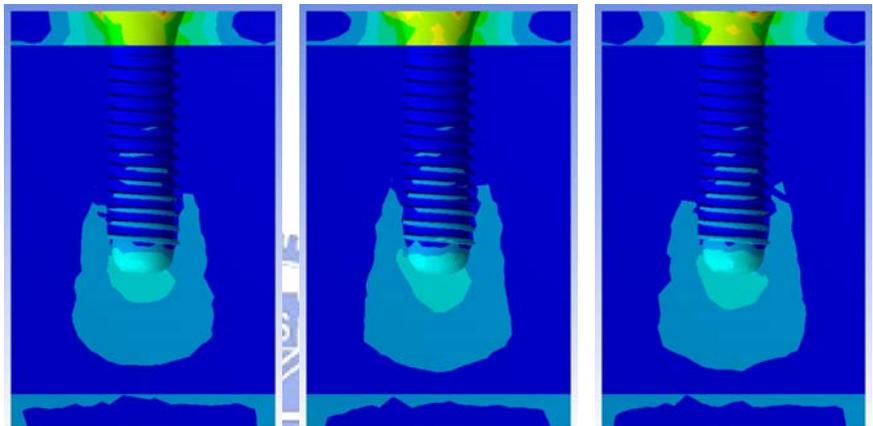
圖 4.7 (b) 植體表面經氧化層處理，各氧化層厚度齒槽骨區域應力分佈

左：10 μm ；中：12 μm ；右：12 μm

Standard
Type
孔隙率
60%



Standard Plus
Type
孔隙率
60%



Tapered Effect
Type
孔隙率
60%

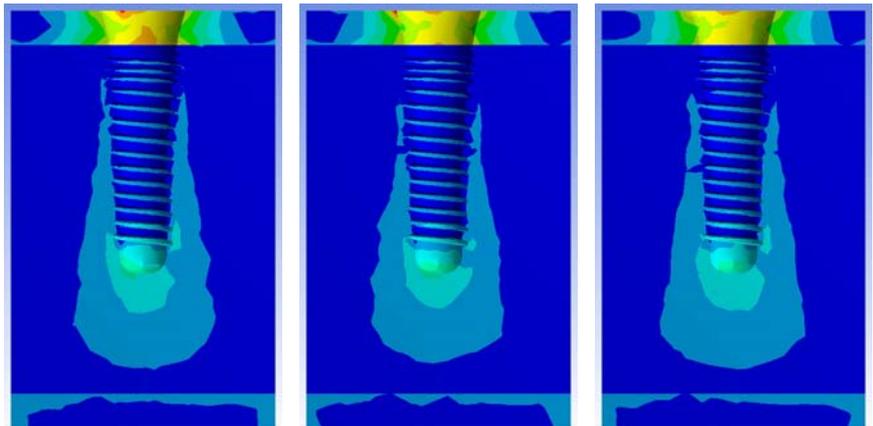
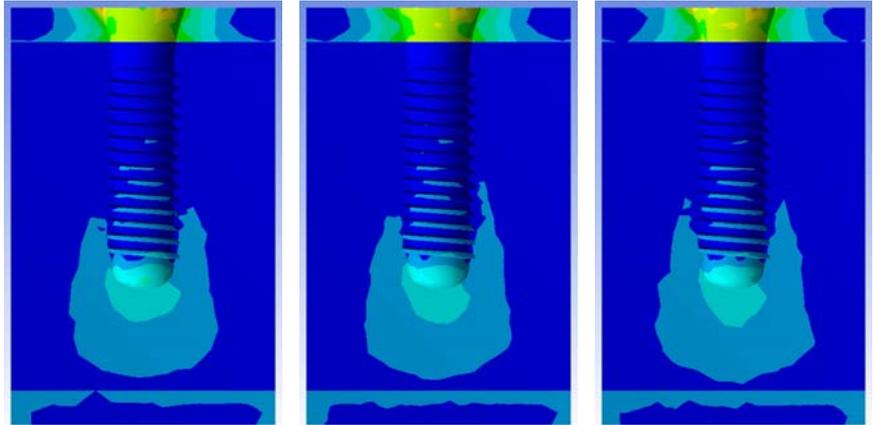


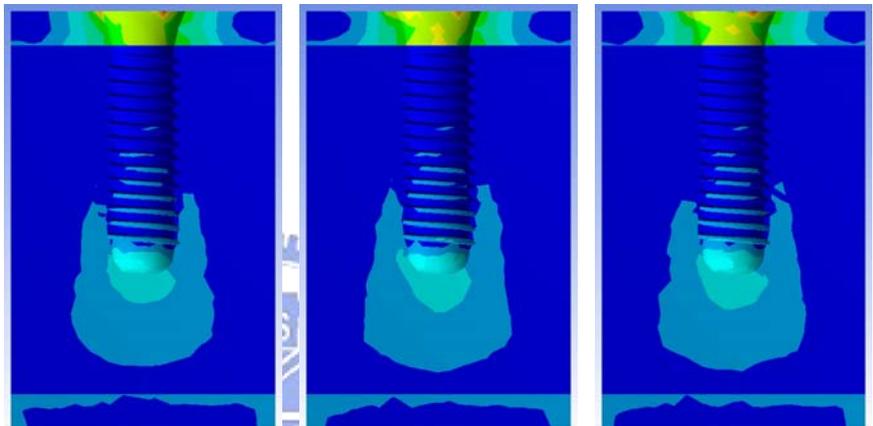
圖 4.7 (c) 植體表面經氧化層處理，各氧化層厚度齒槽骨區域應力分佈

左：10 μm ；中：12 μm ；右：12 μm

Standard
Type
孔隙率
70%



Standard Plus
Type
孔隙率
70%



Tapered Effect
Type
孔隙率
70%

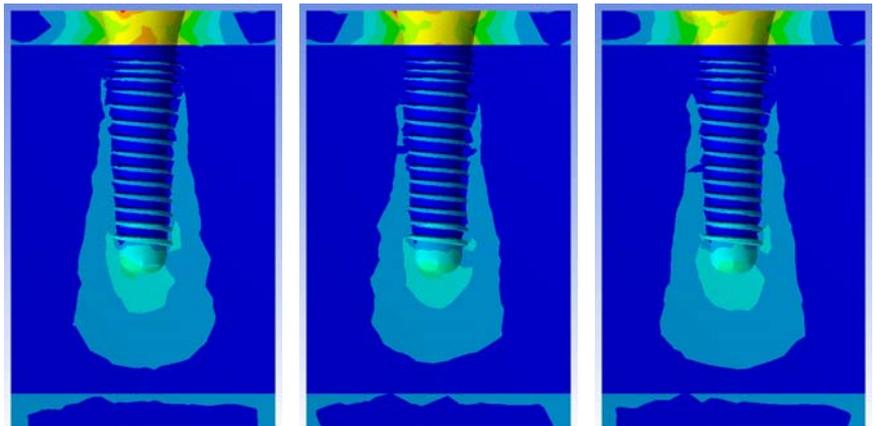


圖 4.7 (d) 植體表面經氧化層處理，各氧化層厚度齒槽骨區域應力分佈

左：10 μm ；中：12 μm ；右：12 μm

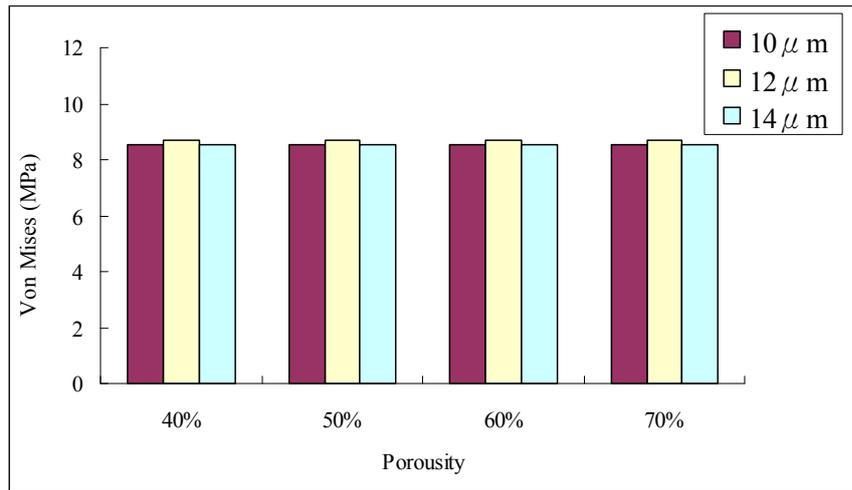


圖 4.8 (a) Standard 植體經氧化層處理，各條件齒槽骨區域應力值

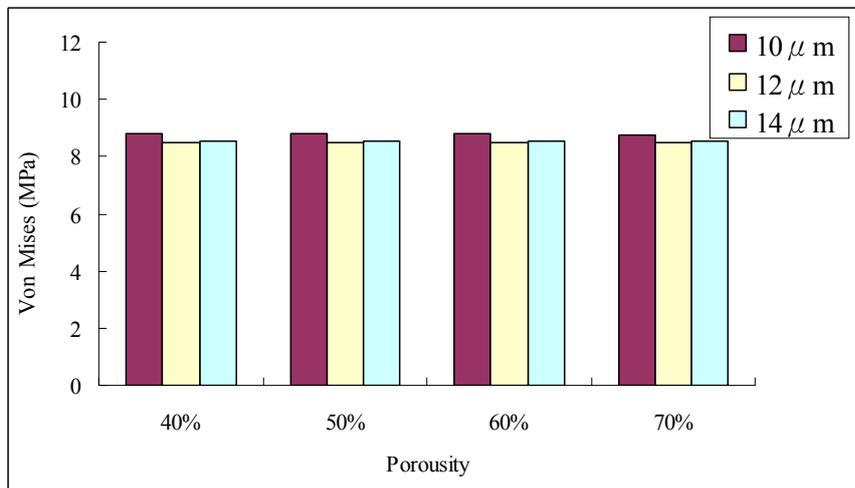


圖 4.8 (b) Standard Plus 植體經氧化層處理，各條件齒槽骨區域應力值

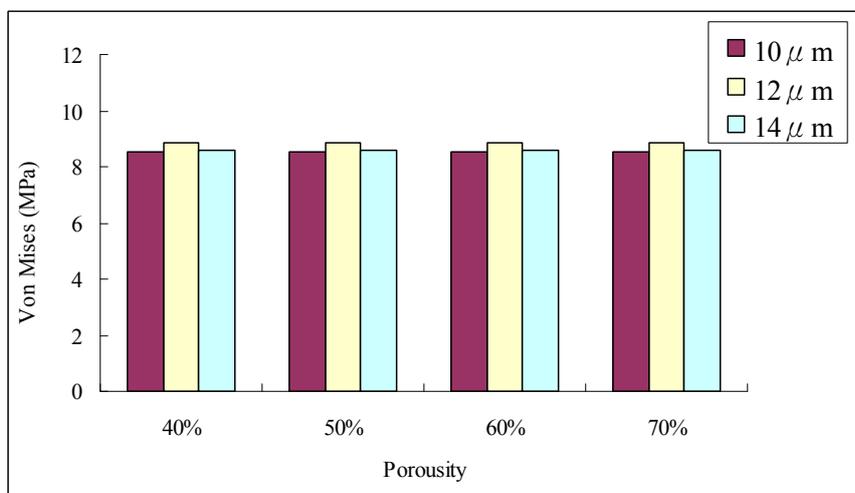


圖 4.8 (c) Tapered Effect 植體經氧化層處理，各條件齒槽骨區域應力值

4.3 比較各類型植體之不同表面應力分析結果

將三個類型植體各條件氧化層的齒槽骨應力結果作平均，並與植體原始表面的齒槽骨應力結果比較，表 4.3(a)(b)為齒槽骨的最大等效應力與區域等效應力值結果。由表 4.3(a)(b)可以得知，三種類型植體經氧化層處理後，其等效應力值皆較原始表面植體的應力值小，但是差異並不明顯。

表 4.3(a) 植體原始與氧化層表面，齒槽骨最大應力值結果

齒槽骨最大等效應力			
植體表面	Standard Type 齒槽骨	Standard Plus Type 齒槽骨	Tapered Effect Type 齒槽骨
原始表面	8.6088	8.7179	9.9417
氧化層表面 各條件應力平均	8.5885	8.6026	8.6624

表 4.3(b) 植體原始與氧化層表面，齒槽骨區域應力值結果

齒槽骨區域等效應力			
植體表面	Standard Type 齒槽骨	Standard Plus Type 齒槽骨	Tapered Effect Type 齒槽骨
原始表面	5.3129	5.5481	6.0316
氧化層表面 各條件應力平均	4.8489	5.0983	5.5052

第五章 結論

5.1 結論

綜合本文的分析結果及討論，總結如下：

- ① 原始表面植體，其齒槽骨的應力集中，發生在皮質骨上緣與植體接觸的位置。
- ② 植體表面經氧化層處理後，其齒槽骨的應力集中，亦發生在皮質骨上緣與植體接觸的位置。
- ③ 植體表面經氧化層處理後，齒槽骨最大等效應力及局部等效應力值，皆比原始表面植體的齒槽骨小。
- ④ 由各條件氧化層的齒槽骨等效應力比較結果，不同厚度及孔隙率氧化層對齒槽骨的應力影響並不明顯。



5.2 未來進一步研究方向

本文中建構出實際三種不同類型的植體，並配合牙冠、支台及齒槽骨架構出整個植牙系統，在相同的施力條件下，探討其對於齒槽骨的靜態應力分佈，並且以薄殼實體模型，來模擬植體表面經多孔性氧化層處理後，齒槽骨的應力情形。因有限元素軟體的限制，對於氧化層的孔徑大小，是採用數學模型，以孔隙率換算成彈性係數來表現，並未建構出真實的孔洞外型。未來軟體若能發展出孔洞材料模型，相信能有更準確的結果。



以有限元素法模擬臨床的情況，電腦的運算能力是一個必需列入考慮的重點，並在精密度及計算時間上取得適當的平衡。本文僅對不同條件的氧化層，作線性靜態分析探討，然實際牙齒的咬合，必須考慮動態負載、摩擦力及口腔內溫度，而分析型式亦屬於非線性動態分析。未來若電腦運算能力提昇，相信在同樣的計算時程上，可考慮加入更多的邊界條件，使分析結果能更精確。

參考文獻

1. Allan M. Weinstein et al, "Stress Analysis of Porous Rooted Dental Implants", J Dent Res 55, 772-777, 1976
2. 董玉英, "人工種植牙生物力學研究進展", 中國口腔種植學雜誌, V.4, N.1, 1999
3. Rajaai SM and Khorrami-mehr S, "Engineering in Medicine and Biology Society", Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE, 3: 2995, 2001
4. Rieger MR, Mayberry M and Brose MO, J Prosthet Dent., 63:671 (1990)
5. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F and Steen WH, J Oral Rehabil, 20: 147, 1993
6. Hans VO, Joke D, Jos VS, Georges VP and Igmace N, Clin Oral Impl Res., 13: 327, 2002
7. Klvanč A, Murat CC and Haldun I, Clin Oral Impl Res., 14: 444, 2003
8. Craig AS, Shaker A M and Robert MP, J Ortho Res., 19: 187, 2001
9. Robert MP, Genadijs S, Shaker AM, Rodrigo O and Douglas AD, Int J Oral Maxillofac Implants, 21(6): 879, 2006
10. Brånemark PI, Breine U, Adell R and Hansson BO, Scand J Plast Reconstr Surg., 3: 81., 1969
11. Kim HM, Miyaji F, Kokubo T, Nishiguchi S, Nakamura T, J Biomed 45: 100., 1999
12. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA and Lindström J, Acta

- Orthopedica Scandinavica, 52: 155.
13. Thomaso WT, Prentice-Hall, New York, 221, 1995
 14. Esposito et al., Eur. J. Oral Sci., 106: 721., 1998
 15. Branemark R, Thesis, Goteborg Sweden: Goteborg University, 1996
 16. Pillar RM, Proceedings of an International Congress, Brussels. May. Excerpta Medica. Amsterdam., 60, 1985
 17. Pillar RM, Deporter DA, Watson PA and Valiquettl N, J of Biomedical materials Research., 25: 467., 1991
 18. Wennerberg A, Alberktsson T and Andersson B, Int. J Oral Maxillofac Implants., 11: 38., 1996
 19. Kim HM, Miyaji F, Kokubo T, J. of Mater in Medicine, 8, 341., 1997
 20. Ohishi T, Matsubara T and Katagiri A, Electrochemistry, 68: 106, 2000
 21. Tanaka S, Aonuma M, Hirose N and Tanakib T, Journal of the Eletrochemical Society, 149(11): D167, 2002
 22. Johansson CB, Sennerby L and Albrktsson T, Int J Oral Maxillofac Implants, 6(4): 437, 1991
 23. Gotfredsen k, Wermerberg A, Johansson C, Skovgaard LT and Hjorting-Hansen E, J Biomed Mater Res., 29: 1223., 1995
 24. Morgan MJ and James DF, J Biomechanics, 28(9): 1103, 1995
 25. Thomas KA and Cook S, J Biomed Mater Res., 19: 875, 1985
 26. Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA and Krogh PHJ, Int J Oral Maxillofac Implants, 11(2): 179, 1996

27. 賴育良，林啟豪，謝忠祐，”ANSYS 電腦輔助工程分析”，儒林圖書，第 5~12 頁，民國 86 年
28. S.D. COOK, J.J. Klawitter, and A.M Weinstein, “A model for the Implant-Bone Interface Characteristics of Porous Dental Implants”, J Dent Res 61, 1006-1009, 1981
29. Sarah Thelen, François Barthelat, L. Catherine Brinson, “Mechanics considerations for microporous titanium as an orthopedic implant material”, 2004 Wiley Periodicals, 601-610, 2004
30. Gibson L, Ashby M. Cellular solids, “Structure and properties”, New York, Cambridge University Press; 1997.
31. Goods SH, Neuschwanger CL, Whinnery LL., “Mechanical properties of a structural polyurethane foam and the effect of particulate loading.”, Mater Res Soc symp Proc, 521, 15-20, 1998
32. 陳申岳，“ANSYS 有限元素法軟體-實務產品可靠度分析”，全華圖書，第 4-7 頁，民國 92 年
33. 杜順安，“3-D FEM: 植體膺復之偏心及傾斜負荷應力分析”，國立台灣科技大學，碩士論文，民國 94 年
34. 王昱傑，“慶達 & ITI 三維有限元素分析不同角度之負載其應力分布探討”，國立屏東科技大學，碩士論文，民國 97 年
35. Oguz Kayabas1 et, al, “Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method”, Advances in Engineering Software 37, 649-658, 2006
36. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH, “A comparison of three

- finite element models of an edentulous mandible provided with implant”, J Oral Rehabil, 20, 147-157, 1993
37. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O and Omann A, Scand J Plast Reconstr Surg ., 11 (suppl), 1977
38. Davies JE, Int J of Prosthodontics., 11(5): 391., 1998
39. Frost HM, Raven Press Ltd., New York: 179, 1989
40. Gemmell CH and Park JY, Bone engineering, Davies JE. em squared inc. Toronto Canada., 108, 2000
41. Huang HM, Pan LC, Lee SY, Chiu CL, Fan KH and Ho KN, Clinical Oral Implants Res., 90(3): 285, 2000
42. Haworth B and James PJ Metal Powder Report: 146, 1986
43. Lee SY, Hung HM, Lin CY and Shih YH, J Periodontal Res., 71(4): 632, 1999
44. Muhlemann HR, Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, 4(10): 1220, 1951
45. Park JY and Davies JE, Clin Oral Impl Res., 11: 530.,2000
46. Zinelis S, Annousaki O, Makou M and Eliades T, Angle. Orthod., 75(6), 1024, 2005
47. 周村裕幸，粉末冶金會刊，22(1): 31, 1997
48. 陳璟鋒，碩士論文，台北醫學大學口腔復健醫學研究所，民國 92 年