



中國醫藥大學
牙醫學系碩士班
碩士學位論文

人工牙根與支台體接合形態及骨脊下植入位置
對下顎周圍骨質之應力分布影響

Influence of Implant-Abutment Connection Design and Subcrestal
Depth of Insertion on Stress Distribution in Mandibular
Peri-Implant Crestal Bone

指導教授：傅立志
黃恆立

研究生：朱俊銘

中華民國九十八年七月

摘要

研究目的：人工植體周圍骨脊是高應力承受區，人工植體的設計影響著植體周圍骨質的受力形態。本研究目的在探討植體與錐狀支台體間接合形式 (part 1)，與平台移轉 (platform switching) 接合式植體於骨脊下不同深度置放位置時 (part 2)，對植體周圍骨的應力分布影響。

材料與方法：**Part 1：**本研究透過電腦輔助繪圖 (Computer Aided Design, CAD) 與三維有限元素分析 (Finite Element Analysis, FEA)，將植體與錐狀支台體之接合型態之變異因素分為接合寬度 (3 mm、3.5 mm、4 mm)、接合深度 (4 mm、6 mm、8 mm)、錐狀接合角度 (2°、4°、6°、8°) 三種，共建構 36 組模型，給予 170N、45° 斜向力與垂直力二種不同受力測試，紀錄周圍骨脊之應力分布與最大應力值 (von-Mises stress)。

Part 2：將植體骨脊下置放位置之變異因素分為，與植體接觸皮質骨及未與植體接觸皮質骨。接觸皮質骨厚度 0.5~4 mm，以 0.5 mm 為間隔單位建構 8 組；未接觸皮質骨厚度 0~1.6 mm，以 0.2 mm 為間隔單位建構 9 組，兩因素組合後共建構 72 組模型。於支台體上方平面給予 170N、45° 斜向力受力測試，紀錄周圍骨脊之應力分布與最大應力值 (von-Mises stress)。

Part2 另外進行體外實驗，骨質的部分使用人造骨 (Sowbones) 模型，並與人工牙根搭配，製作出四組模型，包含：接觸皮質骨厚度 2 mm，未接觸皮質骨厚度 0 與 1 mm；與接觸皮質骨厚度 3 mm，未接觸皮質骨厚度 0 與 1 mm，四組模型皆進行斜向力受力測試，透過應變規 (strain gauge)，量測其人工牙根周圍骨質應變並比較其結果。

實驗結果：**Part 1：**結果顯示接合寬度較小與接合深度較深時，不論承受斜向力或垂直力，所得周圍骨脊之最大應力值皆明顯較小 ($p < 0.0001$)；而較小之錐狀接

合角度在承受垂直力時，周圍骨脊之最大應力值明顯較小 ($p=0.0002$)，但承受斜受力時則無顯著差異 ($p=0.83$)。三項設計參數中，接合寬度對周圍骨應力之影響性高於接合深度，而接合角度的影響性最小。**Part 2**：CB 與 nCB 對骨應力之影響皆達顯著差異 ($P<.0001$)，而 CB 對應力的影響性較大。隨 CB 厚度提高，其骨質應力呈非線性降低，在 $CB \leq 2.5$ mm 時，CB 愈厚則骨應力值降低幅度較大，但 $CB > 2.5$ mm，骨應力減低之幅度趨緩。nCB 在厚度不足 ($nCB=0.2\sim 0.4$ mm) 的情況下，相較無骨脊下植入之模型 ($nCB=0$)，應力值升高，但厚度較厚 ($nCB=0.6\sim 1.6$ mm) 的情況下則應力值較低。體外實驗方面，壓應力側最大應變值 (microstrain)，四組模型分別為 $CB2-nCB0=-2012$ ， $CB2-nCB1=-1239$ ， $CB3-nCB0=-1630$ ， $CB3-nCB1=-945$ 。相同 nCB 條件下，CB3 較 CB2 的模型應變值低；而相同 CB 條件下，nCB1 較 nCB0 的模型應變值低。**結論**：**Part 1**：降低人工植體與支台齒間接合寬度與增加接合深度，可幫助植體受力時分散應力，降低周圍骨脊最大應力值。**Part 2**：平台移轉接合式植體於骨脊下植入時，在足夠厚度的接觸皮質骨 (≥ 2.5 mm) 情況下，配合適度的未接觸皮質骨 (≥ 0.6 mm) 有助於進一步分散植體周圍骨應力。

關鍵字：人工牙根與支台體接合；支台體設計；植體周圍骨；骨脊下植入；平台移轉；有限元素分析

ABSTRACT

Purpose : The aims of this study were to investigate the effects of various implant-abutment connection designs (part 1) and subcrestal-inserting depths (part 2) on the stress in peri-implant crestal bone by using three-dimensional finite element (FE) analysis. **Material and methods :**

Part 1 : Thirty-six models with various morse-taper connection designs included different abutment diameters (3 mm, 3.5 mm & 4 mm), and connection depths (4 mm, 6 mm & 8 mm) and conically taper degrees (2° , 4° , 6° & 8°) between abutment and implant were constructed respectively. Vertical and oblique forces were set as 170N applied on the top surface of the abutment. The maximum values of von-Mises bone stress in the crestal bone around the implant were analyzed statistically by using ANOVA. In addition, the patterns of bone stress around the implant were examined. **Part 2 :** In the crestal region when a morse-tapered implant (which is also one of the platform-switching implant) was subcrestally positioned, two factors were investigated. One is the thickness of cortical bone contacting to implant surface (CB). The other is the depth of subcrestal insertion (nCB). For the models of CB, eight thicknesses from 0.5 to 4 mm were constructed. For nCB, eight depths were employed from zero to 1.6 mm. Therefore, a total of 72 FE models were generated. An oblique force of 170N at 45 degree to the long axis of the implant was applied on the top surface of the abutment. The stress distribution and the maximum values of von-Mises stress were recorded

and statistically analyzed by using ANOVA. In addition, the experimental strain gauge test was performed to measure the highest strain data of bone around the implant on the four models (CB2-nCB0, CB2-nCB1, CB3-nCB0, and CB3-nCB1; CB2-nCB0 represents 2 mm of CB and 0 mm of nCB). In FE studies of part 1 and part 2, the geometry of bone models was generated based on the cross-section of mandible in the molar region and their material properties were anisotropic, i.e. properties differ in different directions. **Results : Part 1 :** The results demonstrated that implants with smaller abutment diameter and deeper abutment connection did reduce the stresses significantly ($p < .0001$) in the supporting bone around the implant under oblique or vertical loading. On the other hand, under vertical loading, less taper degrees of implant-abutment connection resulted in less bone stresses significantly ($p = 0.0002$) around implants. In oblique loading, however, the similar bone stresses were observed ($p = 0.83$) among the models with different taper-degree connection. As comparing those three factors, abutment diameter had stronger influence on reducing bone stresses than connection depth did, and the influence of conically taper degree was less. **Part 2 :** The bone stresses were significantly different ($P < .0001$) among the models with different CB and nCB. CB played a major role in reducing bone stresses. The thicker CB was, the lower the maximal von-Mises stresses in the crestal region were, while the thickness of CB was within 2.5 mm. But, following CB increasing more than 2.5 mm, the decrease of stresses slowed down. However, insufficient thickness of

nCB (about 0.2 to 0.4 mm), compared with equicrestal position (i.e. nCB is 0 mm), resulted in higher stresses of bone. On the contrary, lower stresses were found while the thickness of nCB was more than 0.6 mm. On *in-vitro* study, the peak value of minimum principal strain on crestal bone at models of CB2-nCB0, CB2-nCB1, CB3-nCB0, and CB3-nCB1 were 2012, 1239, 1630, and 945 microstrain respectively. The models with CB3 had lower bone strains than the models with CB2. The models with nCB1 had lower bone strains than the models with nCB0.

Conclusion : Part 1 : Within the limitations of this study, it was suggested that the narrower and deeper implant-abutment connection had the biomechanical advantage to reduce the stress concentration in the crestal region around the implants. **Part 2 :** While the thickness of CB is more than 2.5 mm, adequate thickness of nCB more than 0.6 mm can help to further reduce the bone stresses around the implants.

Keywords : implant-abutment connection; abutment design; peri-implant crestal bone; subcrestal insertion; platform-switching; finite element analysis

誌謝

從母校高雄醫學大學畢業後，在台中服完兵役，進入中國醫藥大學牙醫學研究所就讀，所謂「無垠學海」在二年的研究所路程有了截然不同的體悟，這絕對是初大學畢業的我所無法感受的。我如同目盲，跌撞走在崎嶇的研究旅途，佇足啟往皆是猶豫與恐懼。這過程我首先要感謝黃恆立老師，他如同引路人指引我前行，沒有他我將看不到盡頭，也沒有終點。其次感謝傅立志老師在研究與臨床方面對我的指導，因為有他的溢注，讓我的臨床與研究不偏廢。感謝許瑞廷老師，他的建議常讓我有所創新和啟發，他的親切是個老師，更像朋友。感謝林俊彬主任，百忙之中撥允指導我的論文，他的見解開拓我新的視野。另外還要感謝蕭裕源教授、張哲壽教授、與課堂上同學們給我的指教，幫助我看到自己研究的缺點；也感謝中國醫藥大學附設醫院牙科部的醫師與學長姊在臨床上給我的建議和提醒。最後感謝家人對我的支持，雖不在身邊，但溫暖總在我身後照耀。

學術的路途如千仞崇山、萬里長水，從研究所畢業也許僅是小徑般的過往，詩人說「人臨終前寫下的十行詩才有意義」，也許這一刻才是開始，不是結束。

目錄

摘要	I
ABSTRACT	III
誌謝	VI
目錄	VII
表目錄	XI
圖目錄	XIV
第一章 前言	1
1-1 背景	1
1-2 文獻回顧	3
1-3 研究目的	14
第二章 材料與方法	15
2-1 研究流程	15
2-2 三維模型建立流程	18
2-2.1 實驗一：人工牙根與不同錐狀支台體之接合尺寸	18
2-2.1.1 錐狀支台體之建構流程	20
2-2.1.2 人工牙根之建構流程	21

2-2.1.3	下顎骨塊：海綿骨之建構流程.....	25
2-2.1.4	下顎骨塊：皮質骨之建構流程.....	27
2-2.2	實驗二：人工牙根於不同之骨脊下植入位置.....	29
2-2.2.1	錐狀支台體之建構流程.....	30
2-2.2.2	人工牙根之建構流程.....	30
2-2.2.3	下顎骨塊：海綿骨之建構流程.....	31
2-2.2.4	下顎骨塊：皮質骨之建構流程.....	32
2-3	有限元素模型之建構與分析.....	37
2-3.1	網格之建立與收斂性分析.....	37
2-3.2	材料性質、邊界條件與負荷.....	39
2-4	統計分析.....	41
2-5	體外模型實驗.....	42
2-5.1	實驗模型製作.....	43
2-5.1.1	體外模型(CB2-nCB1 與 CB3-nCB1)製作流程.....	44
2-5.1.2	體外模型(CB2-nCB0 與 CB3-nCB0)製作流程.....	48
2-5.2	受力測驗.....	49
2-5.3	數據收集與分析.....	51

第三章	結果	53
3-1	實驗一：人工牙根與支台體接合形態對周圍骨應力之影響...	53
3-1.1	接合寬度	53
3-1.2	接合深度	57
3-1.3	接合角度	60
3-2	實驗二：人工牙根於不同骨脊下植入位置對周圍骨應力之影響	63
3-2.1	接觸皮質骨	63
3-2.2	未接觸皮質骨	67
3-3	體外模型實驗：實驗二之受力測試	71
3-3.1	壓力側結果	72
3-3.2	張力側結果	73
第四章	討論	74
4-1	實驗一：人工牙根與支台體接合形態對周圍骨應力之影響...	75
4-1.1	接合寬度結果之討論	75
4-1.2	接合深度結果之討論	81
4-1.3	接合角度結果之討論	85
4-1.4	綜合比較與討論	87

4-2	實驗二：人工牙根於不同骨脊下植入位置對周圍骨應力之影響.....	92
4-2.1	接觸皮質骨之討論.....	92
4-2.2	未接觸皮質骨之討論.....	95
4-3	體外模型實驗：實驗二之受力測試.....	104
第五章 結論		107
參考文獻	109



表目錄

表 2.1	所列為人工牙根與錐狀支台體接合之設計參數，各參數 排列組合後共建構 36 組模型.....	19
表 2.2	以下所示為欲探討之皮質骨模型參數，二參數之厚度尺 寸排列組合後共建構 72 組模型.....	30
表 2.3	有限元素模型所用之材料性質參數.....	40
表 3.1	實驗一：垂直力所得植體周圍骨近平台處最大應力值， 依接合寬度分類.....	54
表 3.2	實驗一：斜向力所得植體周圍骨近平台處最大應力值， 依接合寬度分類.....	56
表 3.3	實驗一：垂直力所得植體周圍骨近平台處最大應力值， 依接合深度分類.....	57
表 3.4	實驗一：斜向力所得植體周圍骨近平台處最大應力值， 依接合深度分類.....	59

表 3.5	實驗一：垂直力所得植體周圍骨近平台處最大應力值， 依接合角度分類.....	60
表 3.6	實驗一：斜向力所得植體周圍骨近平台處最大應力值， 依接合角度分類.....	62
表 3.7	實驗二：植體周圍骨近平台處最大應力值，依接觸皮質 骨分類.....	64
表 3.8	實驗二：植體周圍骨近平台處最大應力值，依未接觸皮 質骨分類.....	68
表 3.9	體外模型實驗：壓力側最大應變值.....	72
表 3.10	體外模型實驗：壓力側最小應變值.....	72
表 3.11	體外模型實驗：張力側最大應變值.....	73
表 3.12	體外模型實驗：張力側最小應變值.....	73
表 4.1	實驗一：垂直力所得植體周圍骨上緣及下緣最大應力 值，依接合寬度分類.....	81

表 4.2 實驗一：斜向力所得植體周圍骨近平台處最大應力值，
依接合深度與接合寬度分類..... 89



圖目錄

圖 1.1	Maeda et al 研究之模型，比較同徑寬接合(左)與平台移轉接合(右)之受力差異.....	3
圖 1.2	Bozkaya et al 所建構之五種不同人工植體模型.....	4
圖 1.3	Bozkaya et al 之研究，咬合力於 1632N 時，五種人工植體周圍骨應力承受超出生理上限之分布範圍與大小，黑色為壓應力區，暗灰色為張應力區.....	5
圖 1.4	Bozkaya et al 研究中，隨著施加之咬合力提昇，五種不同植體對其周圍骨造成超負荷區域之表現圖，取樣位置為軸心處之切面.....	5
圖 1.5	Baggi et al 於研究中模擬之五種不同人工植體.....	6
圖 1.6	Baggi et al 研究中所設計之不同周圍骨脊形態，圖左形態模擬於 2 種 ITI 與 2 種 Nobel Biocare 植體，圖右形態模擬於 Ankylos 植體.....	7

圖 1.7	Baggi et al 研究所得之皮質骨受力情形，圖左為 principal stress， σ_T 表張應力， σ_C 表壓應力；圖右為 von Mises stress。柱狀數值表應力平均值（淺藍為下顎，深藍為上顎），線條數值表應力最大值.....	7
圖 1.8	Hansson 之研究模型，圖左為平頂式支台體接合，施力處在植體周圍；圖右為內錐狀支台體接合，施力處在內側錐狀斜面.....	8
圖 1.9	Hansson 平頂式接合模擬兩種不同施力分布 (Flat 1-7 與 Flat 4-7)，所得周圍骨應力分布情形.....	9
圖 1.10	Hansson 內錐狀接合模擬七種不同施力分布 (Conical 1、Conical 1-2、Conical 1-3、Conical 1-4、Conical 1-5、Conical 1-7、Conical 1-9)，從集中施力 (Conical 1) 到分散施力 (Conical 1-9)，所得周圍骨應力分布情形.....	9
圖 1.11	Chun et al 之研究模型，由左至右分別為單件式人工植體、內六角接合植體、與外六角接合植體.....	10

圖 1.12	Chun et al 之研究結果，顯示在不同角度的受力下，應力值由大至小分別為外六角接合植體、單件式植體、與內六角接合植體.....	10
圖 1.13	Maeda et al 之實驗裝置，施以垂直與水平 30N 兩種受力測試，檢測支台體表面(A)、仿骨模型表面植體頸部處(B)、與植體末端處(C)之應變值.....	11
圖 1.14	Maeda et al 之實驗結果，圖左為垂直受力結果，顯示兩種接合方式之應變分布相似；圖右為水平受力結果，顯示內六角接合植體於根尖處有較大之應變值，而在頸部應變值較小.....	11
圖 1.15	Kong et al 之實驗模型簡圖，該研究探討之因素：T 為植體頸部外展角度，R 為末端圓弧半徑.....	12
圖 2.1	本研究流程圖.....	17
圖 2.2	(a)實驗一模型設計參數，含接合寬度、接合深度、錐狀接合角度 (b)人工牙根(5×14 mm)與錐狀支台體接合後模型圖 (c)各零件組合後之實體模型剖面圖.....	19

圖 2.3	錐狀支台體之建構流程圖.....	20
圖 2.4	人工牙根之建構流程圖.....	23
圖 2.5	實驗一：海綿骨之建構流程圖.....	26
圖 2.6	實驗一：皮質骨之建構流程圖.....	28
圖 2.7	(a)實驗二探討之皮質骨模型參數，含接觸皮質骨與未接觸皮質骨 (b)與標準人工牙根與支台體組合後之實體模型剖面圖.....	30
圖 2.8	實驗二：海綿骨草圖.....	31
圖 2.9	實驗二：骨塊中央植入孔之減除零件.....	32
圖 2.10	做為減除及共同零件之長方體.....	33
圖 2.11	實驗二：皮質骨之建構流程圖.....	36
圖 2.12	收斂性分析圖.....	38
圖 2.13	實驗一：網格化模型圖 (a)舌側觀 (b)頰側觀.....	38

圖 2.14	實驗二：網格化模型圖 (a)舌側觀 (b)頰側觀.....	39
圖 2.15	體外實驗模型。圖左為未接觸皮質骨 0 mm (nCB0)，可見應變規黏附於人造皮質骨外表面、植體旁；圖右為未接觸皮質骨 1 mm (nCB1)，應變規黏附於內側、上下兩層人造皮質骨間.....	43
圖 2.16	體外實驗模型 CB2-nCB1 與 CB3-nCB1 之製作流程圖.....	46
圖 2.17	體外實驗模型 CB2-nCB0 與 CB3-nCB0 之製作流程圖.....	49
圖 2.18	受力測試裝置流程圖.....	50
圖 2.19	三軸應變規之受力圖示.....	51
圖 2.20	最大應變值(ϵ_{max})與最小應變值(ϵ_{min})之求解.....	52
圖 3.1	實驗一：垂直力所得植體周圍骨近平台處最大應力值散布圖，依接合寬度分類.....	55

圖 3.2	實驗一：斜向力所得植體周圍骨近平台處最大應力值散布圖，依接合寬度分類.....	56
圖 3.3	實驗一：垂直力所得植體周圍骨近平台處最大應力值散布圖，依接合深度分類.....	58
圖 3.4	實驗一：斜向力所得植體周圍骨近平台處最大應力值散布圖，依接合深度分類.....	59
圖 3.5	實驗一：垂直力所得植體周圍骨近平台處最大應力值散布圖，依接合角度分類.....	61
圖 3.6	實驗一：斜向力所得植體周圍骨近平台處最大應力值散布圖，依接合角度分類.....	62
圖 3.7	實驗二：接觸皮質骨厚度與植體周圍骨最大應力值之點狀分布圖.....	65
圖 3.8	實驗二：接觸皮質骨厚度與植體周圍骨最大應力值之曲線圖.....	66

圖 3.9	實驗二:接觸皮質骨厚度與植體周圍骨最大應力值之迴歸方程式與迴歸曲線圖.....	66
圖 3.10	實驗二:未接觸皮質骨厚度與植體周圍骨最大應力值之點狀分布圖.....	69
圖 3.11	實驗二:未接觸皮質骨厚度與植體周圍骨最大應力值之曲線圖.....	70
圖 3.12	實驗二:未接觸皮質骨厚度與植體周圍骨最大應力值之迴歸方程式與迴歸曲線圖.....	70
圖 4.1	比較不同接合寬度對植體承受垂直力時造成之影響,圖左所示之模型為 W3_D4_T2,圖右為 W4_D4_T2.....	77
圖 4.2	比較不同接合寬度對植體承受斜向力時造成之影響,圖左所示之模型為 W3_D4_T2,圖右為 W4_D4_T2.....	78
圖 4.3	支台體頰舌側剖面圖,比較不同接合寬度之支台體承受垂直力時之應力分布,圖左所示之模型為 W3_D4_T2,圖右為 W4_D4_T2.....	79

圖 4.4	支台體頰舌側剖面圖，比較不同接合寬度之支台體承受斜向力時之應力分布，圖左所示之模型為 W3_D4_T2，圖右為 W4_D4_T2.....	79
圖 4.5	比較不同接合深度對植體承受垂直力時造成之影響，圖左所示之模型為 D8_W4_T2，圖右為 D4_W4_T2.....	83
圖 4.6	比較不同接合深度對植體承受斜向力時造成之影響，圖左所示之模型為 D8_W4_T2，圖右為 D4_W4_T2.....	84
圖 4.7	垂直力對不同接合角度之影響，圖左為接合角度 2 度，圖右為接合角度 8 度.....	86
圖 4.8	斜向力對不同接合角度之影響，圖左為接合角度 2 度，圖右為接合角度 8 度.....	86
圖 4.9	不同接合寬度承受斜向力時，受不同接合深度影響所得植體周圍骨近平台處最大應力值散布圖，左上圖為接合寬度 3 mm，上圖為接合寬度 3.5 mm，左圖為接合寬度 4 mm。各圖 X 軸依接合深度分類.....	89
圖 4.10	比較不同厚度的接觸皮質骨(CB)其應力分布形態.....	93

圖 4.11 比較不同厚度的未接觸皮質骨 (nCB) 其應力分布形態.....	96
圖 4.12 Akca 與 Cehreli 之實驗模型.....	99
圖 4.13 Weng et al 所繪平均骨吸收示意圖，圖中為 Ankylos 植體在不同骨脊位置植入，骨吸收後的形態。圖左半邊為植體時與周圍骨同高，圖右半邊為植入骨脊下 1.5 mm.....	100
圖 4.14 比較不同厚度的未接觸皮質骨 (nCB) 其網格大小.....	102



第一章 前言

1-1 背景

回顧歷史，從 Dr. Branemark 等學者發表人工植牙迄今[10, 11]，已近四十年。初期發展的過程，二階段式植牙手術所訂定的標準手術流程，多建議將人工牙根頂部平台置放在周圍骨脊以下約 1 mm 處，使得覆蓋螺絲 (cover screw) 置放後可與周圍骨脊齊平，並讓齒齦皮瓣能完全覆蓋人工牙根並縫合，這樣的人工植牙方式可減少人工牙根與骨癒合過程中受到外界干擾，並減低早期暴露的風險，人工植體於骨頭內 4-6 個月後，人工牙根與周圍骨頭完成骨整合，再接合支台體與贗復物，患者即可恢復其咀嚼功能。然而，臨床觀察指出[14-17]，多在第一年後，人工牙根在行使咀嚼功能後，周圍骨脊會出現淺碟狀 (saucerization) 的骨吸收現象，吸收量約在 1.5 mm 至 2 mm 之間。

植牙患者骨質條件差或種植深度不足的情況下，大直徑(直徑 5 mm 或 6 mm)人工牙根開始應用於臨床，但當時同直徑寬度的支台體與相關贗復組件尚未開發出來，因此臨床牙醫師多使用直徑 4.1 mm 的標準支台體做接合，使得大直徑人工牙根頂部平台邊緣與支台體接縫間形成一小段平台間隙，後來學者稱之為平台移轉 (platform

switching) 接合。陸續的研究報告指出[18-23]，因人工牙根與支台體尺寸差異 (mismatching diameter) 所造成的平台移轉接合方式，植體周圍骨在臨床上的骨吸收量，與傳統同徑寬 (matching diameter) 接合的人工植牙不同，臨床結果發現部分平台移轉接合的人工牙根，其周圍骨吸收的高度未如預期顯著，甚至在經過長達數年的追縱觀察，乃能維持在近乎初始植入時的位置；甚而在平台上出現骨脊生長覆蓋的情形[9]。Lazzara & Porter [24]學者對此提出解釋，認為平台移轉接合將人工牙根與支台體接之接合縫隙往中心軸內移，除了可避免此一生物污染縫隙對植體周圍組織直接接觸造成影響，限制發炎細胞浸潤外，內縮後多出之平台空間提供了生物寬度 (biological width) 水平附著之空間，減緩植體周圍骨之吸收。Luongo et al [25]於研究中發現，平台移轉接合可減少植體周圍之發炎反應，推測可能與減少骨吸收量有關。Cappiello et al [26]之研究亦肯定平台移轉接合其接縫內移對降低骨吸收之影響。

在生物力學方面，植體周圍骨應力過度負荷 (overloading) 已被確認是人工植體失敗的主要原因之一，使用平台移轉接合是否具有降低周圍骨質受力的特性，以下是諸多學者提出相關研究與論述。

1-2 文獻回顧

Maeda et al [12]於 2007 年利用有限元素分析，探討相同條件的受力下，同徑寬的植體-支台體接合與平台移轉接合，對植體周圍骨應力大小之影響（圖 1.1）。結果顯示平台移轉接合有助降低周圍骨質應力值。

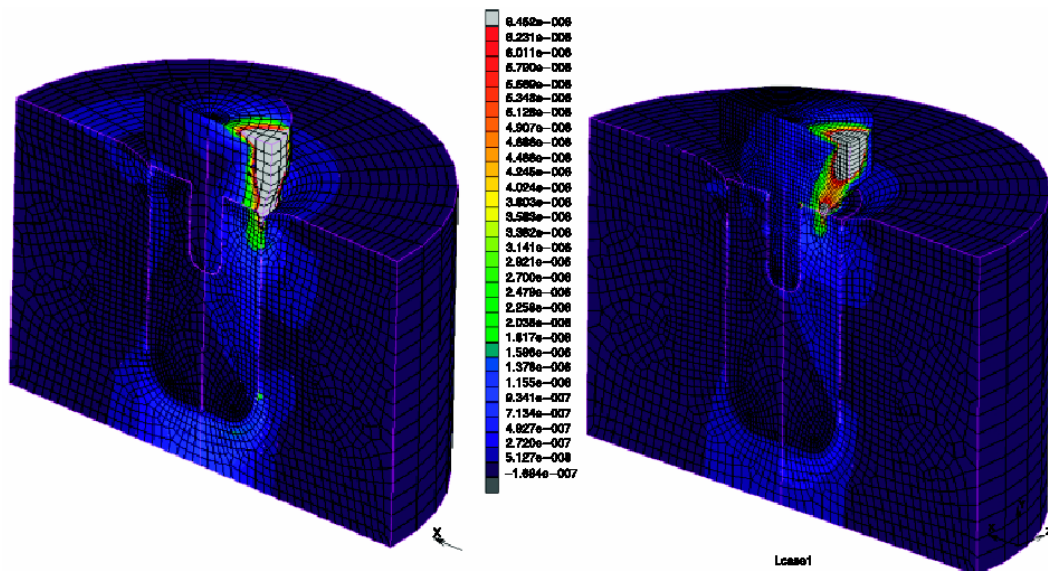


圖 1.1 Maeda et al [12]研究之模型，比較同徑寬接合(左)與平台移轉接合(右)之受力差異。

Schrotenboer et al [27]利用二維有限元素模型，比較直徑 5 mm 的人工牙根，植體頸部含微螺紋與光滑面兩種模型，分別與直徑 5、4.5、與 4 mm 的支台體接合，給予垂直與 15° 斜向力 100N 受力測試。結果顯示，支台體直徑從 5 mm 至 4.5 mm，再到 4 mm，於微螺紋植體周圍骨應力承受方面，垂直咬合受力下，骨質應力分別減少了 6.3%

與 5.4%，斜向咬合受力下，骨質應力則分別減少了 4.2%與 3.3%；於光滑面植體周圍骨應力承受上，垂直咬合受力下，骨質應力分別減少了 5.6%與 4.9%，斜向咬合受力下，骨質應力則分別減少了 3.7%與 2.9%。因此作者認為平台移轉接合後縮小之接合寬度，有助於減低周圍骨之應力承擔。

Bozkaya et al [13]利用三維有限元素模型，建構市面上五種不同廠牌人工植體—Ankylos、Astra、Bicon、ITI 與 Nobel Biocare (圖 1.2) 進行比較。受力設定於骨脊上 9.5 mm，距中心軸偏移 1 mm 處，給予 11.3 度的斜向力，力量大小從 0 至 2000N，觀察植體周圍骨應力承受超出生理上限 (設定張應力與壓應力分別為 100 與 170MPa) 之範圍大小與分布位置。結果顯示 (圖 1.3)，當施加之合力超出 1000N 時，五種植體周圍骨各出現不同程度之超負荷區，而其中張應力區皆

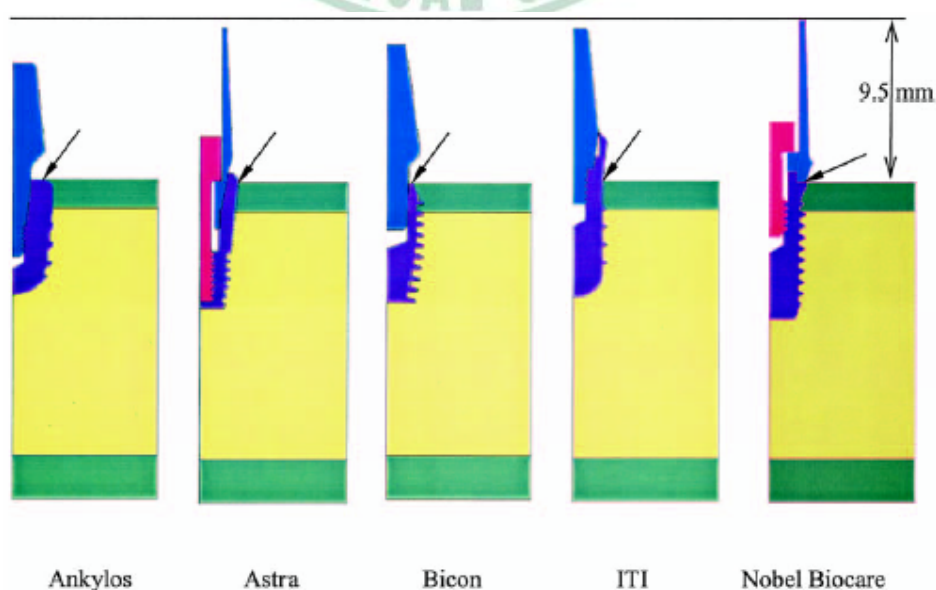


圖 1.2 Bozkaya et al [13]所建構之五種不同人工植體模型。

Ankyllos	Astra	Bicon	ITI	Nobel Biocare
Bone failure area: 0.053 mm ² Tension (%): 100	Bone failure area: 0.010 mm ² Tension (%): 46	Bone failure area: 0.073 mm ² Tension (%): 100	Bone failure area: 0.205 mm ² Tension (%): 38	Bone failure area: 0.072 mm ² Tension (%): 13

圖 1.3 Bozkaya et al [13]之研究，咬合力於 1632N 時，五種人工植體周圍骨應力承受超出生理上限之分布範圍與大小，黑色為壓應力區，暗灰色為張應力區。

出現在皮質骨與海綿骨交界處，主因為垂直分力所致；而壓應力區皆出現在周圍骨脊，導因於側向分力造成此高應力值，但其中 Ankylos 與 Bicon 無出現壓應力之超負荷區。作者認為此兩种植體於肩頸處皆有內縮之特性，可能與其應力之傳遞表現較佳有關，而另外三种植體其肩頸處則呈外展之形態。另外，在咬合力對周圍骨造成超負荷區塊之表現曲線圖（圖 1.4）上，Ankylos 植體系統具有最佳之應力傳遞表現，作者認為 Ankylos 植體系統，其摩斯錐形體設計（morse-taper design）之支台與植體間配合，為顯著之平台移轉接合。

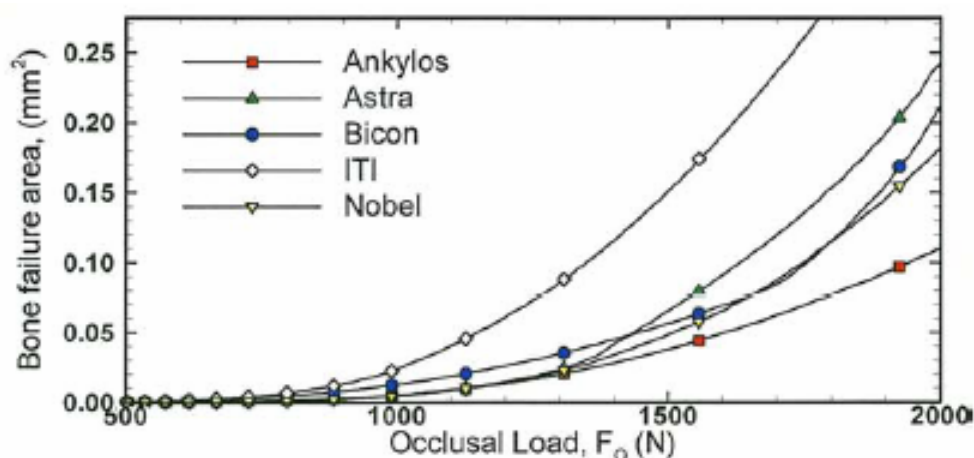


圖 1.4 Bozkaya et al [13]研究中，隨著施加之咬合力提昇，五種不同植體對其周圍骨造成超負荷區域之表現圖，取樣位置為軸心處之切面。

2008 年 Baggi et al [2, 3] 利用三維有限元素分析，比較五種不同直徑與長度之人工植體（圖 1.5）—2 種 ITI 植體、2 種 Nobel Biocare 植體，與 Ankylos 植體。ITI 與其中一種 Nobel Biocare (NobelDirect) 為單件式植體，另一種 Nobel Biocare 為兩件式外六角接合植體，而 Ankylos 為內錐狀平台移轉式接合植體。五種植體分別植入模擬之上、下顎白齒區模型，並依據臨床文獻設計不同之周圍骨脊形態（圖 1.6），給予頰舌側水平 100N 與垂直 250N 之斜向合力，紀錄周圍骨脊之受力情形。結果顯示（圖 1.7），周圍骨之應力受植體形態（直徑與長度）、植入位置（上顎或下顎）、與骨脊形態影響。其中 Ankylos 植體不論在上顎或下顎的受力測試結果，皆有最低的周圍骨應力表現，Baggi et al 認為平台移轉接合設計，搭配周圍骨脊形態與骨脊下植入位置等因素，可提供理想之骨質應力分佈。

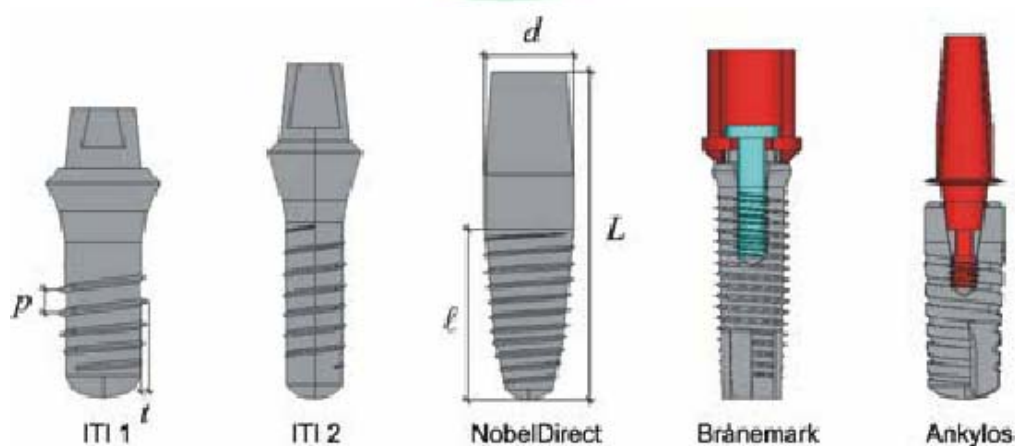


圖 1.5 Baggi et al [1, 2] 於研究中模擬之五種不同人工植體。

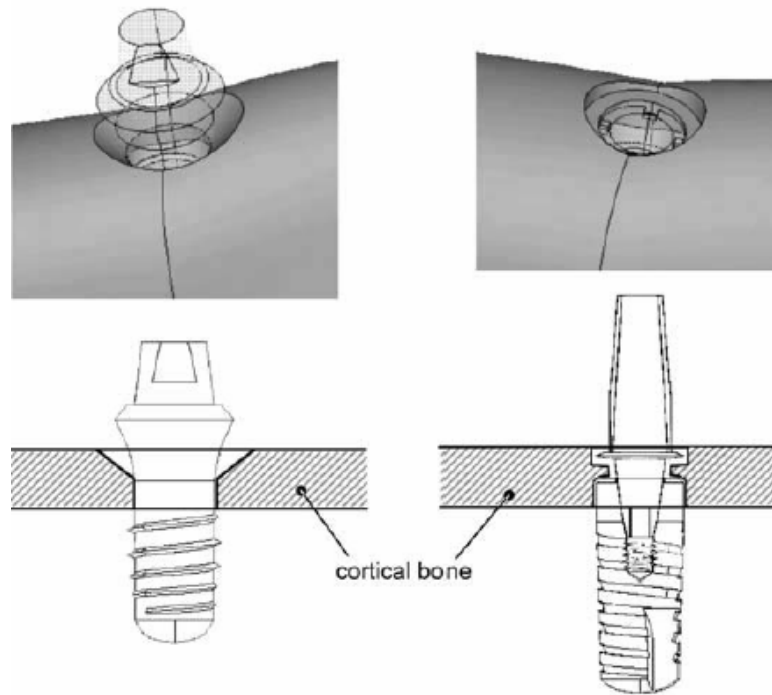


圖 1.6 Baggi et al [1, 2]研究中所設計之不同周圍骨脊形態，圖左形態模擬於 2 種 ITI 與 2 種 Nobel Biocare 植體，圖右形態模擬於 Ankylos 植體。

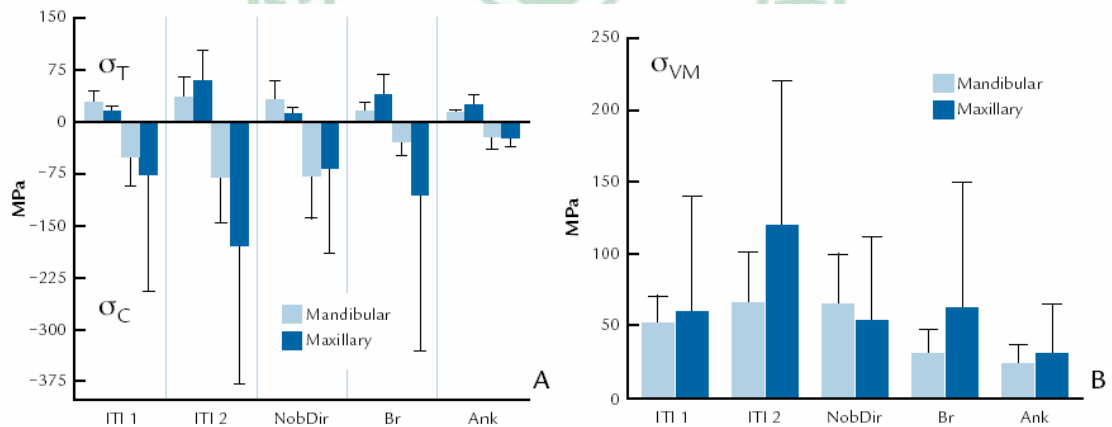


圖 1.7 Baggi et al [1, 2]研究所得之皮質骨受力情形，圖左為 principal stress， σ_T 表張應力， σ_C 表壓應力；圖右為 von Mises stress。柱狀數值表應力平均值（淺藍為下顎，深藍為上顎），線條數值表應力最大值。

綜上所得，平台移轉接合提供內縮之接合寬度，相較於等徑寬之接合方式似有降低周圍骨質受力之優點，然而，降低骨質應力的手工牙根設計，除了平台轉移接合有著墨之外，支台與植體之間的接合方式，文獻報告指出亦有達到降低骨質應力值的效果，2000年 Hansson [3]利用軸對稱之有限元素模型，探討內錐狀支台體接合與平頂式支台體接合的設計參數（圖 1.8），對周圍骨質應力分佈之影響。結果顯示（圖 1.9 與 1.10），內錐狀接合相較於平頂式接合，所得周圍骨之最大應力值較低，此外，發現平頂式接合其應力集中處較靠近周圍骨上緣，內錐狀接合其應力較往根尖處分布。

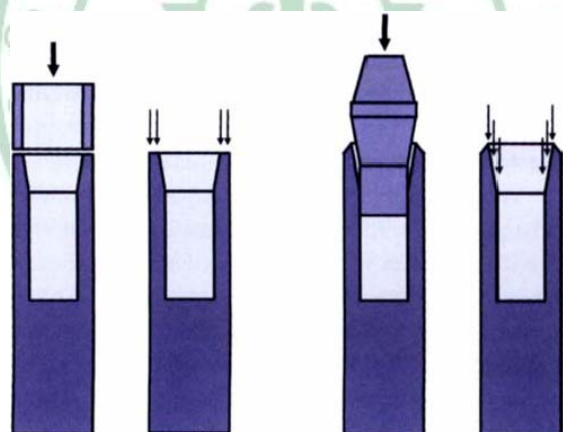


圖 1.8 Hansson [3]之研究模型，圖左為平頂式支台體接合，施力處在植體周圍；圖右為內錐狀支台體接合，施力處在內側錐狀斜面。

Chun et al [6]在 2006 年發表的研究，利用有限元素模擬探討相同植體外型下，三種不同之支台體接合方式（圖 1.11）——分別為單件式植體、內六角接合植體、與外六角接合植體，並給予 100N 之垂直

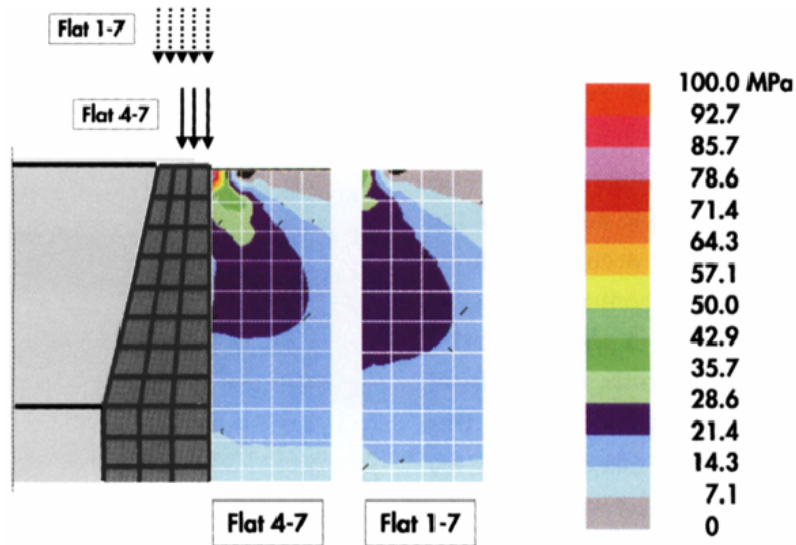


圖 1.9 Hansson [3]平頂式接合模擬兩種不同施力分布(Flat 1-7 與 Flat 4-7)，所得周圍骨應力分布情形。

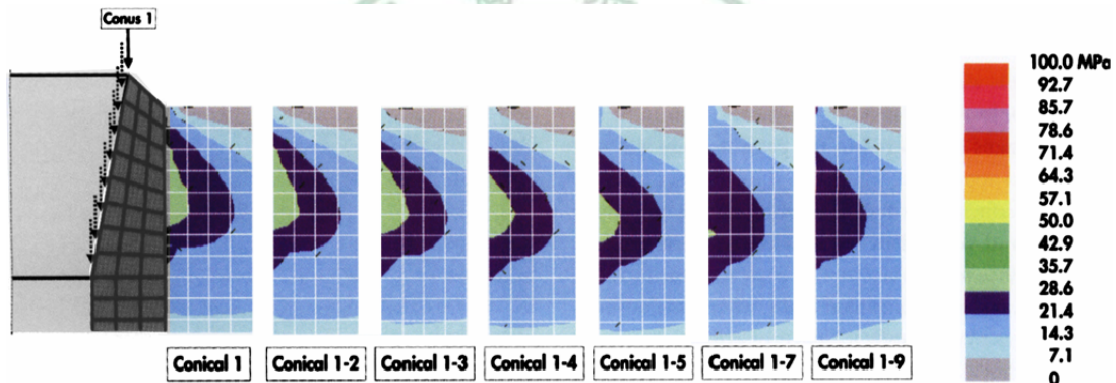


圖 1.10 Hansson [3]內錐狀接合模擬七種不同施力分布 (Conical 1、Conical 1-2、Conical 1-3、Conical 1-4、Conical 1-5、Conical 1-7、Conical 1-9)，從集中施力 (Conical 1) 到分散施力 (Conical 1-9)，所得周圍骨應力分布情形。

力、與 15° 、 30° 、 60° 之斜向力，分析周圍骨之應力分佈狀況。

實驗結果發現，不論在垂直力或各角度之斜向力，內六角接合植體對周圍骨之最大應力值皆為最低，其次為單件式植體，而外六角植體則為最高 (圖 1.12)。作者討論其原因認為，由於內六角支台體與植體接合向內部延伸，接觸面積較大且位置較低，下端之錐狀接合將力量移轉並向下傳遞，有助於減少上緣皮質骨之應力集中。

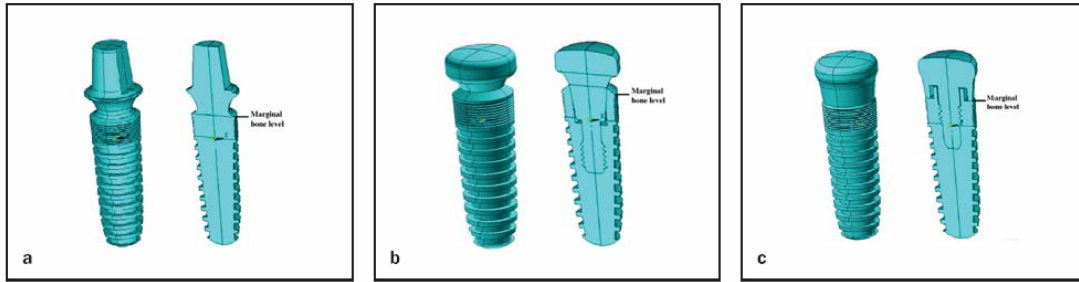


圖 1.11 Chun et al [6]之研究模型，由左至右分別為單件式人工植體、內六角接合植體、與外六角接合植體。

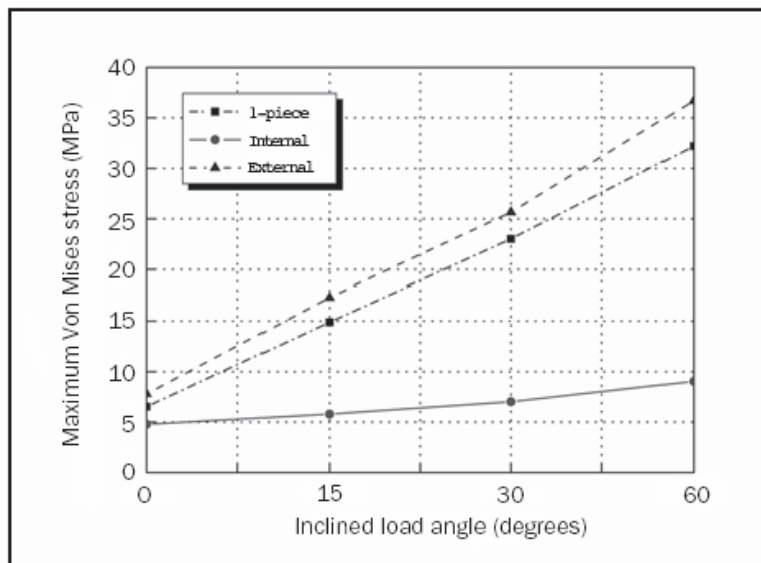


圖 1.12 Chun et al [6]之研究結果，顯示在不同角度的受力下，應力值由大至小分別為外六角接合植體、單件式植體、與內六角接合植體。

Maeda et al [4]於 2006 年發表之研究結果與 Chun et al 之研究相互呼應，該實驗亦同樣比較內六角接合植體與外六角接合植體對周圍骨之受力情形。實驗方式為內六角植體與外六角植體包埋在丙烯酸樹脂 (acrylic resin) 之仿骨模型內，分別給予垂直與水平 30N 受力，並利用應變規 (strain gauge) 分別檢測支台體、植體頸處與末端處人工骨受力情形 (圖 1.13)。實驗結果 (圖 1.14) 發現，在垂直力測試，兩者之骨質應變值相似；然而在水平受力上，二者結果顯著不同，內

六角植體由於傳達較多應力（應變值較大）於植體末端，因而較外六角在植體頸處，受力明顯較小（應變值較小）。

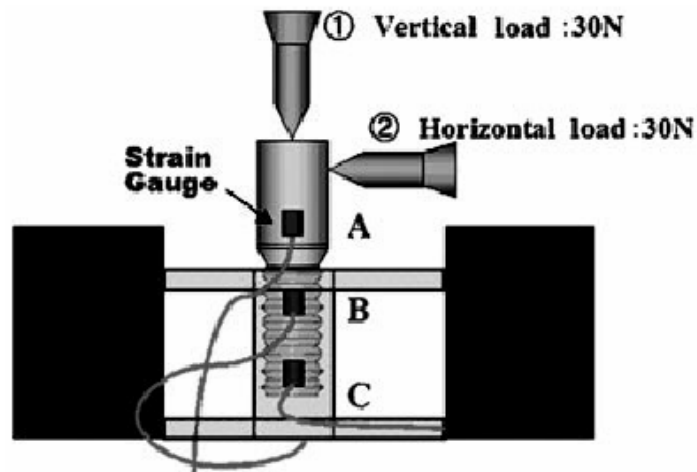


圖 1.13 Maeda et al [4]之實驗裝置，施以垂直與水平 30N 兩種受力測試，檢測支台體表面(A)、仿骨模型表面植體頸部處(B)、與植體末端處(C)之應變值。

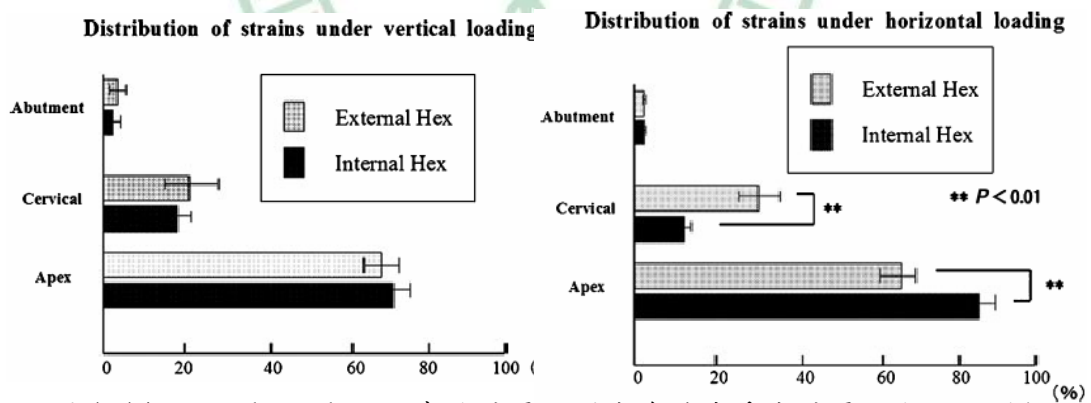


圖 1.14 Maeda et al [4]之實驗結果，圖左為垂直受力結果，顯示兩種接合方式之應變分布相似；圖右為水平受力結果，顯示內六角接合植體於根尖處有較大之應變值，而在頸部應變值較小。

以上三篇文獻可知，人工植體與支台體間，兩者搭配時的接合深度可能為另一項影響骨質受力的因素。

此外，Kong et al [8]利用有限元素分析提到（圖 1.15），當植體頸部外展角度（T）介於 64° ~ 73° ，併尾端圓弧半徑（R）大於 0.8 mm 時，有較理想之力學表現，此外，分析結果更顯示，頸部外展角度對周圍骨應力之影響性，較尾端圓弧半徑大，是否意味當植體與支台體間接合角度不同時，同樣對應力傳遞與周圍骨造成差異？需要進行進一步的探討。

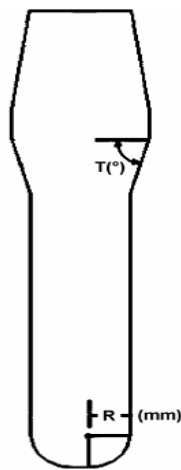


圖 1.15 Kong et al [8][7]¹之實驗模型簡圖，該研究探討之因素：T 為植體頸部外展角度，R 為末端圓弧半徑。

早期的研究報告提到[28, 29]，兩件式人工植體於贖復後，其人工植體周圍骨質約在第一年出現 1.5 至 2 mm 的骨吸收量，被認為是正常且不可避免的臨床現象，然而 Hermann et al [30, 31]認為植體與支台體接合縫隙是決定周圍骨吸收量的關鍵因素，吸收後之植體周圍骨質將停留在人工牙根與支台接縫以下約 2 mm 處，亦即兩件式植體植入骨質的位置愈深（subcrestal insertion）會造成更嚴重的周圍骨吸收。但是近來的研究指出，平台移轉接合似能有效降低植體周圍骨吸

收量[21, 26]，透過 Canullo & Rasperini [19]臨床研究顯示，經過平均 22 個月的臨床觀察，平均骨吸收量為 0.78 mm，甚至平台移轉接合植體在骨脊下植入時，非但未造成周圍骨吸收[20]，而且在植體頂部平台出現骨生長覆蓋的情形[9, 32]。

此外，Hansson [33]的研究提到，植體與錐狀支台體之接合介面與周圍骨脊等高時，配合適當的植體壁寬度與彈性係數，可將軸向力造成之最大應力集中點移轉至周圍骨較深處，與水平力造成之最大應力集中點分開，因而降低整體之最大應力值，達到減輕周圍骨脊應力值的效果，然而，當錐狀支台體接合介面高於周圍骨脊（約 2 mm）時，此骨應力降低的特性會消失，卻反而會增加周圍骨應力值，透過 Hansson 的研究，表示人工植體與支台之接合處，與周圍骨質之相對位置，可能為影響周圍骨質應力傳遞之因素之一，有必要進行進一步的探討。此外，Baggi et al [2, 3]於研究中亦提到，植體周圍骨的幾何形態與高度為另一個影響骨質應力的因素之一。

1-3 研究目的

不同的人工植體系統各有其不同之植體與支台體接合方式，當上方咬合力透過假牙傳達到支台體，植體與支台體之不同接合方式將導致不同力量傳導模式，對周圍骨受力之影響亦不相同。回顧以上文獻所得，平台移轉接合顯示有較佳之生物力學特性，推其原因可能來自於支台體內縮之接合寬度，然而其他人工植體與支台之接合方式，例如：接合深度、接合角度，接合位置與骨脊之相對位置，是否對骨質應力造成影響，截至目前為主，仍未有相關的研究資料可供參考。本研究透過電腦輔助繪圖(Computer aided design, CAD)與三維有限元素分析(Finite element analysis, FEA)的方式，建構以內錐狀平台移轉接合之人工植體與支台體基礎模型，探討接合寬度、接合深度、接合角度、與不同之骨脊下植入位置，對周圍骨受力(von-Mises stress)之影響，以瞭解各因素之影響性與其間之相關性。

第二章 材料與方法

2-1 研究流程

本研究流程分為兩部分，研究流程圖如圖 2.1 所示。

第一部分，探討錐狀支台體尺寸差異（植體與支台體之間的接合寬度、接合深度與接合角度），對周圍骨質之應力（von-Mises stress）分布影響。本研究以電腦輔助設計（Computer aided design, CAD）軟體繪製各種不同尺寸之人工牙根與錐狀支台體模型，其尺寸之設計參數包含三種：接合寬度、接合深度、與接合角度，並繪製統一規格之下顎骨塊，含皮質骨與海綿骨，建構好以上模型後，將模型（人工牙根、錐狀支台體、皮質骨、海綿骨）進行布林運算，以組合模型。最後，將組合模型匯入有限元素分析（Finite element analysis, FEA）軟體中，給定垂直力與 45° 斜向力為模擬之咬合力，分析人工牙根周圍骨應力（von-Mises stress）分布之差異。

第二部分為探討人工牙根於不同之骨脊下植入位置，對周圍骨之應力（von-Mises stress）分布影響。首先，電腦輔助設計軟體繪製不同厚度之皮質骨與以之對應之海綿骨，維持組合後之下顎骨塊總厚度不變，並將皮質骨切開成上部—上緣受力層，與下部—外緣包覆層，

並繪製相同幾何外型之人工牙根與錐狀支台體，以上五組件（人工牙根、錐狀支台體、皮質骨上部、皮質骨下部、海綿骨）進行布林運算後，得到三維之模型。將模型匯入有限元素分析軟體中，給定 45° 斜向力為模擬咬合力，分析人工牙根周圍骨應力（von-Mises stress）分布之差異。第二部分之實驗，除了電腦模擬之外，亦透過體外實驗進行測試，作為電腦模擬結果之驗證。



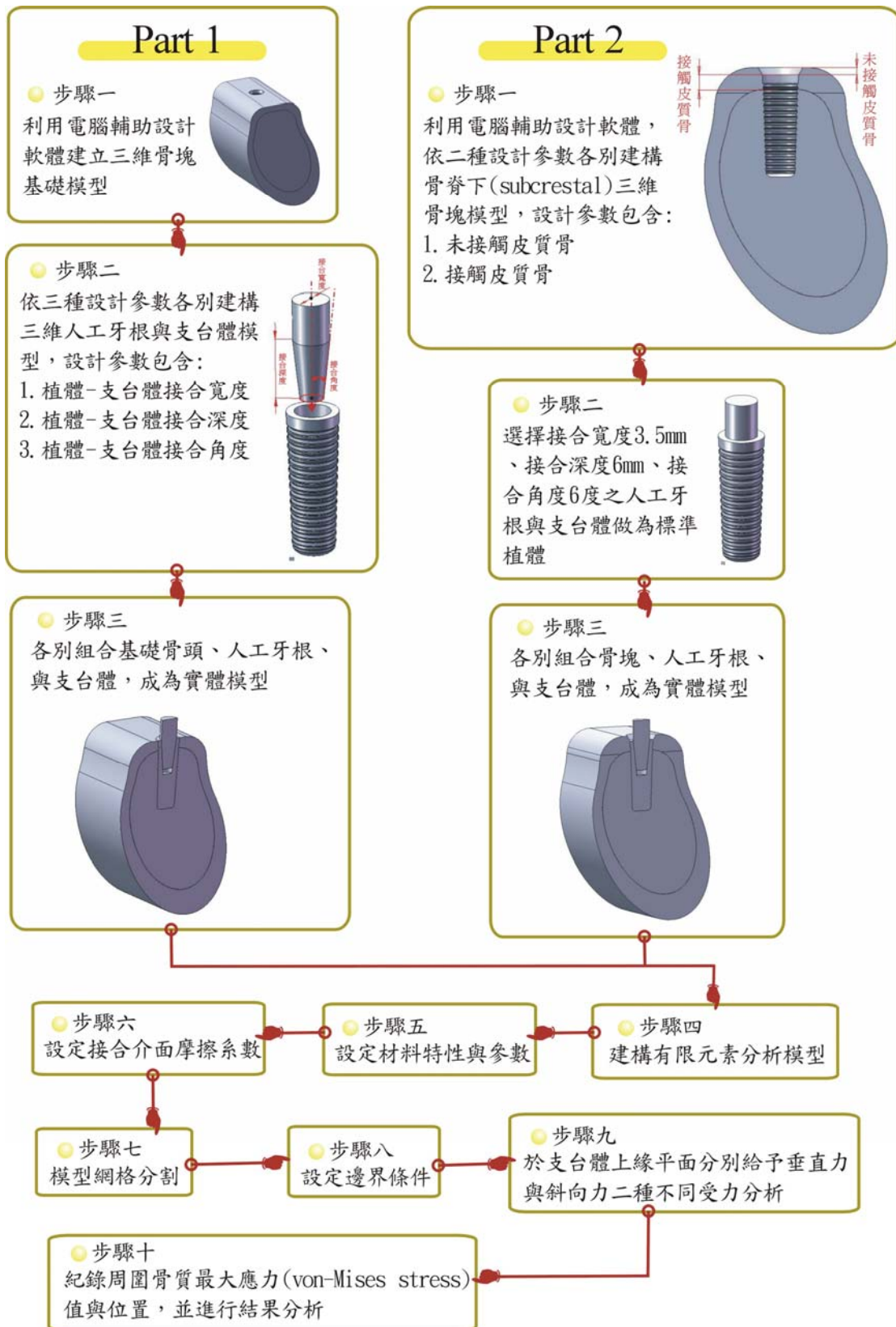


圖 2.1 本研究流程圖。

2-2 三維模型建立流程

2-2.1 實驗一：人工牙根與不同錐狀支台體之接合尺寸

本研究藉電腦輔助設計軟體 SolidWorks 2008 (SolidWorks, SolidWorks Corp., Concord, MA, USA) 繪製各模型。所探討之設計參數 (圖 2.2) 包含接合寬度、接合深度與接合角度，接合寬度意指錐狀支台體與人工牙根之接合直徑，分別為 3 mm、3.5 mm 與 4 mm，三種尺寸。接合深度意指錐狀支台體與人工牙根接合部之長度，分別為 4 mm、6 mm 與 8 mm，三種尺寸。接合角度意指錐狀支台體與人工牙根接合處之錐狀收聚角度，分別為 2° 、 4° 、 6° 與 8° ，四種尺寸。接合寬度、深度與角度之各尺寸參數，經排列組合後共建構 36 組不同人工牙根與支台體接合模型 (表 2.1)，最後再與下顎骨塊模型進行布林運算後，加以組合，即完成三維實體模型。以下將各別說明各零件之建構流程。

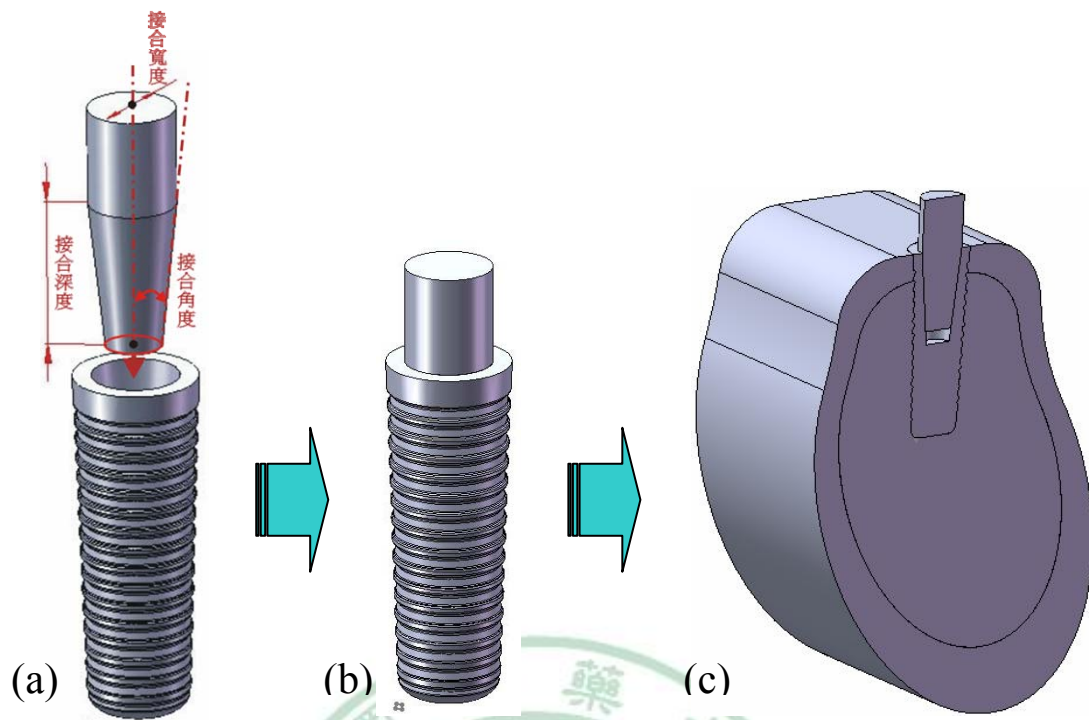


圖 2.2 (a)實驗一模型設計參數，含接合寬度、接合深度、與錐狀接合角度。
 (b)人工牙根(5×14 mm)與錐狀支台體接合後模型圖。
 (c)各零件組合後之實體模型剖面圖。

表 2.1 以下所列為人工牙根與錐狀支台體接合之設計參數，各參數排列組合後共建構 36 組模型。

接合寬度 (mm)	接合深度 (mm)	接合角度 (度)
3	4	2
3.5	6	4
4	8	6
		8

2-2.1.1 錐狀支台體之建構流程

依上基準面為草圖繪製平面，原點為圓心，依欲繪製之接合寬度尺寸（3 mm、3.5 mm、或 4 mm）為直徑畫圓（圖 2.3 a），得圓形草圖。編輯圓形草圖特徵/伸長填料，在方向 1（上方）設定給定深度 4 mm（圖 2.3 b）；在方向 2（下方）設定給定深度為接合深度尺寸（4 mm、6 mm、或 8 mm，圖 2.3 c），同時設定拔模角度為錐狀接合角度（ 2° 、 4° 、 6° 、或 8° ，圖 2.3 d），所得共 36 支不同接合參數之錐狀支台體模型，其中接合寬度、深度、或角度至少其一相異。

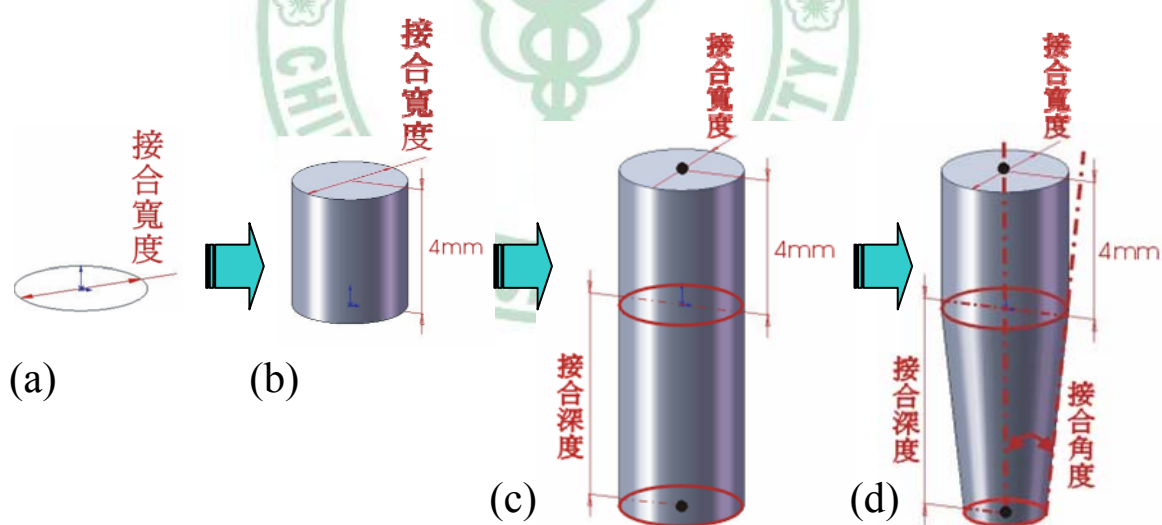


圖 2.3 錐狀支台體之建構流程圖。

2-2.1.2 人工牙根之建構流程

步驟一：依上基準面為草圖繪製平面，原點為圓心畫一直徑為 5 mm 的圓，得草圖 1 (圖 2.4 a)。編輯草圖 1 伸長填料特徵，在方向 1 (下方) 設定給定深度 14 mm，並設定拔模角度 2° 。點選圓角特徵，設定下緣邊線半徑為 0.8 mm (圖 2.4 b)。

步驟二：依前基準面為草圖繪製平面，沿人工牙根模型右緣畫一條相切之直線，得草圖 2，做為後續繪圖之參考線 (圖 2.4 c)。

步驟三：插入一面基準面，設定距離上基準面下方 1.2 mm，得平面 1 (圖 2.4 c)。以平面 1 為草圖繪製平面，以平面 1 原點處為圓心畫圓，半徑與人工牙根模型外緣相切，得草圖 3 (圖 2.4 d)。

步驟四：依前基準面為草圖繪製平面，平面 1 與右緣切線 (草圖 2) 交點處為草圖繪製起點，畫一個多邊形 (圖 2.4 e) 與人工牙根模型相交集，交集處外側高度 0.55 mm，內側高度 0.4 mm，上端間隙 0.05 mm，下端間隙 0.1 mm，上緣交集深度 0.2 mm，下緣交集深度 0.1 mm，得草圖 4。

步驟五：插入特徵/掃出/除料，設定草圖 4 為掃出輪廓，草圖 3 為掃出路徑，繪出軸對稱螺紋 (圖 2.4 f)；並插入特徵/圓角，設定螺紋各平面圓角半徑為 0.1 mm (圖 2.4 g)。

步驟六：插入另一面基準面，設定距離平面 1 下方 0.8 mm，得平面 2。以平面 2 為草圖繪製平面，以平面 2 原點處為圓心畫圓，半徑與人工牙根模型外緣相切，得草圖 5；並複製草圖 4 得草圖 6（圖 2.4 h）。

步驟七：重複步驟五，繪出人工牙根螺紋（圖 2.4 i）。

步驟八：重複步驟六和步驟七，持續將所有人工牙根螺紋全部繪出（圖 2.4 j）。

步驟九：插入零件，選擇先前所繪之支台體模型一支匯入；插入特徵/結合，設定操作類型為減除，選取主要本體為人工牙根，減除之本體為支台體（圖 2.4 k），繪出人工牙根中央之接合孔（圖 2.4 l）。

步驟十：以接合孔底部平面為繪圖平面，中心點為圓心畫一面與接合孔底部平面相同之圓形草圖；插入特徵/除料/伸長，設定給定深度為 1 mm，拔模角度設定與所匯入支台體錐狀角度相同（圖 2.4 m），所得為加深之接合孔，如此完成一支可與特定錐狀支台體相接合之人工牙根模型（圖 2.4 n）。

步驟十一：重複步驟九和步驟十，持續插入不同支台體模型，做為減除零件，共完成 36 支不同接合參數之軸對稱人工牙根模型。

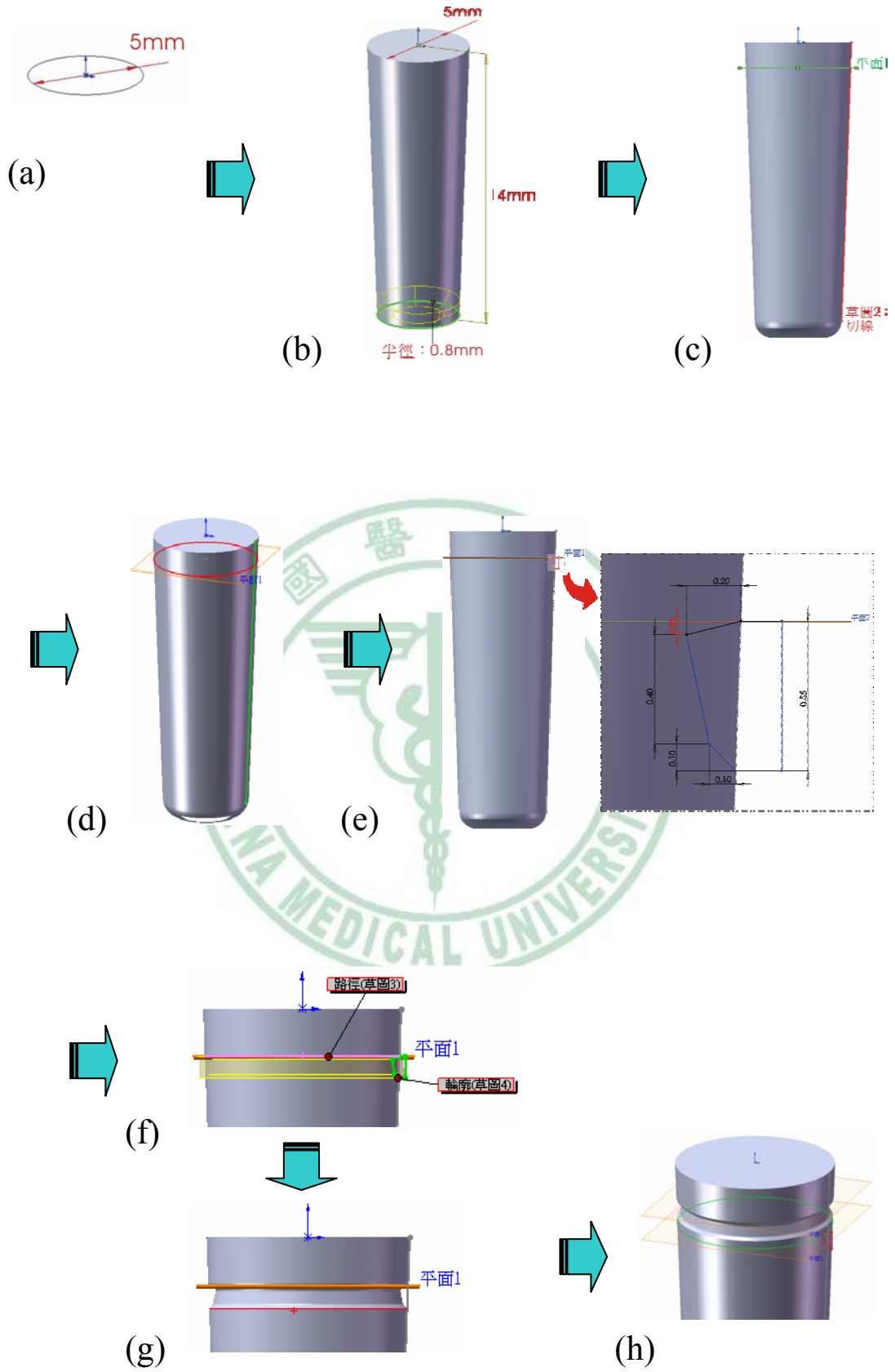


圖 2.4 人工牙根之建構流程圖 (接下頁)。

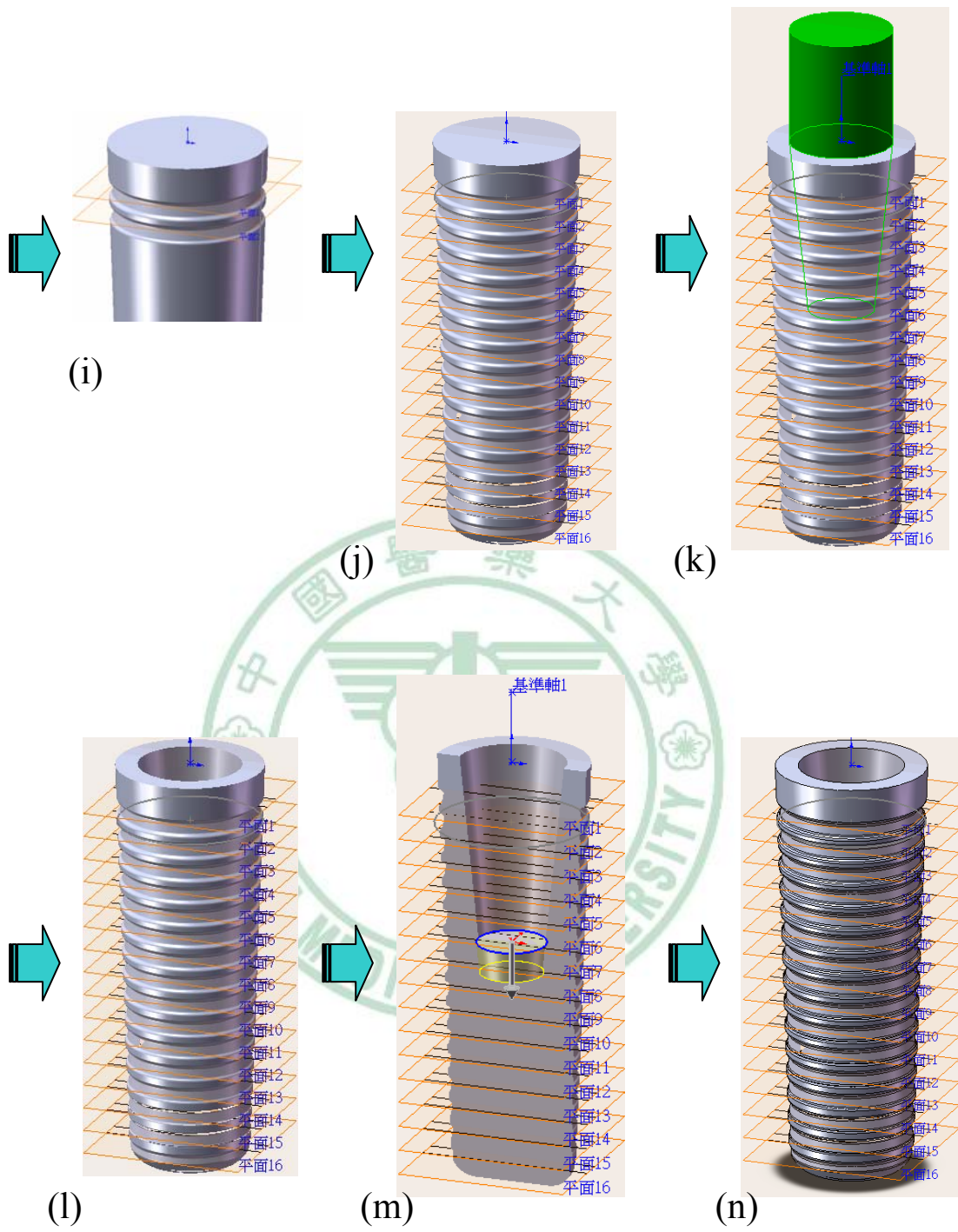


圖 2.4 (接上頁)人工牙根之建構流程圖。

2-2.1.3 下顎骨塊：海綿骨之建構流程

步驟一：依右基準面為草圖繪製平面，繪製草圖（圖 2.5 a），草圖上部近似長方形，上緣離通過原點之水平線 2 mm，寬度 14.4 mm；下部近似斜橢圓形，厚度 18 mm；草圖整體高度約 28 mm。

步驟二：編輯特徵/填料伸長，設定方向 1 與方向 2 皆為給定深度 15 mm（圖 2.5 b）。

步驟三：插入特徵/圓角，設定模型上部近似長方體處頰舌側邊緣為圓角半徑 5 mm（圖 2.5 c）。

步驟四：插入特徵/圓角，設定模型長方體與橢圓交接邊線處為圓角半徑 20 mm（圖 2.5 d）。

步驟五：插入零件，選擇先前所繪之人工牙根模型一支匯入，做為減除零件；插入特徵/結合，設定操作類型為減除，選取主要本體為海綿骨，減除之本體為人工牙根（圖 2.5 e），繪出海綿骨中央之人工牙根植入孔，完成海綿骨模型繪製（圖 2.5 f）。

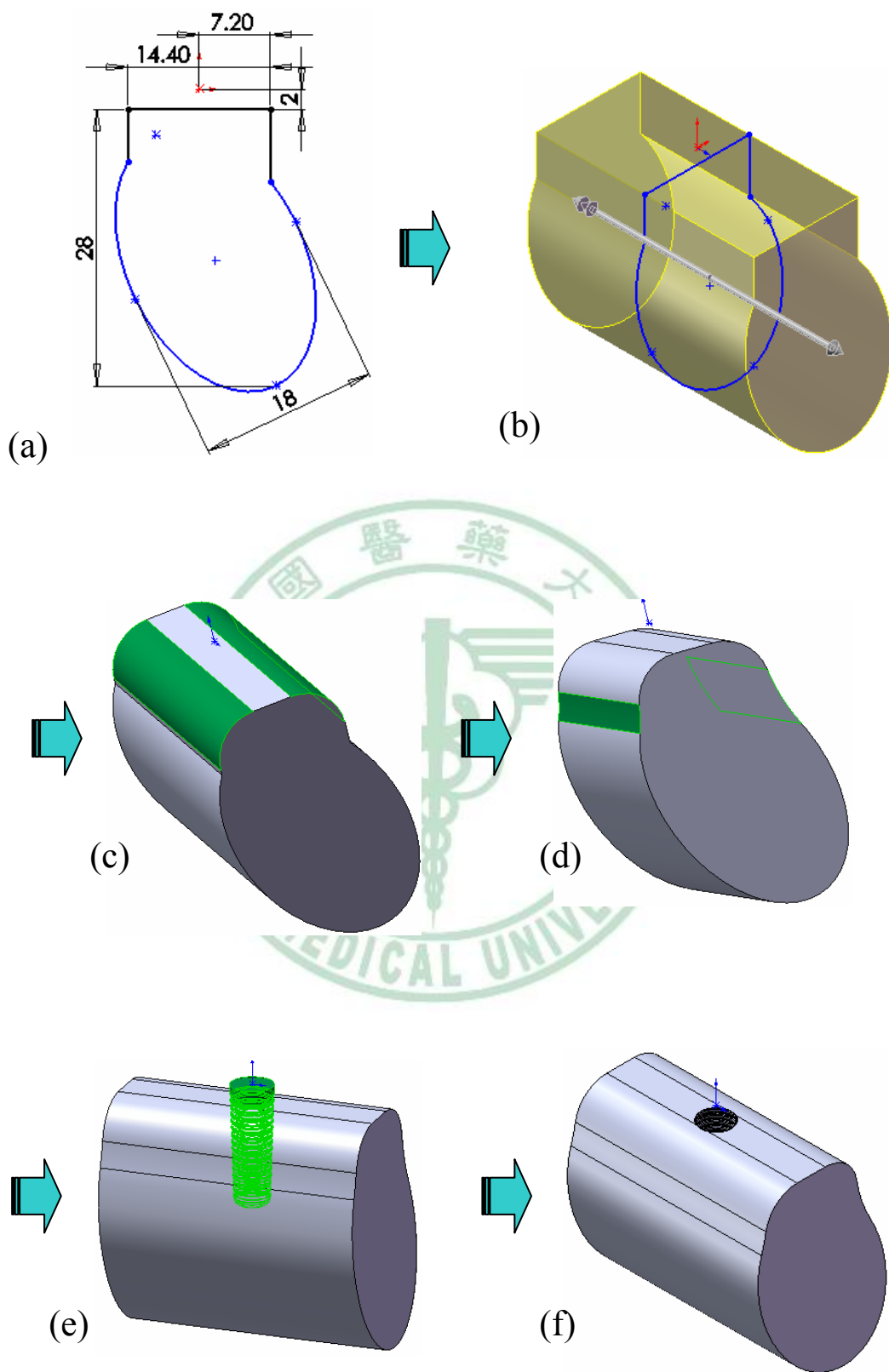


圖 2.5 實驗一：海綿骨之建構流程圖。

2-2.1.4 下顎骨塊：皮質骨之建構流程

步驟一：依右基準面為草圖繪製平面，繪製草圖（圖 2.6 a），與建構海綿骨之草圖相似。草圖上部近似長方形，上緣與通過原點之水平線齊平，寬度 18 mm；下部近似斜橢圓形，厚度 22.5 mm；草圖整體高度約 35 mm。

步驟二：編輯特徵/填料伸長，設定方向 1 與方向 2 皆為給定深度 15 mm（圖 2.6 b）。

步驟三：插入特徵/圓角，設定模型上部近似長方體處頰舌側邊緣為圓角半徑 5 mm（圖 2.6 c）。

步驟四：插入特徵/圓角，設定模型舌側長方體與橢圓交接邊緣處為圓角半徑 30 mm（圖 2.6 d）。

步驟五：插入特徵/圓角，設定模型頰側長方體與橢圓交接邊緣處為圓角半徑 20 mm（圖 2.6 e）。

步驟六：插入零件，選擇先前所繪之海綿骨模型，做為減除零件；插入特徵/結合，設定操作類型為減除，選取主要本體為皮質骨，減除之本體為海綿骨，減除後所得為上緣厚度 2 mm 之皮質骨層（圖 2.6 f）。

步驟七：插入零件，選擇先前所繪之人工牙根模型一支匯入，做為減除零件；插入特徵/結合，設定操作類型為減除，選取主要本體

為皮質骨，減除之本體為人工牙根，繪出皮質骨中央之人工牙根植入孔，完成皮質骨模型繪製（圖 2.6 g）。

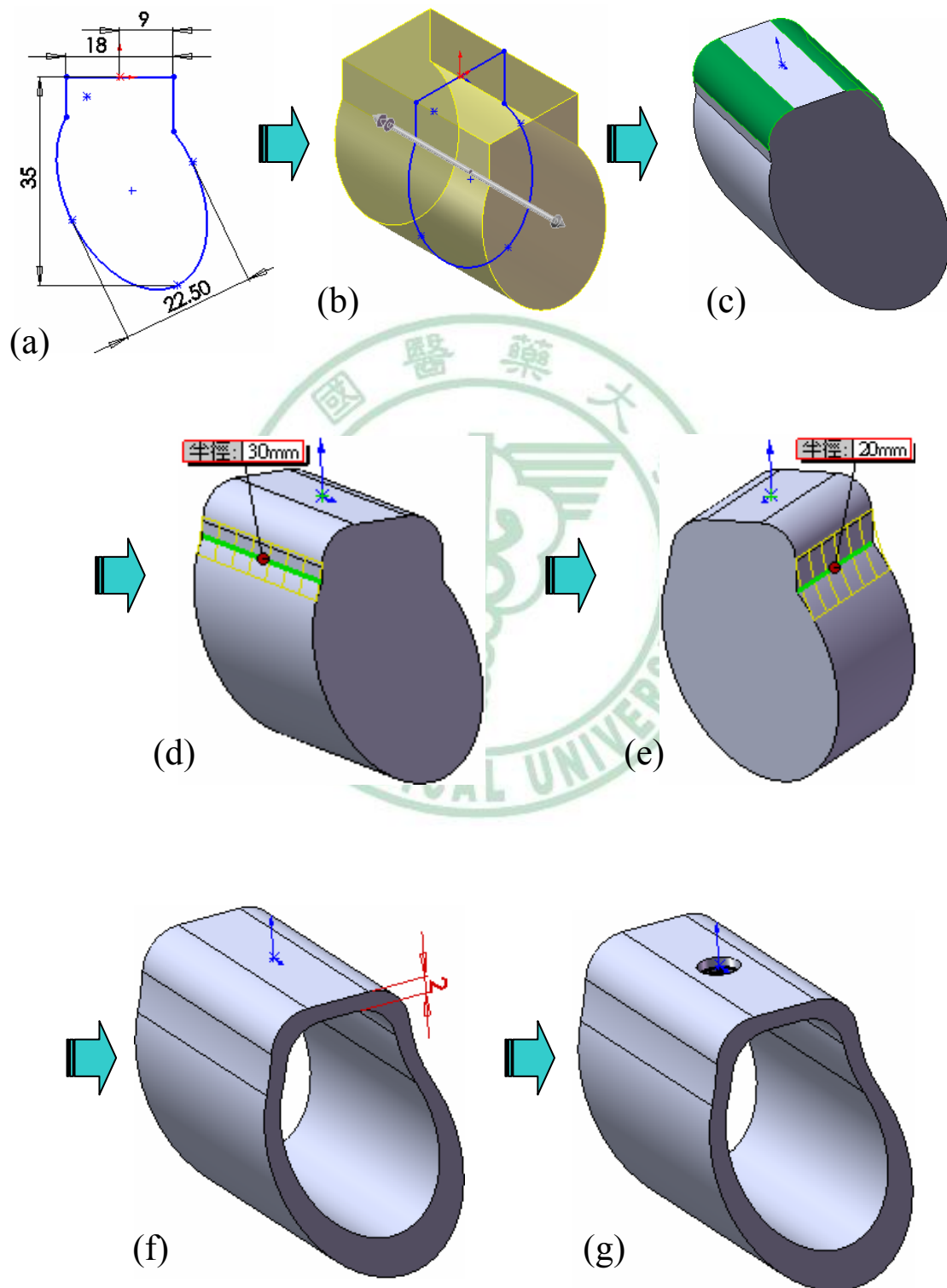


圖 2.6 實驗一：皮質骨之建構流程圖。

2-2.2 實驗二：人工牙根於不同之骨脊下植入位置

藉電腦輔助設計軟體 SolidWorks 2008 (SolidWorks, SolidWorks Corp., Concord, MA, USA) 繪製各模型。所探討之參數 (圖 2.7 a) 可分為未接觸皮質骨區域與接觸皮質骨區域，未接觸皮質骨區域為人工牙根低於周圍骨脊下植入 (subcreatal insertion) 時，此皮質骨上緣與人工牙根上緣保持一個未接觸的區域；接觸皮質骨區域意指人工牙根植入後，人工牙根與皮質骨相接觸骨整合 (osteointegration) 區域。未接觸皮質骨區域之參數的部份，本研究以 0.2 mm 為間隔，區分出 0 mm (意指與周圍骨脊同高)、0.2 mm、0.4 mm、0.6 mm、0.8 mm、1 mm、1.2 mm、1.4 mm 與 1.6 mm，共區分為 9 組未接觸區域的高度。接觸皮質骨區域之參數的部份，本研究以以 0.5 mm 為間隔，分別為 0.5 mm、1 mm、1.5 mm、2 mm、2.5 mm、3 mm、3.5 mm 與 4 mm，共區分出八組之骨整合的高度。二種參數經排列組合後共建構 72 組不同皮質骨厚度與人工牙根植入位置模型 (表 2.2)。人工牙根與支台體的選擇方面，則以接合寬度 3.5 mm、接合深度 6 mm、接合角度 6° 之人工牙根與支台體做為標準植體，並與海綿骨與皮質骨組合而成實體模型 (圖 2.7 b)。以下將各別說明各零件之建構流程。

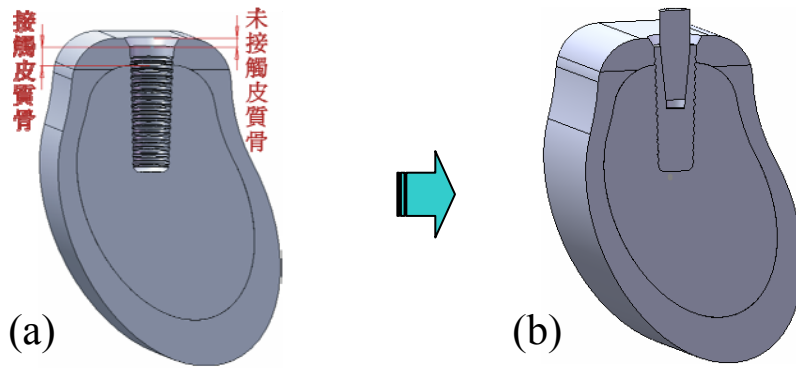


圖 2.7 (a) 實驗二探討之皮質骨模型參數，含接觸皮質骨與未接觸皮質骨。
(b) 與標準人工牙根與支台體組合後之實體模型剖面圖。

表 2.2 以下所示為欲探討之皮質骨模型參數，二參數之厚度尺寸排列組合後共建構 72 組模型。

	未接觸皮質骨 (單位間隔：0.2 mm)	接觸皮質骨 (單位間隔：0.5 mm)
厚度	0~1.6 mm (共 9 組)	0.5~4 mm (共 8 組)

2-2.2.1 錐狀支台體之建構流程

建構流程同 2-2.1.1 所述，但選擇接合寬度 3.5 mm、接合深度 6 mm、與接合角度 6° 做為模型之尺寸建構標準。

2-2.2.2 人工牙根之建構流程

建構流程同 2-2.1.2 所述，但選擇接合寬度 3.5 mm、接合深度 6 mm、與接合角度 6° 做為模型之尺寸建構標準。

2-2.2.3 下顎骨塊：海綿骨之建構流程

依右基準面為草圖繪製平面，繪製草圖如圖 2.8 所示，所繪草圖與圖 2.5(a)相似，但不同處在草圖上緣離通過原點之水平線距離，依接觸皮質骨之厚度設定之，分別為 0.5 mm、1 mm、1.5 mm、2 mm、2.5 mm、3 mm、3.5 mm、4 mm，共繪製八面草圖檔案。後續建構流程與 2-2.1.3 所述步驟二至步驟五相同，所得為八件不同垂直高度之海綿骨模型，待與其相配合之皮質骨模型做組合。

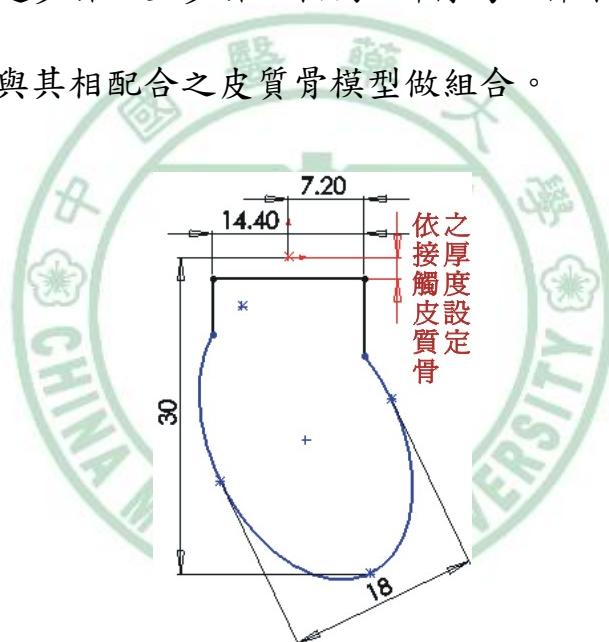


圖 2.8 實驗二：海綿骨草圖。

2-2.2.4 下顎骨塊：皮質骨之建構流程

步驟一：先製作下顎骨塊中央人工牙根植入孔之減除零件備用。繪製一支無中央接合孔的人工牙根模型，如圖 2.4 (j) 所示（建構流程參閱 2-2.1.2）。以人工牙根模型上端平面為草圖繪製平面，軸心處為圓心畫一個與該平面相同半徑的圓形草圖（圖 2.9 a），編輯特徵/伸長填料，設定給定深度 2 mm，拔模面外張角度為 30° （圖 2.9 b），所得模型（圖 2.9 c）存檔。

步驟二：製作八個長方體做為減除及共同零件。以上基準面為草圖繪製平面，原點為中心畫一面邊長 40 mm 之正方形，編輯特徵/伸長填料，給定深度向上 3 mm，向下深度設定為接觸皮質骨厚度加 0.5 mm，分別為 1 mm、1.5 mm、2 mm、2.5 mm、3 mm、3.5 mm、4 mm、4.5 mm，所得八個長方體存檔（圖 2.10）。

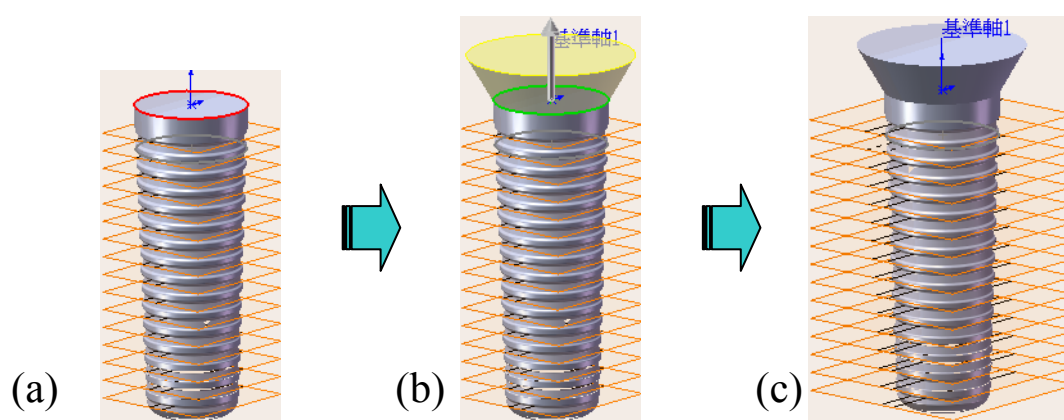


圖 2.9 實驗二：骨塊中央植入孔之減除零件。

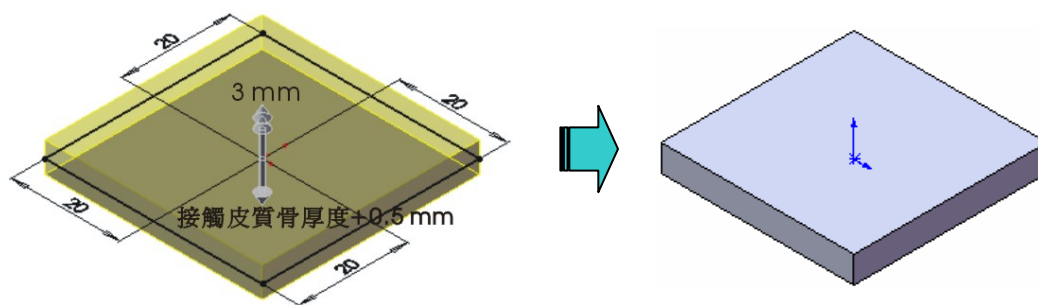


圖 2.10 做為減除及共同零件之長方體。

步驟三：依右基準面為草圖繪製平面，繪製草圖（圖 2.11 a），所繪草圖與圖 2.6（a）相似，但不同處在草圖上緣在原點上方，且與通過原點之水平線距離依未接觸皮質骨之厚度設定之，分別為 0 mm（與之齊平）、0.2 mm、0.4 mm、0.6 mm、0.8 mm、1 mm、1.2 mm、1.4 mm、1.6 mm，共繪製九面草圖檔案。

後續建構流程參閱 2-2.1.4 所述步驟二至步驟五，所得為九件不同垂直高度之皮質骨未完成模型。接續建構流程以未接觸皮質骨 1 mm（圖 2.11 b）為模型建構範例，說明之。

步驟四：插入零件，匯入步驟一所繪之模型做為減除零件；插入特徵/結合，設定操作類型為減除，選取主要本體為皮質骨，減除之本體為匯入之模型，所得為皮質骨中央人工牙根植入孔，上端帶有厚度 1 mm 未接觸皮質骨之開口，外擴角度 30° （圖 2.11 c）。

步驟五：插入零件，匯入 2-2.2.3 所繪之八件海綿骨模型其中一件，做為減除零件；插入特徵/結合，設定操作類型為減除，選取主

要本體為皮質骨，減除之本體為海綿骨，所得為欲繪製之接觸皮質骨厚度其一之模型（圖 2.11 d）。

步驟六：重複步驟五所述，接續匯入其它七件海綿骨模型做為減除零件。含步驟五所得共八件不同接觸皮質骨厚度之模型，其未接觸皮質骨厚度皆為 1 mm，接觸皮質骨厚度則分別為設定之 0.5 mm、1 mm、1.5 mm、2 mm、2.5 mm、3 mm、3.5 mm、4 mm。

步驟七：重複步驟四、五、六，完成步驟三其它未完成之皮質骨模型，含步驟六所得共 72 件，其未接觸皮質骨厚度分別為 0 mm、0.2 mm、0.4 mm、0.6 mm、0.8 mm、1 mm、1.2 mm、1.4 mm、1.6 mm，共九組，每組厚度又分八種不同接觸皮質骨厚度，分別為 0.5 mm、1 mm、1.5 mm、2 mm、2.5 mm、3 mm、3.5 mm、4 mm。接續建構流程說明將以未接觸皮質骨厚度 1 mm，而接觸皮質骨厚度 2 mm 之模型為範例。

步驟八：將皮質骨模型分成上、下兩部分。插入步驟二所繪之長方體（圖 2.11 e），本例選擇給定深度向下 2.5 mm 之長方體（說明：依接觸皮質骨厚度加 0.5 mm 選擇之，本例接觸皮質骨厚度為 2 mm，故選擇向下深度 2.5 mm 之長方體）。插入特徵/結合，設定操作類型為減除，選取主要本體為皮質骨，減除之本體為長方體，所得為皮質骨之下部（圖 2.11 f）。

步驟九：同步驟八插入長方體零件。插入特徵/結合，但設定操作類型為共同，同時選取皮質骨與長方體，所得為皮質骨之上部（圖 2.11 g）。

步驟十：重複步驟八和步驟九，將 72 個皮質骨模型皆分成上、下兩部分，完成全部皮質骨模型之建構。



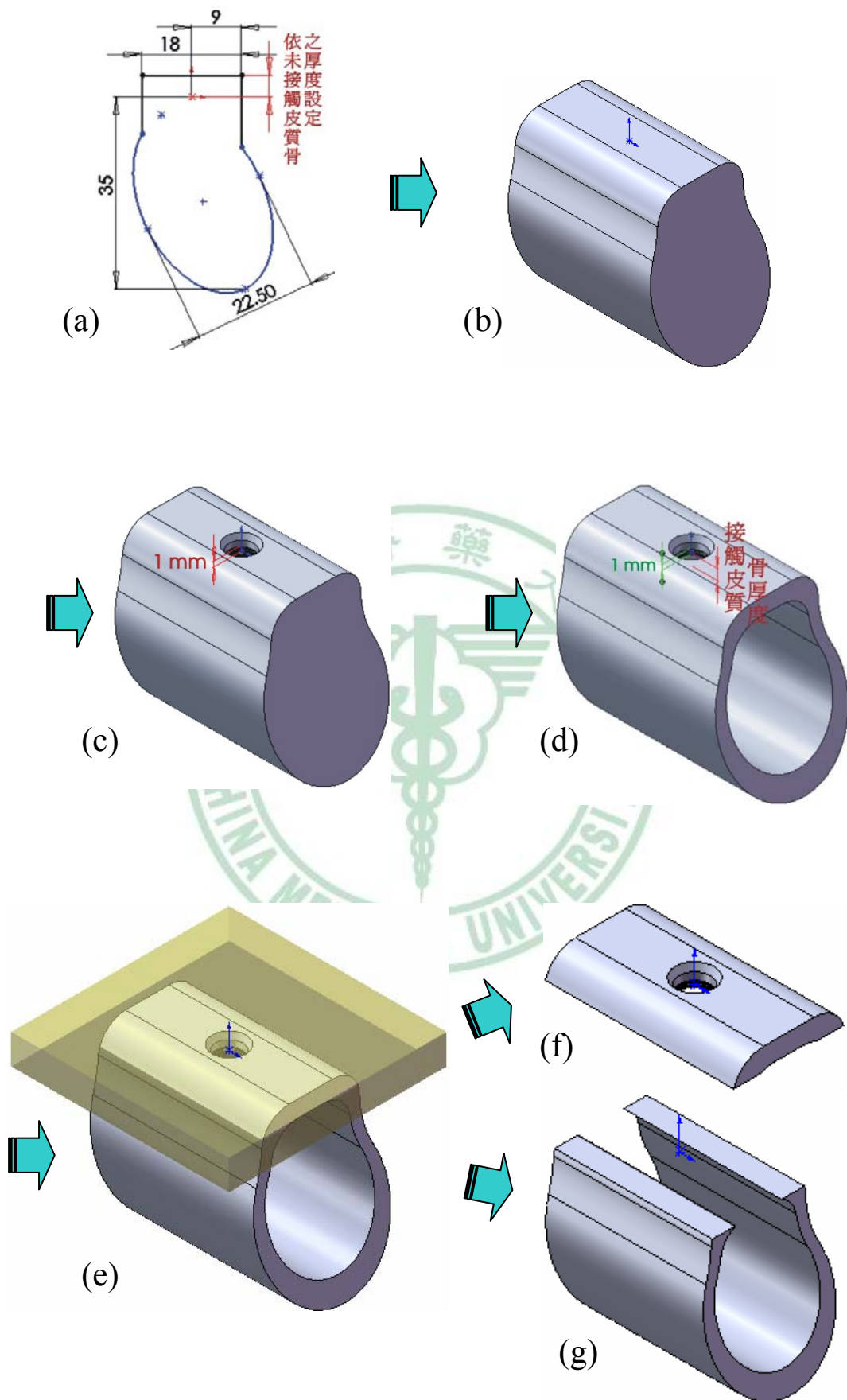


圖 2.11 實驗二：皮質骨之建構流程圖。

2-3 有限元素模型之建構與分析

將組合後之實體模型 SolidWorks 原檔 SLDASM 輸入至有限元素分析軟體 ANSYS Workbench (Swanson Analysis Inc., Huston, PA, USA) 中，進行立體幾何模型的設定。在實驗一的模型中，將皮質骨、海棉骨、與人工牙根設定為新的合成組件；在實驗二的模型中，則是將皮質骨上部及下部、海棉骨、與人工牙根設定為新的合成組件。模型修正後進入模擬分析之模組。

2-3.1 網格之建立與收斂性分析

有限元素模擬受力後之應力值，受網格大小之影響，且模型是否收斂同樣檢視著模型之準確性。本研究利用 10 節點四面體元素 ANSYS solid 187 進行網格分割，並進行收斂性測試，選出最適當之網格大小。本研究選取接合寬度 3.5 mm、接合深度 6 mm、接合角度 6° 為基準之模型，透過縮小元素尺寸 (element size)，增加元素數量 (element number) 的方式，來檢視模型之最大應力值是否達到或趨近收斂，並決定最適切之網格分割大小，使網格後模型能貼近原本之外型，讓電腦分析結果亦能趨於一致。

分斂性分析結果所得(圖 2.12)，折線圖在第六點時已趨於收斂，

此時元素尺寸為 0.5 mm，元素數目為 362216 個，最大應力值為 32.145 MPa，故實驗一的模型，含皮質骨、海綿骨、人工牙根、與支台體，設定網格大小為 0.5 mm（圖 2.13）。但在實驗二的部分，由於未接觸皮質骨厚度以 0.2 mm 為探討單位，為避免 0.5 mm 的網格設定造成此部分的網格大小分割不一致，致應力值數據偏差，故統一將實驗二模型皮質骨上部改以 0.2 mm 的網格大小設定之（圖 2.14）。

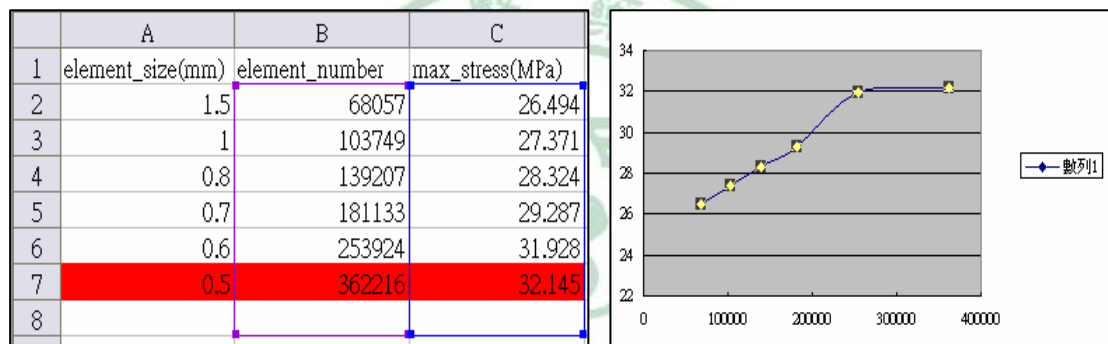


圖 2.12 收斂性分析圖。

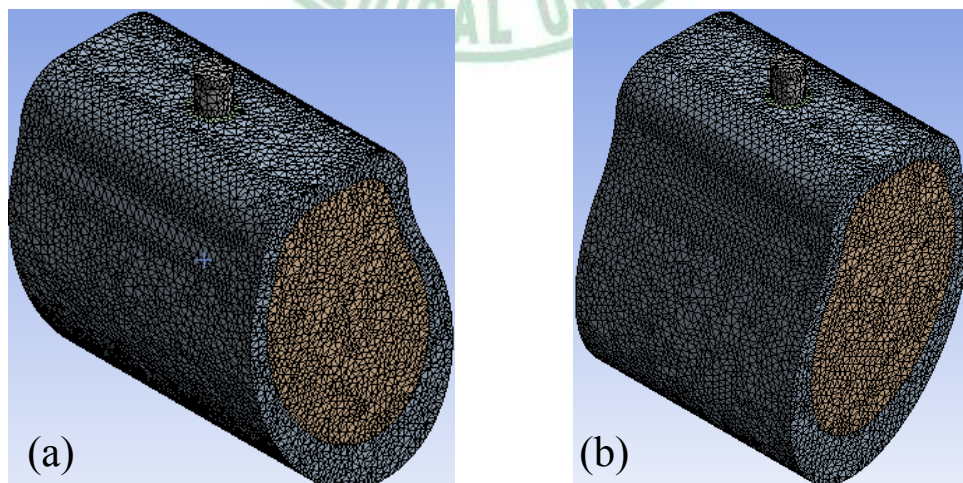


圖 2.13 實驗一：網格化模型圖 (a)舌側觀 (b)頰側觀。

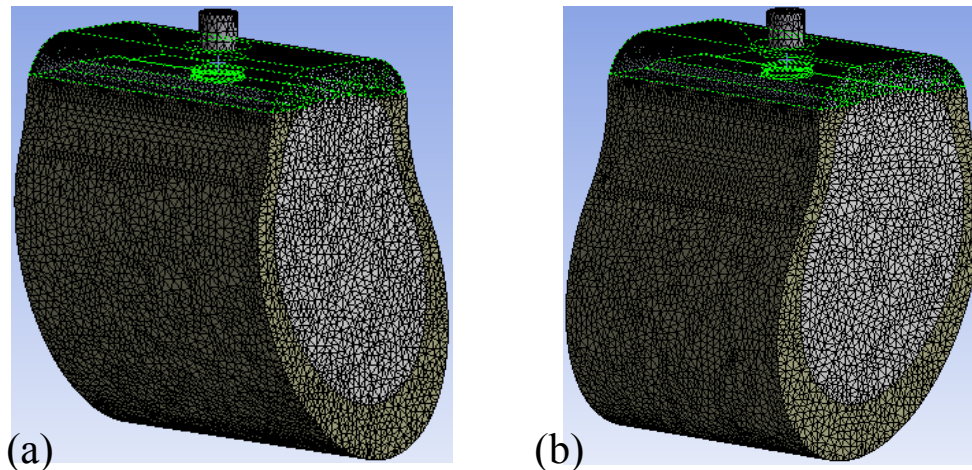


圖 2.14 實驗二：網格化模型圖 (a)舌側觀 (b)頰側觀。

2-3.2 材料性質、邊界條件與負荷

材料性質的給予主要包含皮質骨、海綿骨、人工牙根、與錐狀支台體，共四種。其材料參數如表 2.3 所示[34]，在皮質骨與海綿骨方面，假設材料為彈性且非等向特質 (anisotropic elastic properties)；而人工牙根與錐狀支台體方面，則材料設定為鈦金屬 (titanium)，屬於彈性且等向特質 (isotropic elastic properties)。

邊界條件的設定方面，主要將皮質骨與海綿骨近遠心端平面予以固定，使模型在受力測試時，於空間中 X、Y、Z 軸三個方向位移皆為零。本研究之第一部分與第二部份所分析之模型，其分析之應力分布的區域，主要在人工牙根周圍皮質骨的部分，與所設定的邊界條件相距甚遠，研判並未對欲觀察之結果產生影響。界面條件的設定方面，本研究之第一部分與第二部分所分析之模型，其人工牙根與支台

體之間的界面，以非線性分析之接觸界面（contact interface）進行模擬，其摩擦力係數（frictional coefficient）設定為 0.3；此外，皮質骨、海綿骨與人工牙根之間的界面，設定為固定界面（bonded interface），意即人工牙根與骨質之間為骨整合。

負荷條件方面，實驗一選擇於支台體頂部平面施予垂直力 170N，與頰側 45° 斜向力 170N，兩種不同的受力測試；實驗二同樣選擇於支台體頂部平面，但僅給予頰側 45° 斜向力 170N，一種受力測試。最後將兩實驗模擬所得之人工牙根周圍皮質骨應力分布情形與最大應力值（von Mises stress），予以紀錄並分析。

表 2.3 有限元素模型所用之材料性質參數。

x, y, z 軸向方向分別為近遠端, 上下端與舌頰端方向[34]

Material	Young's modulus E (MPa)		Poisson's ratio ν		Shear modulus G (MPa)	
Cortical bone	E _x	19400	v _{xy}	0.390	G _{xy}	5700
			v _{yz}	0.300		
	E _y	12600	v _{xz}	0.390	G _{yz}	4850
			v _{yx}	0.253		
	E _z	12600	v _{zy}	0.300	G _{xz}	5700
			v _{zx}	0.253		
Trabecular bone	E _x	1148	v _{xy}	0.055	G _{xy}	68
			v _{yz}	0.010		
	E _y	210	v _{xz}	0.322	G _{yz}	68
			v _{yx}	0.010		
	E _z	1148	v _{zy}	0.055	G _{xz}	434
			v _{zx}	0.322		
Titanium	117000		0.30			

2-4 統計分析

本研究將實驗一所模擬之 36 組模型，於承受斜向力與垂直力後所得之數據，針對探討之 3 項變異因數（接合寬度、接合深度、接合角度）進行變異數分析（Analysis of Variance, ANOVA），設定 P 值小於 0.05 ($P \leq .05$) 時具顯著差異，以瞭解各因素對應力傳遞之影響性及重要性。

實驗二同樣針對接觸皮質骨與未接觸皮質骨二項變異因數，排列組合之 72 組模型，於承受斜向力後所得之數據進行變異數分析（ANOVA），設定 P 值小於 0.05 ($P \leq .05$) 時具顯著差異，藉以瞭解兩因素是否對周圍骨之應力具顯著之影響，並將數據分布以最適當的迴歸方程式（regression equation）繪出。

本研究所使用之統計分析軟體為 SAS[®] 9.1（SAS Institute Inc., Cary, NC, USA）。

2-5 體外模型實驗

目的在針對實驗二的部分，利用人造皮質骨與海綿骨設計模型，比較接觸皮質骨 (CB) 厚度 2 mm，未接觸皮質骨 (nCB) 厚度 0 mm (CB2-nCB0) 與 1 mm (CB2-nCB1)；與接觸皮質骨厚度 3 mm，未接觸皮質骨厚度 0 mm (CB3-nCB0) 與 1 mm (CB3-nCB1)，共四組模型 (CB2-nCB0, CB2-nCB1, CB3-nCB0, CB3-nCB1) 進行體外斜向力受力測試，透過黏附在植體肩部 (implant shoulder) 旁的應變規 (strain gauge) 比較其受力情形。



2-5.1 實驗模型製作

實驗模型主要差異在是否含未接觸皮質骨 (nCB) (圖 2.15)，以下將分別敘述其製作流程。

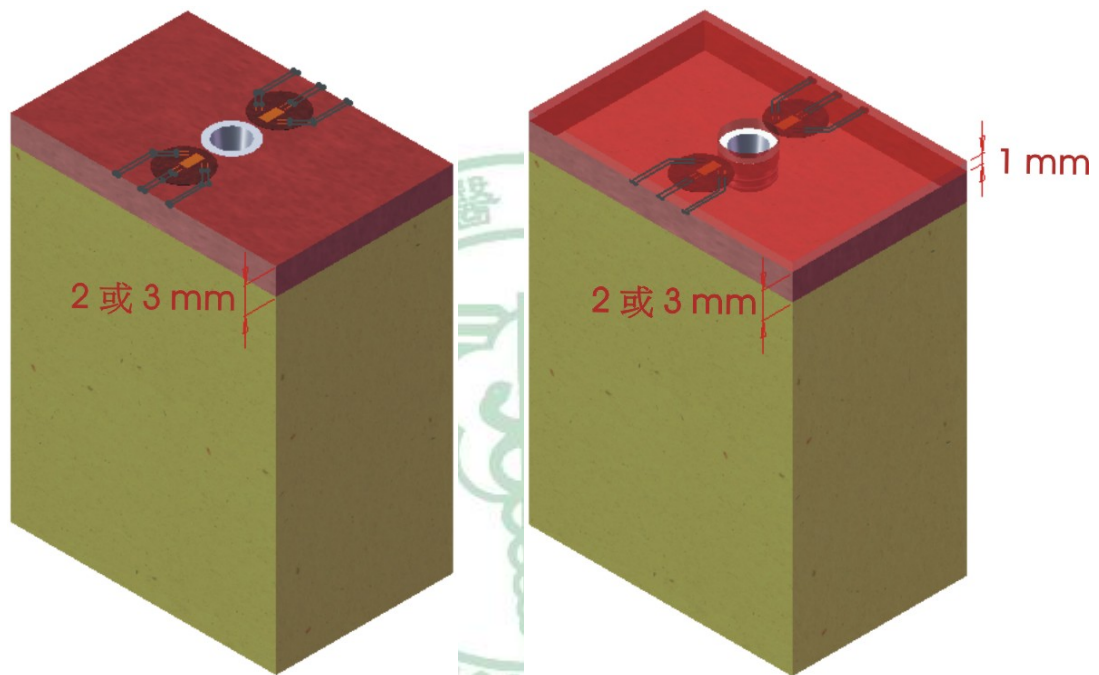


圖 2.15 體外實驗模型。圖左為未接觸皮質骨 0 mm (nCB0)，可見應變規黏附於人造皮質骨外表面、植體旁；圖右為未接觸皮質骨 1 mm (nCB1)，應變規黏附於內側、上下兩層人造皮質骨間。

2-5.1.1 體外模型 (CB2-nCB1 與 CB3-nCB1) 製作流程

步驟一：將厚度 2 mm 與 3 mm 之人造皮質骨 (Sowbones 3401 Block, Pacific Research Laboratories Inc, Vashon, WA, USA) 分別與人造海綿骨 (Sowbones 1522 Block, Pacific Research Laboratories Inc, Vashon, WA, USA) 黏合，並修磨成 20×30×40 mm 之長方體 (圖 2.16 a) 各一個，設定骨塊 20 mm 處屬頰舌側，為受力實驗測試區。

步驟二：將長方體人工骨塊以夾具垂直固定於鑽孔機，人造皮質骨面向上 (圖 2.16 b)。鑽頭直徑 3.2 mm，尖端與人造皮質骨面接觸 (圖 2.16 c)。鑽孔機可透過其上之儀表板顯示並控制垂直鑽孔深度，精確度至 0.01 mm (圖 2.16 d)。

步驟三：於人工骨塊中心處垂直鑽孔約 11.1 mm 深度 (圖 2.16 e)。

步驟四：將 cyanoacrylate cement (CC-33A, Kyowa, Tokyo, Japan) 滴附在靠近孔洞之一側 (圖 2.16 f、g)，並將三軸應變規 (KFG-1-120-D17-11L3M3S, Kyowa, Tokyo, Japan) 黏附在近孔洞 0.2 mm 處 (圖 2.16 h、i、j)。

步驟五：同步驟四，取另一支三軸應變規黏附於孔洞之另一側 (圖 2.16 k)。

步驟六：將 cyanoacrylate adhesive (AA, Chu-Lun, Taipei, Taiwan) 多量且均勻的塗布在人工骨塊上 (圖 2.16 l、m)。

步驟七：取另一片同等長寬、厚度 1 mm (20×30×1 mm) 之人造皮質骨黏附在人工骨塊上 (圖 2.16 n、o)。

步驟八：以上過程在不移動夾具與人工骨塊的情況下，鑽孔機於相同位置垂直鑽破步驟七新黏附之人造皮質骨 (圖 2.16 p)。

步驟九：依 Ankylos 植體廠商之標準器械 conical reamer (Conical Reamer A11, Ankylos, Friadent, Mannheim, Germany) 擴孔 (圖 2.16 q)；Tap (Tap A, Ankylos, Friadent, Mannheim, Germany) 弓出螺紋 (圖 2.16 r)。

步驟十：將直徑 3.5 mm，長度 11 mm 之人工植體 (Ankylos[®] plus Implant A11, Ankylos, Friadent, Mannheim, Germany) 鎖入孔中 (圖 2.16 s、t、u)。

步驟十一：完成未接觸皮質骨厚度 1 mm，接觸皮質骨厚度 2 mm (CB2-nCB1) 與 3 mm (CB3-nCB1) 之實驗模型 (圖 2.16 v)。

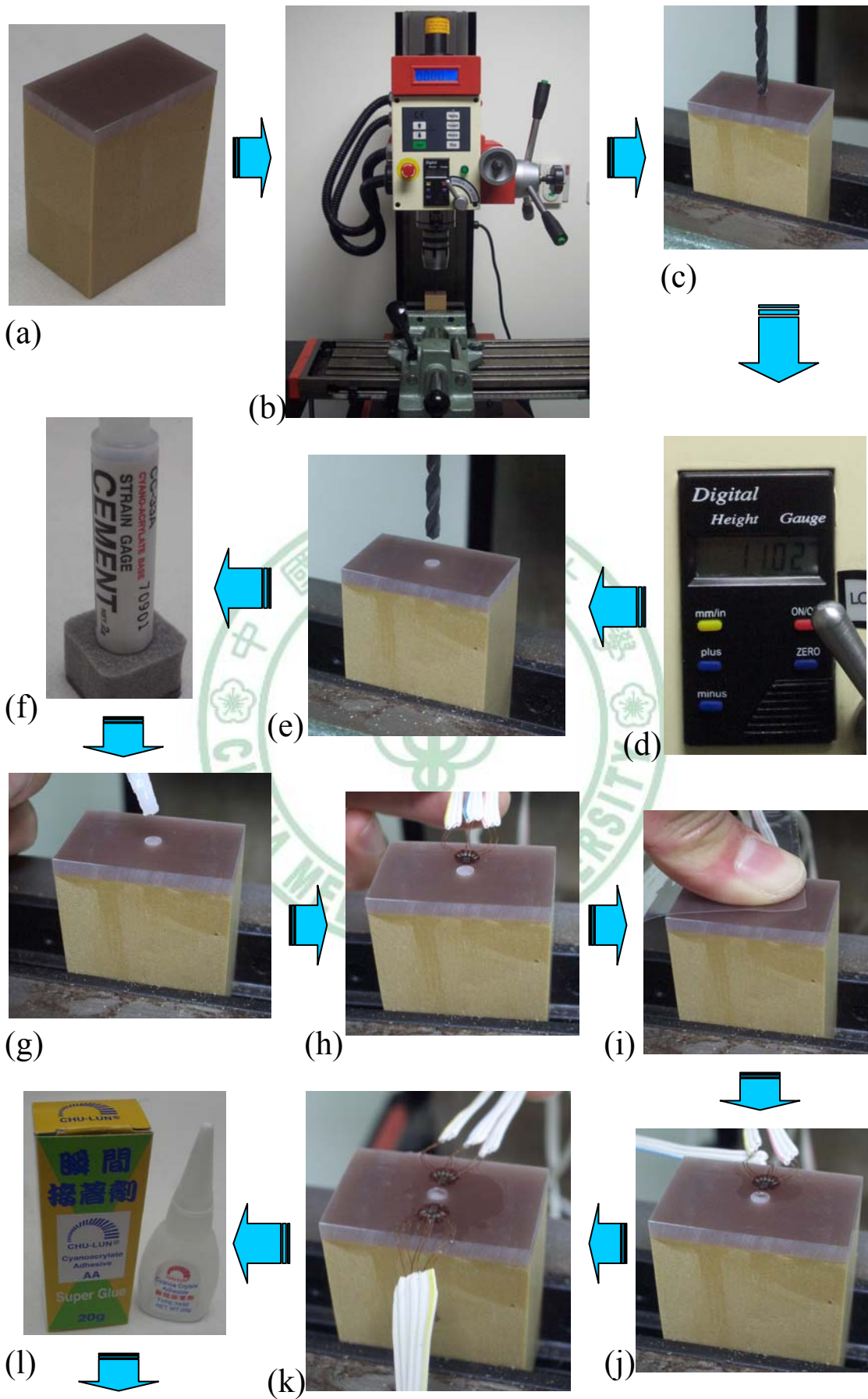


圖 2.16 體外實驗模型 CB2-nCB1 與 CB3-nCB1 之製作流程圖 (接下頁)。

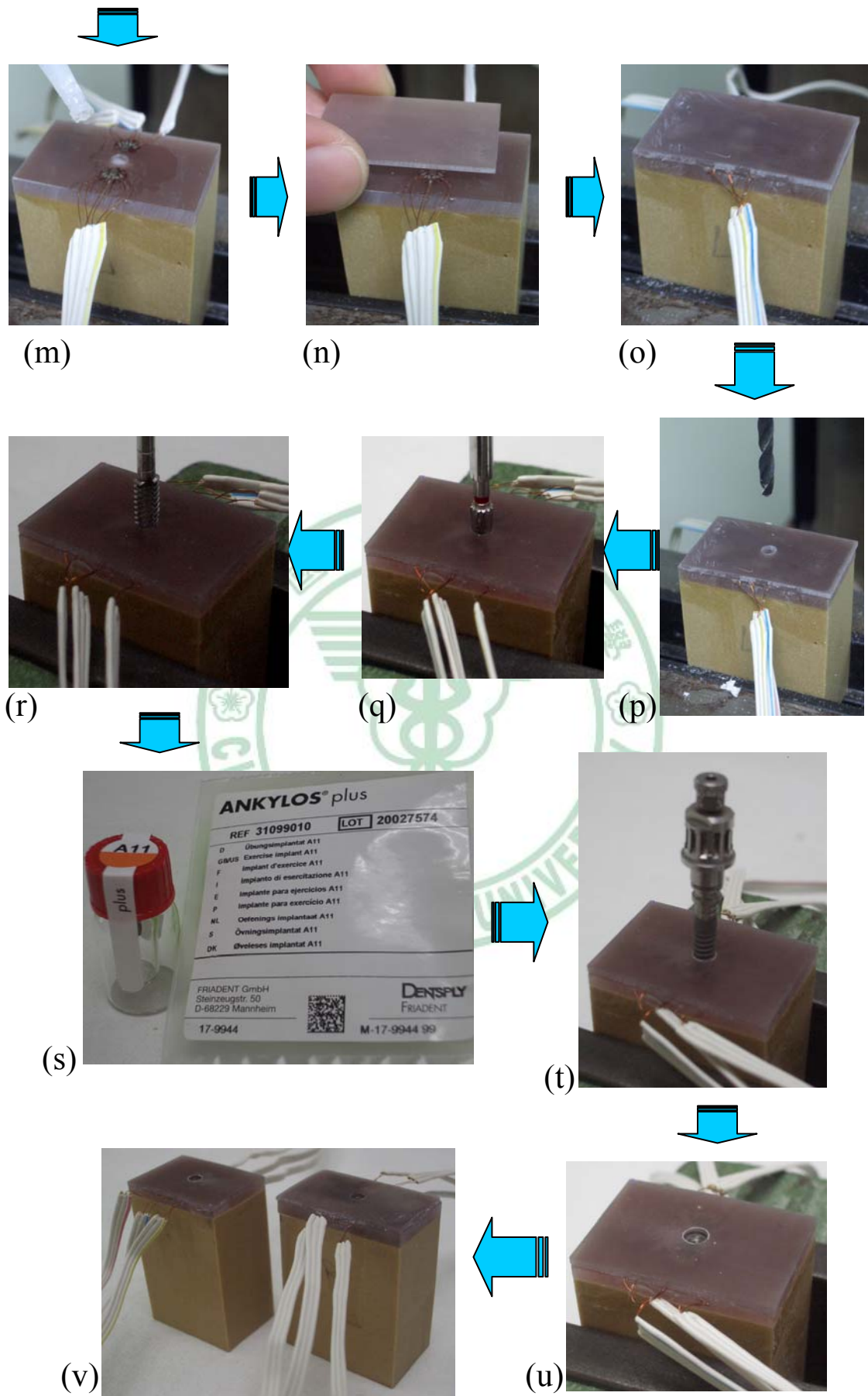


圖 2.16 (接上頁) 體外實驗模型 CB2-nCB1 與 CB3-nCB1 之製作流程圖。

2-5.1.2 體外模型 (CB2-nCB0 與 CB3-nCB0) 製作流程

步驟一：同 2-4.1.1 步驟一至步驟五所述。

步驟二：在已完成鑽孔且黏附應變規之人工骨塊 (圖 2.17 a) 上，直接取 Ankylos 植體廠商之標準器械 conical reamer (Conical Reamer A11, Ankylos, Friadent, Mannheim, Germany) 擴孔 (圖 2.17 b)；Tap (Tap A, Ankylos, Friadent, Mannheim, Germany) 弓出螺紋 (圖 2.17 c)。

步驟三：將直徑 3.5 mm，長度 11 mm 之人工植體 (Ankylos[®] plus Implant A11, Ankylos, Friadent, Mannheim, Germany) 鎖入孔中 (圖 2.17 d、e)。

步驟四：完成未接觸皮質骨厚度 0 mm，接觸皮質骨厚度 2 mm (CB2-nCB0) 與 3 mm (CB3-nCB0) 之實驗模型 (圖 2.17 f)。

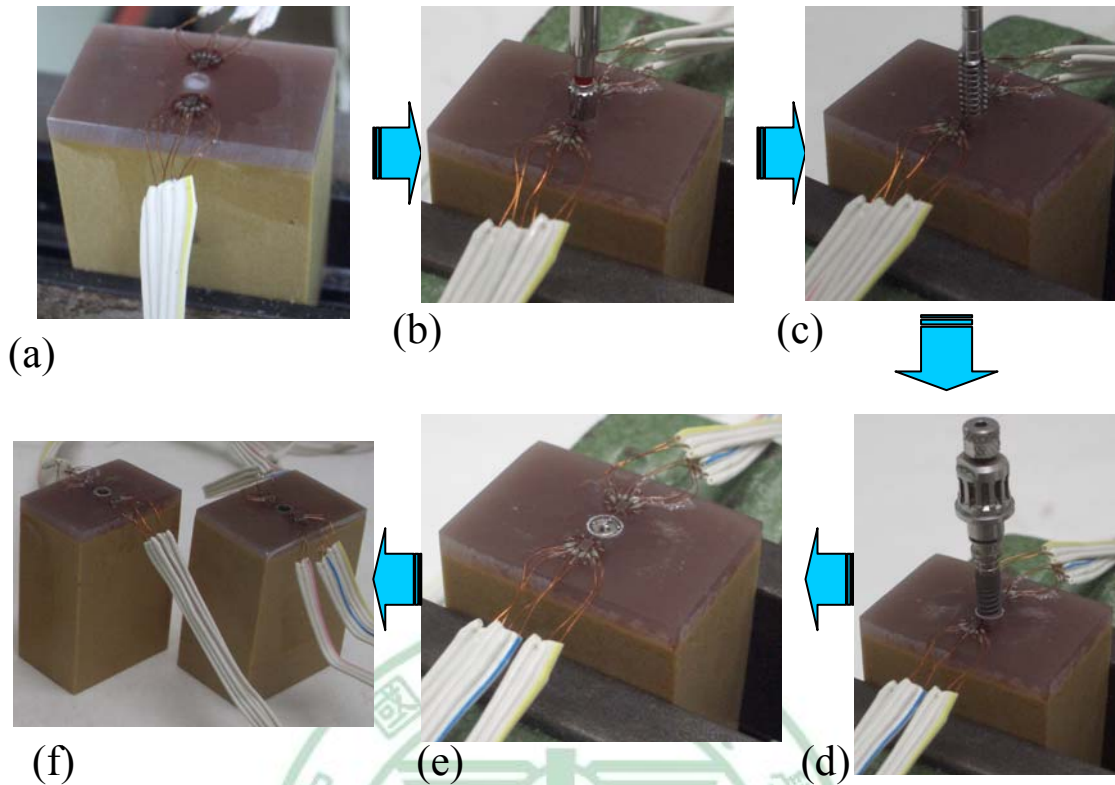


圖 2.17 體外實驗模型 CB2-nCB0 與 CB3-nCB0 之製作流程圖。

2-5.2 受力測驗

步驟一：取出人工牙根接合孔內的覆蓋螺絲（cover screw）（圖 2.18 a、b），並接上支台體（Standard Abutment 3102-1050, Ankylos, Friadent, Mannheim, Germany）（圖 2.18 c、d）。

步驟二：將製備完成之骨塊模型裝設於負荷機（JSV-H1000, Japan Instrumentation System, Nara, Japan）上（圖 2.18 e），透過夾具設定頰舌側軸向傾斜 45° ，施力接頭與支台體接觸（圖 2.18 f），並設定

負荷機施力上限為 170N。

步驟三：受力過程中，人工牙根周圍骨質的變形將透過應變規與訊號擷取系統（NI CompackDAQ, National Instruments, Austin, TX, USA）（圖 2.18 g），將應變訊號送入電腦，並經由訊號擷取軟體（LabVIEW SignalExpress, National Instruments）進行分析（圖 2.18 h）。

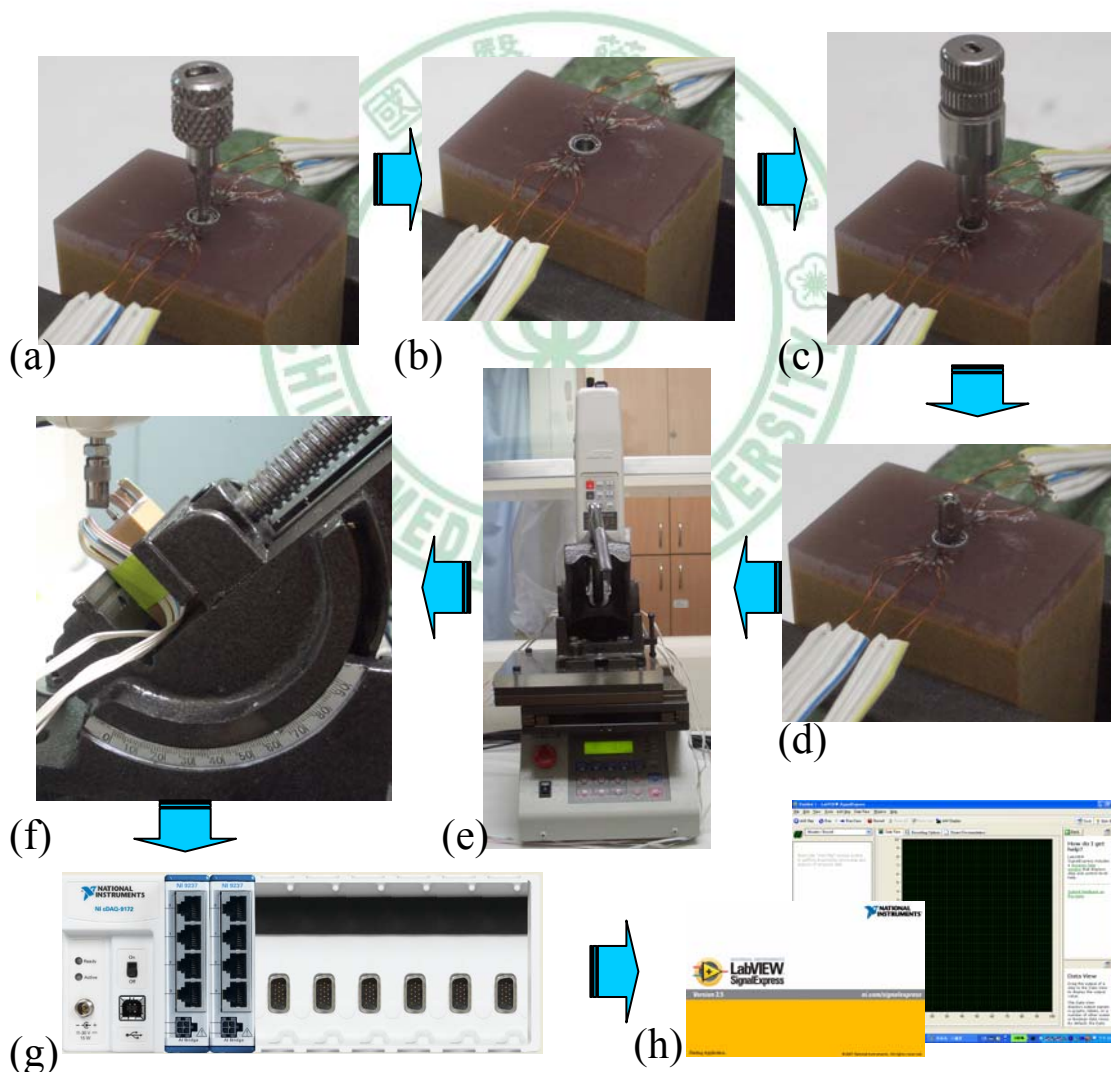


圖 2.18 受力測試裝置流程圖。

2-5.3 數據收集與分析

實驗中所使用之三軸應變規可在表面產生變形時，量測得三個不同方向之應變值，分別為 ϵ_a 、 ϵ_b 、 ϵ_c (圖 2.19)。其中 ϵ_a 與 ϵ_c 夾角 90° ，當主應力 (principal stress) 落在 ϵ_a 與 ϵ_c 夾角範圍內時， ϵ_b 可測得最大應變值；若主應力落在 ϵ_a 與 ϵ_c 夾角範圍外，則 ϵ_a 或 ϵ_c 可測得最大應變值 (圖 2.20 a[5])。 ϵ_a 、 ϵ_b 、 ϵ_c 所測得之數據再經公式計算後，可求得該處應變量之最大值 (ϵ_{max}) 與最小值 (ϵ_{min}) (圖 2.20 b[5])。

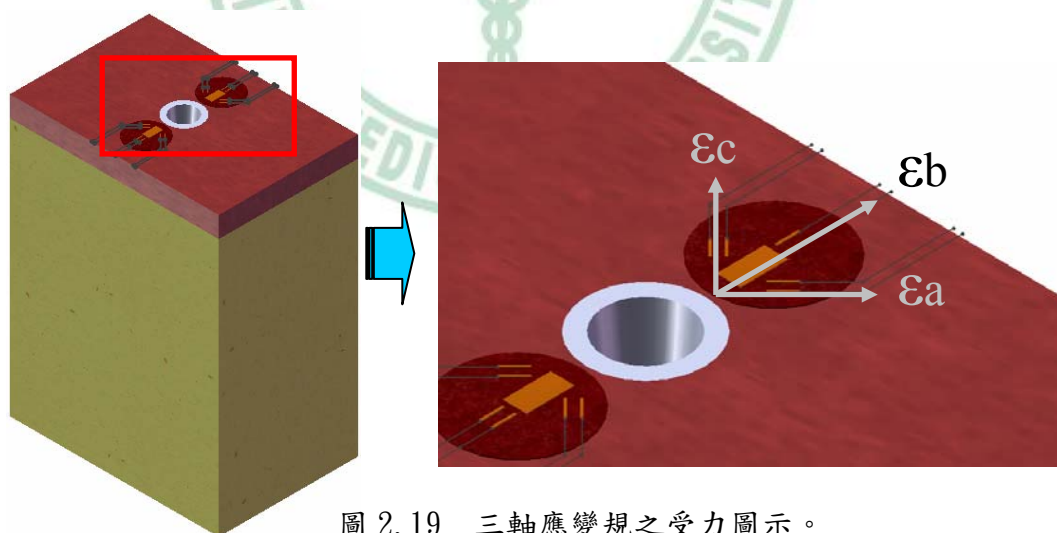
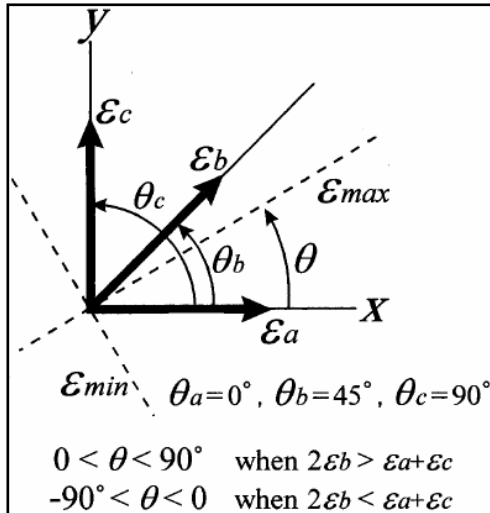


圖 2.19 三軸應變規之受力圖示。



(a)

$$\epsilon_{max} = \frac{1}{2}(\epsilon_a + \epsilon_c) + \frac{1}{2}\sqrt{(\epsilon_a - \epsilon_c)^2 + (2\epsilon_b - \epsilon_a - \epsilon_c)^2}$$

$$\epsilon_{min} = \frac{1}{2}(\epsilon_a + \epsilon_c) - \frac{1}{2}\sqrt{(\epsilon_a - \epsilon_c)^2 + (2\epsilon_b - \epsilon_a - \epsilon_c)^2}$$

(b)

圖 2.20 最大應變值 (ϵ_{max}) 與最小應變值 (ϵ_{min}) 之求解[5]。

實驗所備製之四組模型將分別在負荷機上接受五次斜向力 45° ，170N 之壓力測試，所得植體周圍骨壓力側與張力側之數據，經計算後之五次 ϵ_{max} 與 ϵ_{min} ，去除極端值（最大值與最小值），取中間三組數據，求其平均值與標準差，並進行數值比較與分析。

第三章 結果

3-1 實驗一：人工牙根與支台體接合形態對周圍骨應力之影響

電腦分析模擬 36 組模型，分別承受垂直力與斜向力之咬合力，其結果依接合寬度、接合深度、接合角度，三項不同變異因素各別呈現。

3-1.1 接合寬度

依接合寬度分類排序，36 組模型承受垂直力 170N 之結果如表 3.1 所示。灰色區為模型代號，W 符號代表接合寬度 (width/W)，D 符號代表接合深度 (depth/D)，T 符號代表接合角度 (taper degree/T)，符號後之數字表該項變異因素之尺寸 (W & D 單位為 mm；T 單位為度)，白色區為承受垂直力 (vertical force/VF) 所得人工植體周圍骨脊近頂部平台處最大應力值 (單位為 MPa)，結果依接合寬度分類排序後共分為 3 大組，淺灰色區為該組數值之平均值 (mean) 與標準差 (standard deviation/SD)。

表 3.1 實驗一：垂直力所得植體周圍骨近平台處最大應力值，依接合寬度分類。

接合寬度： 3 mm	VF_最大應力值 (MPa)	接合寬度： 3.5 mm	VF_最大應力 值 (MPa)	接合寬度： 4 mm	VF_最大應力值 (MPa)
W3_D8_T2	18.9	W3.5_D8_T2	19.9	W4_D8_T2	21.1
W3_D8_T4	18.8	W3.5_D8_T4	19.4	W4_D8_T4	20.8
W3_D8_T6	18.7	W3.5_D8_T6	19.6	W4_D8_T6	20.4
W3_D8_T8	18.7	W3.5_D8_T8	19.5	W4_D8_T8	20.3
W3_D6_T2	19	W3.5_D6_T2	19.7	W4_D6_T2	21.9
W3_D6_T4	18.9	W3.5_D6_T4	19.9	W4_D6_T4	21.1
W3_D6_T6	18.8	W3.5_D6_T6	19.7	W4_D6_T6	20.7
W3_D6_T8	18.8	W3.5_D6_T8	19.6	W4_D6_T8	20.5
W3_D4_T2	19.4	W3.5_D4_T2	20.1	W4_D4_T2	22.1
W3_D4_T4	19.5	W3.5_D4_T4	20	W4_D4_T4	21.7
W3_D4_T6	19.4	W3.5_D4_T6	20.1	W4_D4_T6	21.2
W3_D4_T8	19.1	W3.5_D4_T8	19.5	W4_D4_T8	20.8
mean	19.000	mean	19.750	mean	21.050
SD	0.286	SD	0.243	SD	0.589

數據顯示，接合寬度為 3 mm 之模型的周圍骨質應力值最高為 19.5 MPa，最低為 18.7 MPa，平均值 19 MPa；接合寬度 3.5 mm 之模型的周圍骨質應力值最高為 20.1 MPa，最低為 19.4 MPa，平均值 19.75 MPa；接合寬度 4 mm 之模型的周圍骨質應力值最高為 22.1 MPa，最低為 20.3 MPa，平均值 21.05 MPa。從數據分布顯示（圖 3.1），植體的接合寬度增加，其周圍骨脊最大應力值亦有增加之趨勢，經 ANOVA 分析，三組數據呈現顯著差異（ $P < 0.0001$ ， F value=212.43）。

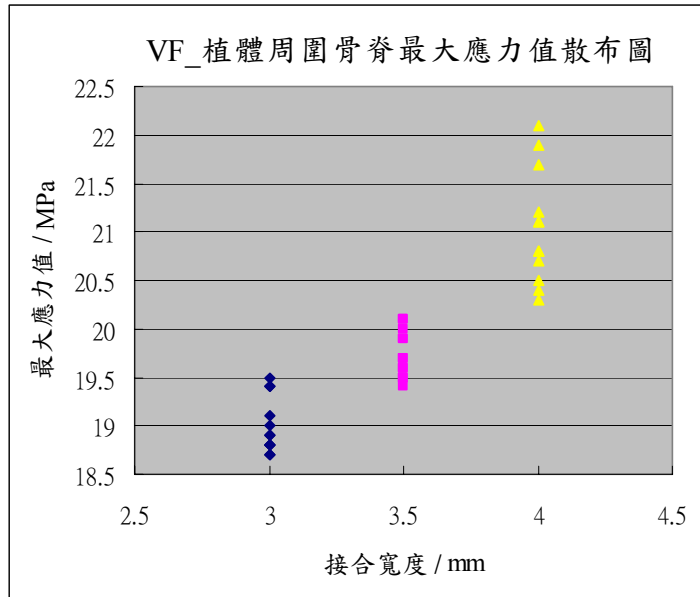


圖 3.1 實驗一：垂直力所得植體周圍骨近平台處最大應力值散布圖，依接合寬度分類。

依接合寬度分類排序，36 組模型承受 45° 斜向力 (oblique force/OB) 170N 之結果如表 3.2 所示 (圖表說明同 3-1.1 段表 3.1)，數值依接合寬度分類排序後共分為 3 大組。接合寬度 3 mm 之模型的周圍骨質應力值最高為 41.113 MPa，最低為 38.714 MPa，平均值 39.95 MPa；接合寬度 3.5 mm 之模型的周圍骨質應力值最高為 43.73 MPa，最低為 39.408 MPa，平均值 41.169 MPa；接合寬度 4 mm 之模型的周圍骨質應力值最高為 50.698 MPa，最低為 40.951 MPa，平均值 43.924 MPa。數據分布顯示 (圖 3.2)，植體之接合寬度增加，其植體周圍骨脊最大應力值亦有增加之趨勢，經 ANOVA 分析，三組數據呈現顯著差異 (P<0.0001，F value=29.56)。

表 3.2 實驗一：斜向力所得植體周圍骨近平台處最大應力值，依接合寬度分類。

接合寬度： 3 mm	OF_最大應力值 (MPa)	接合寬度： 3.5 mm	OF_最大應力 值 (MPa)	接合寬度： 4 mm	OF_最大應力值 (MPa)
W3_D8_T2	38.714	W3.5_D8_T2	39.713	W4_D8_T2	41.075
W3_D8_T4	39.235	W3.5_D8_T4	39.408	W4_D8_T4	40.951
W3_D8_T6	39.579	W3.5_D8_T6	40.354	W4_D8_T6	41.399
W3_D8_T8	39.755	W3.5_D8_T8	40.869	W4_D8_T8	41.485
W3_D6_T2	39.139	W3.5_D6_T2	39.89	W4_D6_T2	44.266
W3_D6_T4	39.393	W3.5_D6_T4	40.557	W4_D6_T4	42.456
W3_D6_T6	39.7	W3.5_D6_T6	40.684	W4_D6_T6	42.166
W3_D6_T8	39.801	W3.5_D6_T8	40.882	W4_D6_T8	42.019
W3_D4_T2	41.074	W3.5_D4_T2	43.73	W4_D4_T2	50.698
W3_D4_T4	41.113	W3.5_D4_T4	42.932	W4_D4_T4	47.941
W3_D4_T6	40.996	W3.5_D4_T6	43.014	W4_D4_T6	46.475
W3_D4_T8	40.897	W3.5_D4_T8	41.999	W4_D4_T8	46.162
mean	39.950	mean	41.169	mean	43.924
SD	0.846	SD	1.416	SD	3.188

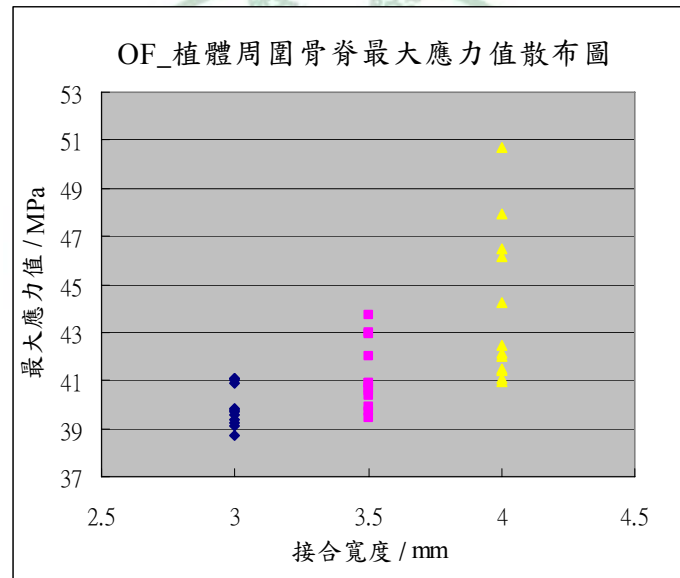


圖 3.2 實驗一：斜向力所得植體周圍骨近平台處最大應力值散布圖，依接合寬度分類。

3-1.2 接合深度

依接合深度分類排序，36 組模型承受垂直力 170N 之結果如表 3.3 所示（圖表說明同 3-1.1 段表 3.1），數值依接合深度分類排序後共分為 3 大組。接合深度 4 mm 之模型的周圍骨質應力值最高為 21.1 MPa，最低為 18.7 MPa，平均值 19.675 MPa；接合深度 6 mm 之模型的周圍骨質應力值最高為 21.9 MPa，最低為 18.8 MPa，平均值 19.883 MPa；接合深度 8 mm 之模型的周圍骨質應力值最高為 22.1 MPa，最低為 18.7 MPa，平均值 20.242 MPa。數據分布顯示（圖 3.3），人工牙根與支台之間的接合深度愈深，會使得植體周圍骨脊最大應力值略為降低，經 ANOVA 分析，三組數據呈現顯著差異（ $P < 0.0001$ ， $F \text{ value} = 16.22$ ）。

表 3.3 實驗一：垂直力所得植體周圍骨近平台處最大應力值，依接合深度分類。

接合深度： 8 mm	VF_最大應力值 (MPa)	接合深度： 6 mm	VF_最大應力 值 (MPa)	接合深度： 4 mm	VF_最大應力值 (MPa)
D8_W3_T2	18.9	D6_W3_T2	19	D4_W3_T2	19.4
D8_W3_T4	18.8	D6_W3_T4	18.9	D4_W3_T4	19.5
D8_W3_T6	18.7	D6_W3_T6	18.8	D4_W3_T6	19.4
D8_W3_T8	18.7	D6_W3_T8	18.8	D4_W3_T8	19.1
D8_W3.5_T2	19.9	D6_W3.5_T2	19.7	D4_W3.5_T2	20.1
D8_W3.5_T4	19.4	D6_W3.5_T4	19.9	D4_W3.5_T4	20
D8_W3.5_T6	19.6	D6_W3.5_T6	19.7	D4_W3.5_T6	20.1
D8_W3.5_T8	19.5	D6_W3.5_T8	19.6	D4_W3.5_T8	19.5
D8_W4_T2	21.1	D6_W4_T2	21.9	D4_W4_T2	22.1
D8_W4_T4	20.8	D6_W4_T4	21.1	D4_W4_T4	21.7
D8_W4_T6	20.4	D6_W4_T6	20.7	D4_W4_T6	21.2
D8_W4_T8	20.3	D6_W4_T8	20.5	D4_W4_T8	20.8
mean	19.675	mean	19.883	mean	20.242
SD	0.834	SD	0.993	SD	0.988

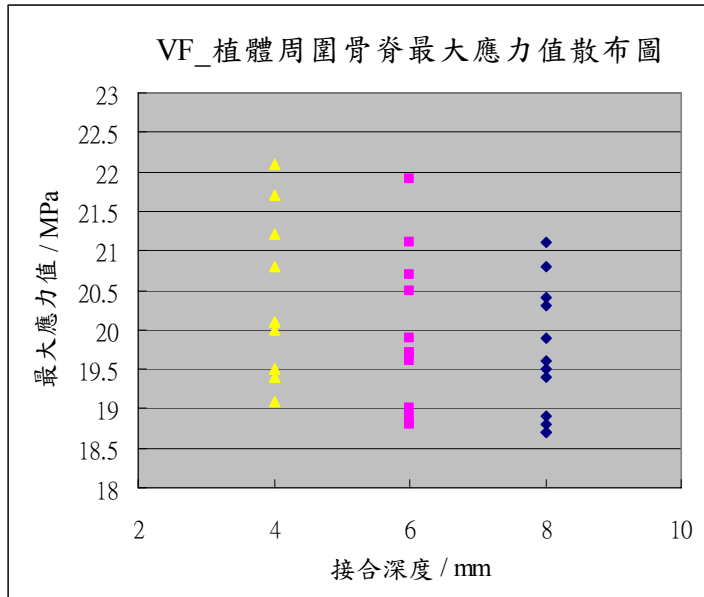


圖 3.3 實驗一：垂直力所得植體周圍骨近平台處最大應力值散布圖，依接合深度分類。

依接合深度分類排序，36 組模型承受 45° 斜向力 170N 所得之結果如表 3.4 所示（圖表說明同 3-1.1 段表 3.1），數值依接合深度分類排序後共分為 3 大組。接合深度 4 mm 之模型的周圍骨質應力值最高為 41.485 MPa，最低為 38.714 MPa，平均值 40.211 MPa；接合深度 6 mm 之模型的周圍骨質應力值最高為 44.266 MPa，最低為 39.139 MPa，平均值 40.913 MPa；接合深度 8 mm 之模型的周圍骨質應力值最高為 50.698 MPa，最低為 40.897 MPa，平均值 43.919 MPa。從數據分布顯示（圖 3.4），人工牙根與支台之間的接合深度越深，植體周圍骨脊最大應力值明顯降低，經 ANOVA 分析，三組數據呈現顯著差異（ $P < 0.0001$ ， $F \text{ value} = 27.66$ ）。

表 3.4 實驗一：斜向力所得植體周圍骨近平台處最大應力值，依接合深度分類。

接合深度： 8 mm	OF_最大應力值 (MPa)	接合深度： 6 mm	OF_最大應力 值 (MPa)	接合深度： 4 mm	OF_最大應力值 (MPa)
D8_W3_T2	38.714	D6_W3_T2	39.139	D4_W3_T2	41.074
D8_W3_T4	39.235	D6_W3_T4	39.393	D4_W3_T4	41.113
D8_W3_T6	39.579	D6_W3_T6	39.7	D4_W3_T6	40.996
D8_W3_T8	39.755	D6_W3_T8	39.801	D4_W3_T8	40.897
D8_W3.5_T2	39.713	D6_W3.5_T2	39.89	D4_W3.5_T2	43.73
D8_W3.5_T4	39.408	D6_W3.5_T4	40.557	D4_W3.5_T4	42.932
D8_W3.5_T6	40.354	D6_W3.5_T6	40.684	D4_W3.5_T6	43.014
D8_W3.5_T8	40.869	D6_W3.5_T8	40.882	D4_W3.5_T8	41.999
D8_W4_T2	41.075	D6_W4_T2	44.266	D4_W4_T2	50.698
D8_W4_T4	40.951	D6_W4_T4	42.456	D4_W4_T4	47.941
D8_W4_T6	41.399	D6_W4_T6	42.166	D4_W4_T6	46.475
D8_W4_T8	41.485	D6_W4_T8	42.019	D4_W4_T8	46.162
mean	40.211	mean	40.913	mean	43.919
SD	0.928	SD	1.532	SD	3.203

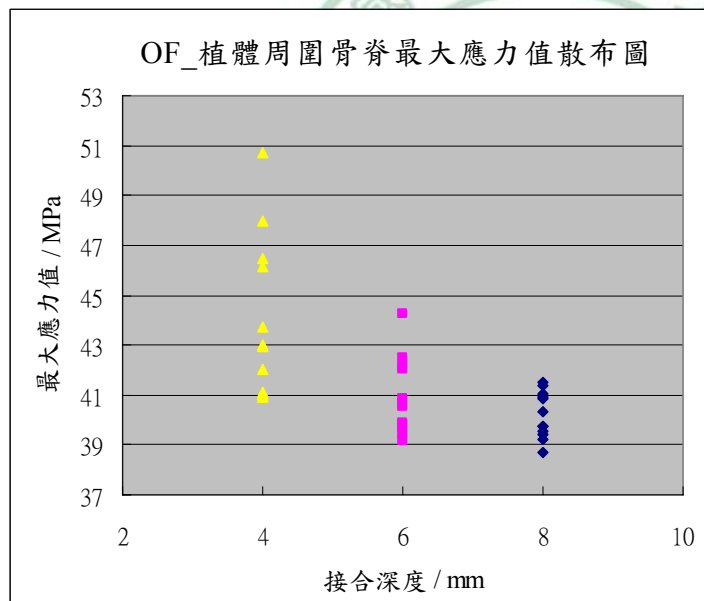


圖 3.4 實驗一：斜向力所得植體周圍骨近平台處最大應力值散布圖，依接合深度分類。

3-1.3 接合角度

依接合角度分類排序，36 組模型承受垂直力 170N 之結果如表 3.5 所示（圖表說明同 3-1.1 段表 3.1），數值依接合角度分類排序後共分為 4 大組。接合角度 2 度之模型的周圍骨質應力值最高為 22.1 MPa，最低為 18.9 MPa，平均值 20.233 MPa；接合角度 4 度之模型的周圍骨質應力值最高為 21.7 MPa，最低為 18.8 MPa，平均值 20.011 MPa；接合角度 6 度之模型的周圍骨質應力值最高為 21.2 MPa，最低為 18.7 MPa，平均值 19.844 MPa；接合角度 8 度之模型的周圍骨質應力值最高為 20.8 MPa，最低為 18.7 MPa，平均值 19.644 MPa。數據分布顯示（圖 3.5），人工牙根與支台之間的接合角度增加，植體周圍骨脊最大應力值略呈降低，經 ANOVA 分析，四組數據呈現顯著差異（ $P=0.0002$ ， $F \text{ value}=9.25$ ）。

表 3.5 實驗一：垂直力所得植體周圍骨近平台處最大應力值，依接合角度分類。

接合角度： 2 度	VF_最大應 力值 (MPa)	接合角度： 4 度	VF_最大應 力值 (MPa)	接合角度： 6 度	VF_最大應 力值 (MPa)	接合角度： 8 度	VF_最大應 力值 (MPa)
T2_W3_D8	18.9	T4_W3_D8	18.8	T6_W3_D8	18.7	T8_W3_D8	18.7
T2_W3_D6	19	T4_W3_D6	18.9	T6_W3_D6	18.8	T8_W3_D6	18.8
T2_W3_D4	19.4	T4_W3_D4	19.5	T6_W3_D4	19.4	T8_W3_D4	19.1
T2_W3.5_D8	19.9	T4_W3.5_D8	19.4	T6_W3.5_D8	19.6	T8_W3.5_D8	19.5
T2_W3.5_D6	19.7	T4_W3.5_D6	19.9	T6_W3.5_D6	19.7	T8_W3.5_D6	19.6
T2_W3.5_D4	20.1	T4_W3.5_D4	20	T6_W3.5_D4	20.1	T8_W3.5_D4	19.5
T2_W4_D8	21.1	T4_W4_D8	20.8	T6_W4_D8	20.4	T8_W4_D8	20.3
T2_W4_D6	21.9	T4_W4_D6	21.1	T6_W4_D6	20.7	T8_W4_D6	20.5
T2_W4_D4	22.1	T4_W4_D4	21.7	T6_W4_D4	21.2	T8_W4_D4	20.8
mean	20.233	mean	20.011	mean	19.844	mean	19.644
SD	1.195	SD	1.001	SD	0.838	SD	0.745

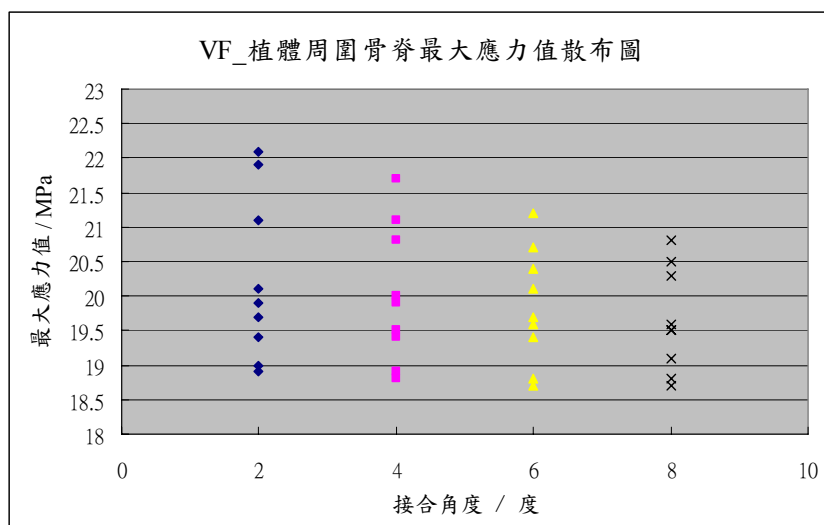


圖 3.5 實驗一：垂直力所得植體周圍骨近平台處最大應力值散布圖，依接合角度分類。

依接合角度分類排序，36 組模型承受 45° 斜向力 170N 之結果如表 3.6 所示（圖表說明同 3-1.1 段表 3.1），數值依接合角度分類排序後共分為 4 大組。數據所示，接合角度 2 度之模型的周圍骨質應力值最高為 50.698 MPa，最低為 38.714 MPa，平均值 42.033 MPa；接合角度 4 度之模型的周圍骨質應力值最高為 47.941 MPa，最低為 39.235 MPa，平均值 41.554 MPa；接合角度 6 度之模型的周圍骨質應力值最高為 46.475 MPa，最低為 39.579 MPa，平均值 41.596 MPa；接合角度 8 度之模型的周圍骨質應力值最高為 46.162 MPa，最低為 39.755 MPa，平均值 41.541 MPa。其數據分布與垂直力之結果有差異（圖 3.6），接合角度大小對植體周圍骨脊最大應力值無明顯之差異，經 ANOVA 分析，四組數據無顯著差異（P=0.83，F value=0.3）。

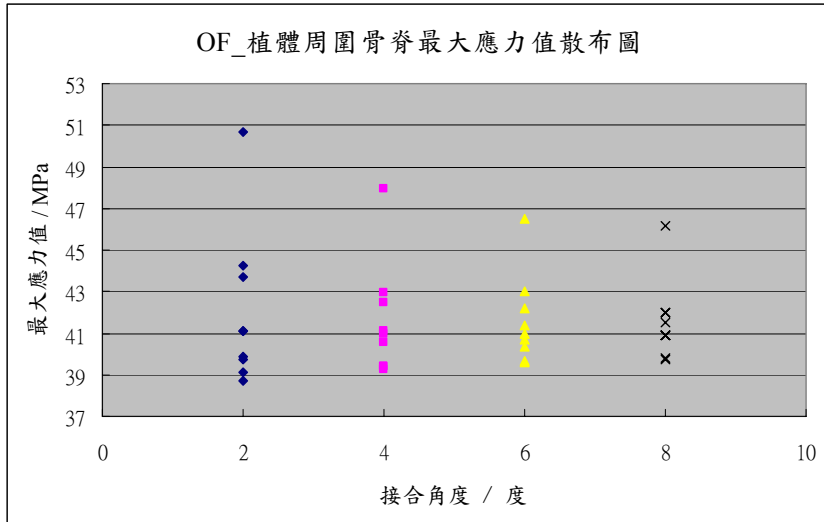


圖 3.6 實驗一：斜向力所得植體周圍骨近平台處最大應力值散布圖，依接合角度分類。

表 3.6 實驗一：斜向力所得植體周圍骨近平台處最大應力值，依接合角度分類。

接合角度： 2 度	OF_最大應 力值 (MPa)	接合角度： 4 度	OF_最大應 力值 (MPa)	接合角度： 6 度	OF_最大應 力值 (MPa)	接合角度： 8 度	OF_最大應 力值 (MPa)
T2_W3_D8	38.714	T4_W3_D8	39.235	T6_W3_D8	39.579	T8_W3_D8	39.755
T2_W3_D6	39.139	T4_W3_D6	39.393	T6_W3_D6	39.7	T8_W3_D6	39.801
T2_W3_D4	41.074	T4_W3_D4	41.113	T6_W3_D4	40.996	T8_W3_D4	40.897
T2_W3.5_D8	39.713	T4_W3.5_D8	39.408	T6_W3.5_D8	40.354	T8_W3.5_D8	40.869
T2_W3.5_D6	39.89	T4_W3.5_D6	40.557	T6_W3.5_D6	40.684	T8_W3.5_D6	40.882
T2_W3.5_D4	43.73	T4_W3.5_D4	42.932	T6_W3.5_D4	43.014	T8_W3.5_D4	41.999
T2_W4_D8	41.075	T4_W4_D8	40.951	T6_W4_D8	41.399	T8_W4_D8	41.485
T2_W4_D6	44.266	T4_W4_D6	42.456	T6_W4_D6	42.166	T8_W4_D6	42.019
T2_W4_D4	50.698	T4_W4_D4	47.941	T6_W4_D4	46.475	T8_W4_D4	46.162
mean	42.033	mean	41.554	mean	41.596	mean	41.541
SD	3.777	SD	2.732	SD	2.138	SD	1.914

3-2 實驗二：人工牙根於不同骨脊下植入位置對周圍骨應力之影響

實驗模擬 72 組模型，接受 45° 斜向力負荷，所得結果將依接觸皮質骨與未接觸皮質骨，二項不同變異因素各別呈現。

3-2.1 接觸皮質骨

依接觸皮質骨 (CB) 厚度橫向分類排序 (CB0.5~CB4.0)，72 組模型承受 45° 斜向力 170N 所得之結果，如表 3.7 所示。橫軸灰色區為接觸皮質骨，符號 CB，縱軸灰色區為未接觸皮質骨，符號 nCB，符號後之數字表該項變異因素之尺寸，單位為 mm；白色區為 CB 與 nCB 兩項因素交集之模型於承受斜向力後，所得人工植體周圍骨脊近頂部平台處最大應力值，單位為 MPa。如表例座標格 (表 3.7 黑色粗框處) 說明接觸皮質骨 2.0 mm (縱軸 CB2.0) 與未接觸皮質骨 1.0 mm (橫軸 nCB1.0) 之模型所得之最大應力值為 44.141 MPa。數值依接觸皮質骨厚度，以橫向分類排序分為 8 大組，分別為 CB0.5 至 CB4.0，淺灰色區為每組數值之平均值 (mean) 與標準差 (standard deviation/SD)。

表 3.7 實驗二：植體周圍骨近平台處最大應力值，依接觸皮質骨分類。

	CB0.5	CB1.0	CB1.5	CB2.0	CB2.5	CB3.0	CB3.5	CB4.0
nCB0	112.357	68.696	55.954	45.629	40.573	38.433	36.608	35.899
nCB0.2	97.416	80.383	56.701	46.25	42.113	41.026	38.115	38.431
nCB0.4	97.234	72.288	52.651	46.357	43.181	40.78	41.454	40.043
nCB0.6	70.181	64.075	46.14	41.271	36.434	35.531	32.108	31.565
nCB0.8	73.633	53.697	37.827	34.453	31.056	30.179	28.266	28.356
nCB1.0	66.516	55.226	49.597	44.141	39.256	36.098	34.697	33.558
nCB1.2	58.274	46.269	43.782	36.272	32.228	30.629	31.441	32.289
nCB1.4	60.142	45.8	37.169	35.888	34.037	31.804	30.648	29.39
nCB1.6	57.875	48.285	35.142	33.279	35.103	33.631	32.314	29.153
mean	77.0698	59.413	46.107	40.393	37.109	35.346	33.961	33.187
SD	20.1391	12.478	8.2028	5.4231	4.3718	4.1285	4.136	4.1753

從數據顯示，模型在相同非接觸皮質骨厚度(nCB)的條件下，應力最大值皆出現在組別為 CB0.5 的模型，而最小值則出現在組別為 CB3.5 或 CB4.0 的模型（除了模型 nCB1.2-CB3.0 外）。從 CB 八大組模型平均值顯示，骨質應力值最大出現在模型 CB0.5 之組別 (mean=77.0698)，且往 CB4.0 遞減，且減小之幅度逐漸趨緩，至 CB4.0 達最小 (mean=33.187)。標準差顯示各組數值間之差異性，數值愈大代表該組數值間之差異性愈大，愈小則表示數值愈趨向一致。從 CB 各組標準差顯示，組別 CB0.5 其標準差最大 (SD=20.1391)，表示該組最大應力值間變動性最大，但隨著 CB 漸增，各組之組內數值差異漸減，至 CB3.0~CB4.0 已趨於相同 (SD 約 4.1)。經 ANOVA 分析，八組數據呈現顯著差異 (P<0.0001)。

將 CB 與最大應力值 (maximal stress) 間以點狀分布圖顯示 (圖 3.7)，最大應力值隨著 CB 增加而漸減，而減小之幅度卻明顯趨緩。

數據之垂直分布在 CB0.5 之組別最大，顯示數據間之差異性最大，隨著 CB 增加，各組數據間之差異性漸呈收斂狀態。將各組數據依 nCB 之不同做分類，把相同 nCB 之數值以線條連接，得圖 3.8，與將數據分布圖繪入三次多項式迴歸曲線(圖 3.9;迴歸方程式為： $y = -1.9139x^3 + 18.473x^2 - 60.828x + 103.17$; $R^2 = 0.7203$)，得圖 3.9，由圖 3.8 與圖 3.9 發現，隨著 CB 增加，其骨質應力值降低的幅度為非線性，並明顯以 CB=2.5mm 為一分水嶺，CB \leq 2.5mm 範圍內，CB 值增加，其骨質應力值快速下降，但 CB $>$ 2.5mm 後，增加 CB 數值，無法明顯降低骨質應力值。

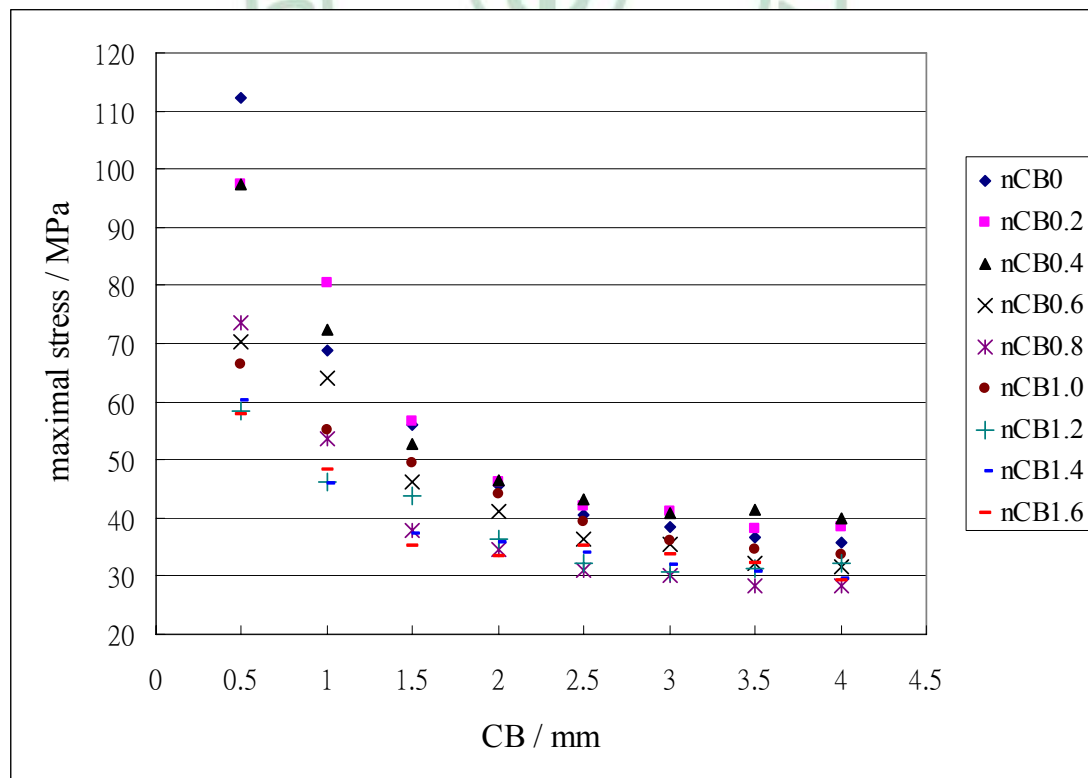


圖 3.7 實驗二：接觸皮質骨厚度與植體周圍骨最大應力值之點狀分布圖。

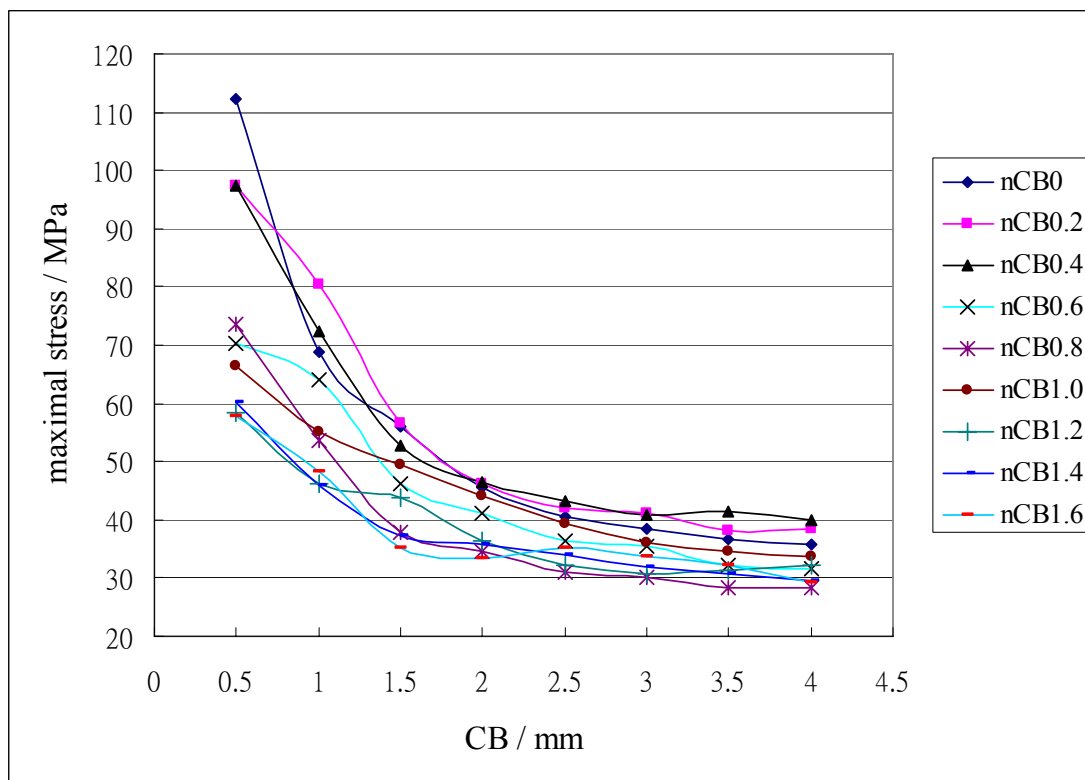


圖 3.8 實驗二：接觸皮質骨厚度與植體周圍骨最大應力值之曲線圖。

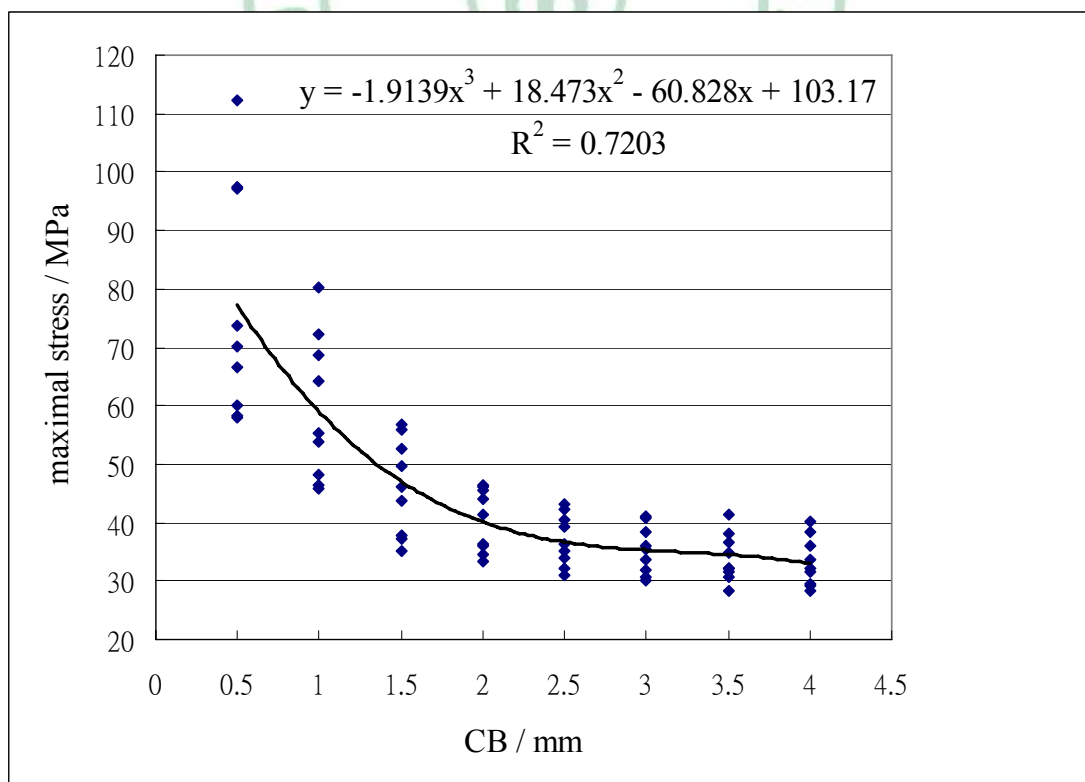


圖 3.9 實驗二：接觸皮質骨厚度與植體周圍骨最大應力值之迴歸方程式與迴歸曲線圖。

3-2.2 未接觸皮質骨

依未接觸皮質骨 (nCB) 厚度縱向分類排序 (2~10)，72 組模型承受 45° 斜向力 170N 所得之結果如表 3.8 所示 (圖表說明同 3-2.1 段表 3.7)，數值依未接觸皮質骨厚度，以縱向分類排序分為 9 大組，分別為 nCB0 至 nCB1.6，淺灰色區為每組數值之平均值 (mean) 與標準差 (standard deviation/SD)。

從數據顯示，模型在相同接觸皮質骨厚度(CB)的條件下，應力最大值出現在組別為 nCB0.2 或 nCB0.4 的模型 (除了模型 nCB0-CB0.5 外)。最小值則分別出現在 nCB1.6 (CB0.5、CB1.5、CB2.0 三組)、nCB1.4 (CB1.0 一組) 與 nCB0.8 (CB2.5、CB3.0、CB3.5、CB4.0 四組) 組別的模型。從 nCB 九大組模型平均值顯示，nCB0、nCB0.2 與 nCB0.4 組別之骨質應力平均值數值較大，但隨著非接觸皮質骨的厚度(nCB)漸增，骨質應力平均值呈遞減之趨勢 (除 nCB1.0 應力平均值提升外)，至 nCB1.6 達最小 (mean=38.098)。標準差顯示各組數值間之差異性，從 nCB 九大組標準差顯示，組別 nCB0 其標準差最大 (SD=26.043)，但隨著 nCB 漸增，各組之組內數值差異漸減 (除 nCB0.8 與 nCB1.4 標準差提升外)，至 nCB1.6 為最小 (SD=9.7779)。經 ANOVA 分析，九組數據呈現顯著差異 (P<0.0001)。

表 3.8 實驗二：植體周圍骨近平台處最大應力值，依未接觸皮質骨分類。

	CB0.5	CB1.0	CB1.5	CB2.0	CB2.5	CB3.0	CB3.5	CB4.0	mean	SD
nCB0	112.357	68.696	55.954	45.629	40.573	38.433	36.608	35.899	54.269	26.043
nCB0.2	97.416	80.383	56.701	46.25	42.113	41.026	38.115	38.431	55.054	22.181
nCB0.4	97.234	72.288	52.651	46.357	43.181	40.78	41.454	40.043	54.249	20.38
nCB0.6	70.181	64.075	46.14	41.271	36.434	35.531	32.108	31.565	44.663	14.745
nCB0.8	73.633	53.697	37.827	34.453	31.056	30.179	28.266	28.356	39.683	16.05
nCB1.0	66.516	55.226	49.597	44.141	39.256	36.098	34.697	33.558	44.886	11.579
nCB1.2	58.274	46.269	43.782	36.272	32.228	30.629	31.441	32.289	38.898	9.8028
nCB1.4	60.142	45.8	37.169	35.888	34.037	31.804	30.648	29.39	38.11	10.271
nCB1.6	57.875	48.285	35.142	33.279	35.103	33.631	32.314	29.153	38.098	9.7779

將 nCB 與最大應力值 (maximal stress) 間以點狀分布圖顯示 (圖 3.9)，nCB0、nCB0.2 與 nCB0.4 之數據的結果較為分散，nCB1、nCB1.2、nCB1.4 與 nCB1.6 數據之垂直分散情況較為相近。透過觀察圖 3.9，明顯看出接觸皮質骨 (CB) 的數值較小的模型，會導致較高的骨質應力值，例如：CB0.5 (藍色菱形點) 與 CB1.0 (粉紅色方點)，這也是造成各組數據組內差異提高的主要數據。整體數據的分布，隨著 nCB 增加，人工牙根周圍骨質應力值有降低的趨勢。將各組數據依 CB 做分類，把相同 CB 之數值以線條連接，得圖 3.10。從各線條顯示，除了 CB0.5 線條 (藍色菱形點線條) 外，其餘線條多在第二與第三個點 (nCB0.2 與 nCB0.4) 應力值走升，接續走跌，後又在第六個點 (nCB1) 走升，接續走跌，最後或再微幅走升的情形。檢視各組線條首點與最末點，發現 CB0.5 (藍色菱形點線條) 與 CB1.0 (粉

紅色方點線條) 其數據減幅最為顯著，其餘僅小幅減低。將圖 3.10 數據分布圖繪入三次多項式迴歸曲線 (圖 3.12; 迴歸方程式為： $y = 9.4455x^3 - 17.874x^2 - 6.1616x + 55.577$; $R^2 = 0.1434$)，隨 nCB 減增，發現周圍骨應力值呈緩步減低的趨勢。

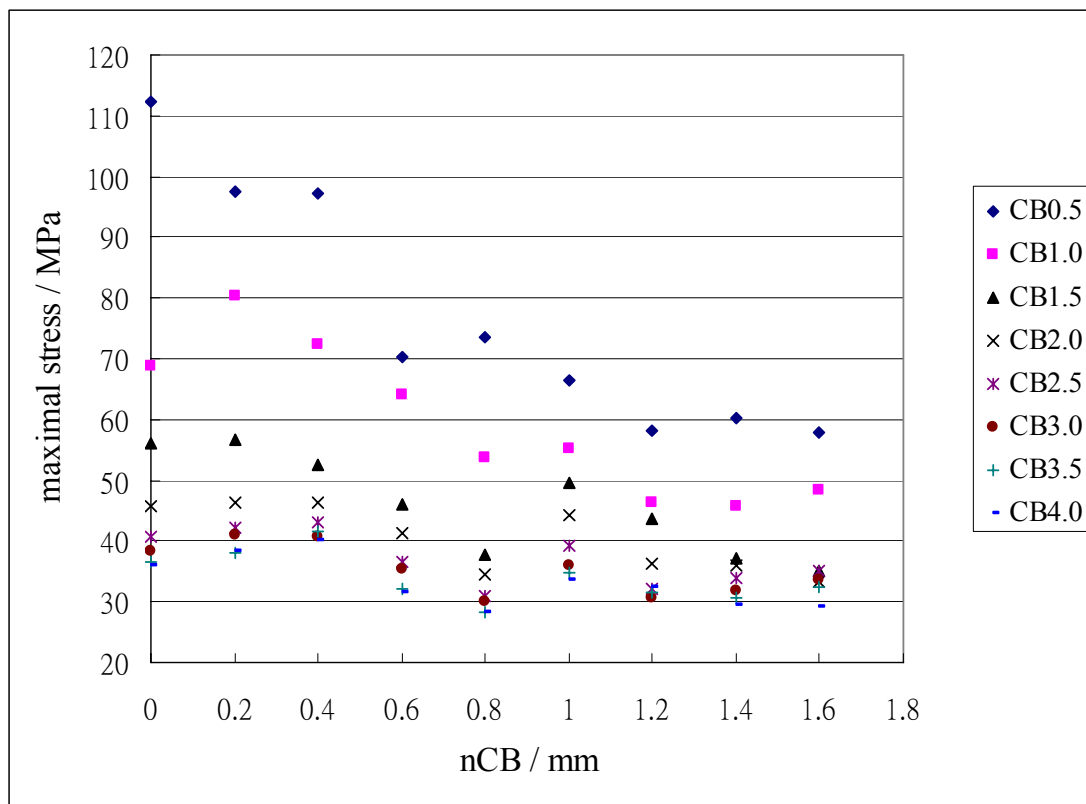


圖 3.10 實驗二：未接觸皮質骨厚度與植體周圍骨最大應力值之點狀分布圖。

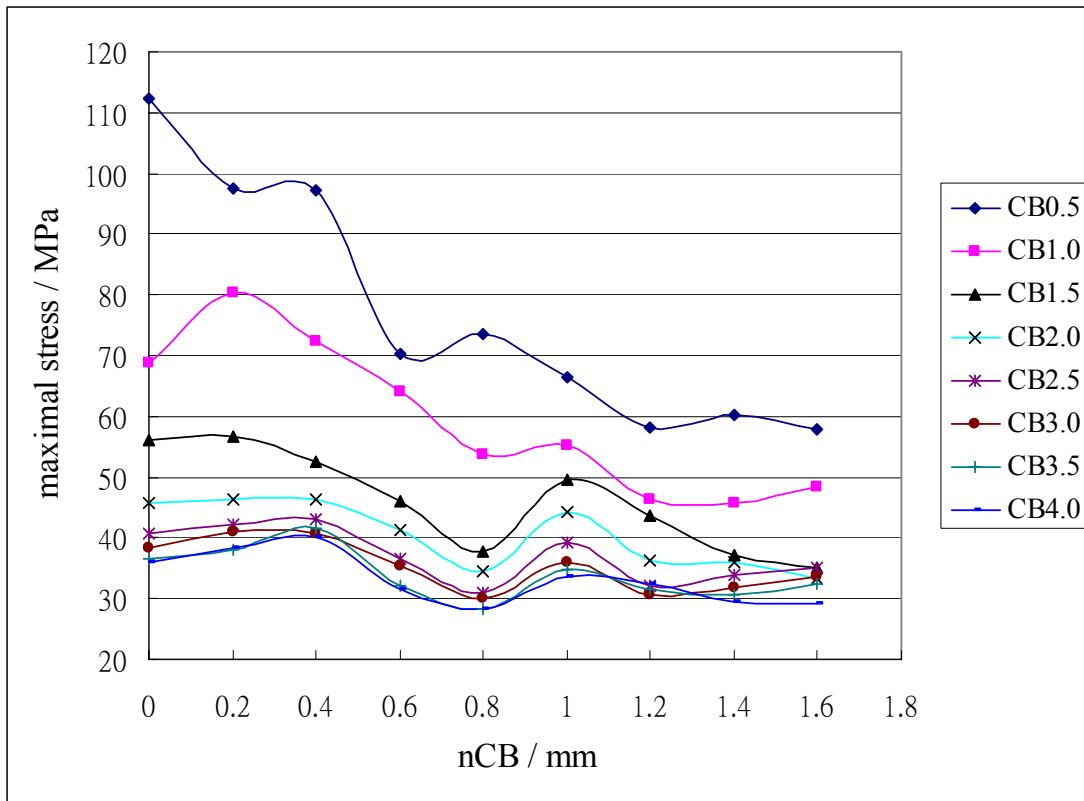


圖 3.11 實驗二：未接觸皮質骨厚度與植體周圍骨最大應力值之曲線圖。

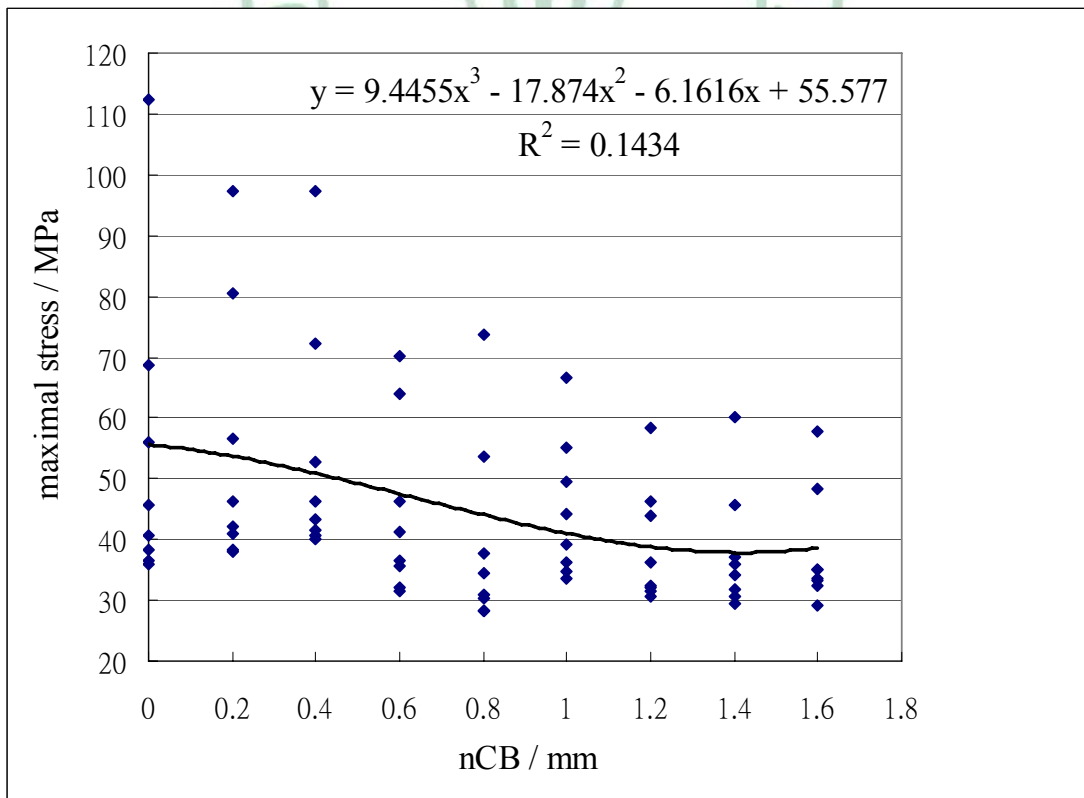


圖 3.12 實驗二：未接觸皮質骨厚度與植體周圍骨最大應力值之迴歸方程式與迴歸曲線圖。

3-3 體外模型實驗：實驗二之受力測試

實驗模擬四組模型，分別為 CB2- nCB0（模型一）、CB2- nCB1（模型二）、CB3- nCB0（模型三）、CB3- nCB1（模型四），在負荷機上進行 45° 斜向力 170N 之力學測試，植體周圍骨壓力側（設定為頰側，buccal side）與張力側（設定為舌側，lingual side）之數據，透過資料擷取系統運算取得之最大主應變值（ ϵ_{max} ）與最小主應變值（ ϵ_{min} ）。本研究進行五次力學測試，並取三組數據，求其平均值與標準差。詳細計算過程參見 2-5.3 段內容說明。



3-3.1 壓力側結果

表 3.9 與表 3.10 分別為所得壓力側最大應變值與最小應變值一覽表。深灰色區上方橫軸為四組模型代號，代號意義見段落 2-5 說明，深灰色區左側縱軸為壓力側(設定為 buccal side)所取之三組 ϵ_{\max} 與 ϵ_{\min} 代號，白色區為各組模型測得數值，單位為 microstrain，淺灰色區為各組三次數值之平均值 (mean) 與標準差 (SD)。

表 3.9 體外模型實驗：壓力側最大應變值。

	CB2- nCB0	CB2- nCB1	CB3- nCB0	CB3- nCB1
Buccal_ ϵ_{\max} _1	27.284	107.647	-289.991	56.849
Buccal_ ϵ_{\max} _2	86.657	116.108	-255.988	57.285
Buccal_ ϵ_{\max} _3	98.886	148.654	-216.965	72.376
mean	70.942	124.136	-254.315	62.170
SD	38.300	21.650	36.542	8.841

表 3.10 體外模型實驗：壓力側最小應變值。

	CB2- nCB0	CB2- nCB1	CB3- nCB0	CB3- nCB1
Buccal_ ϵ_{\min} _1	-1882.280	-1207.650	-955.009	-921.849
Buccal_ ϵ_{\min} _2	-2061.660	-1216.110	-1014.010	-932.285
Buccal_ ϵ_{\min} _3	-2093.890	-1293.650	-1128.040	-982.376
mean	-2012.610	-1239.137	-1032.353	-945.503
SD	114.014	47.399	87.962	32.356

3-3.2 張力側結果

表 3.11 與表 3.12 分別為所得張力側最大應變值與最小應變值一覽表，圖片說明同段落 3-3.1。

表 3.11 體外模型實驗：張力側最大應變值。

	CB2- nCB0	CB2- nCB1	CB3- nCB0	CB3- nCB1
Lingual_εmax_1	334.008	147.766	231.706	198.215
Lingual_εmax_2	276.423	109.221	222.463	190.065
Lingual_εmax_3	266.237	71.115	204.017	175.069
mean	292.222	109.367	219.395	187.783
SD	36.544	38.325	14.097	11.741

表 3.12 體外模型實驗：張力側最小應變值。

	CB2- nCB0	CB2- nCB1	CB3- nCB0	CB3- nCB1
Lingual_εmin_1	-194.008	-73.766	-66.706	-63.215
Lingual_εmin_2	-168.423	-64.221	-54.463	-58.065
Lingual_εmin_3	-149.237	-59.115	-47.017	-57.069
mean	-170.556	-65.701	-56.062	-59.450
SD	22.462	7.436	9.942	3.299

第四章 討論

骨頭是一種會隨著所受應力改變其骨量與內部結構，以適應外在環境的組織[35, 36]，不良的植體設計會對周圍骨造成局部應力集中，進而引起骨頭收吸，最終骨整合失敗。影響人工植體成敗的因素眾多[37]，而生物力學之影響仍是探討植體周圍骨吸收，或植體周圍組織保留於否的重要因素之一。人工植體與自然牙不同，在受到外力衝擊時，並無牙周組織提供避震與緩衝，而是形成以周圍骨脊為支點的槓桿效應，對力矩效應所形成的應力集中將更明顯[38]。Roberts et al [39]認為，人工植體周圍骨脊是高應力承受區，當應力負荷過大時，會在植體周圍骨形成微裂痕，進而造成骨頭的吸收與破壞。因此，降低人工植體周圍骨質之受力，以維持骨整合或促進、加速植體與骨界面的癒合有其必要的。人工植體設計與周圍骨形態影響著力量傳導的方式與特性，本研究透過植體與支台體體的連結設計，及植體周圍接觸皮質骨與未接觸皮質骨厚度的探討，分析應力傳遞與分佈，希望有效降低過度的骨質應力，達到避免骨整合失敗或植體周圍骨吸收的效果，期改善並達成理想的植體荷力形態。

4-1 實驗一：人工牙根與支台體接合形態對周圍骨應力之影響

4-1.1 接合寬度結果之討論

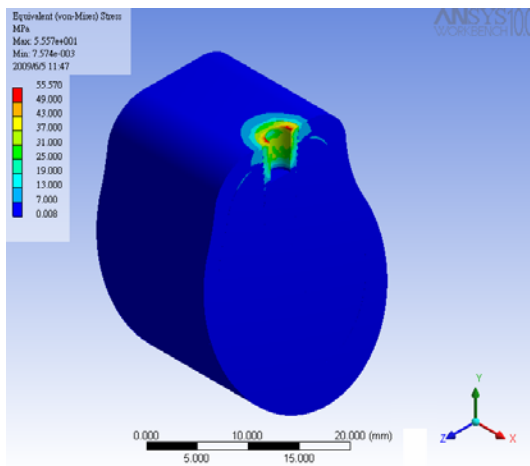
依接合寬度分類垂直力與斜向力所得結果，顯示較小之接合寬度其所得之周圍骨應力值較低。經 ANOVA 分析所得，垂直力方面 $P < 0.0001$ ，F value=212.43；斜向力方面 $P < 0.0001$ ，F value=29.56。兩種受力角度所得 P 值雖然相近，但檢視 F value 發現，當植體受力角度變大，F value 呈減小（向 1 趨近），代表組別間數據之差異性減小，因此推測接合寬度在斜向力的情況下，受力角度愈大其影響性會慢慢降低，也就是較小之接合寬度在承受垂直力時，對降低周圍骨應力值的效果較顯著，但隨著受力角度變大，其降低之效果減弱。此一趨勢亦可從檢視圖 3.1 與 3.2 之統計分析結果，垂直力（圖 3.1）時不同接合寬度間之數據分布分離性顯著，但斜向力（圖 3.2）時，不同接合寬度間之數據重疊區變大，數據分離性降低。

W3_D4_T2 與 W4_D4_T2 兩模型為範例做比較，先將模型之支台體隱藏，於近遠心中段處、植體中心軸頰舌側方向做剖面，檢視模型承受垂直力時應力分布情形（圖 4.1 a、b），結果顯示植體壁的厚度大小，影響著周圍骨的應力值。將人工牙根內側與支台體接合面應

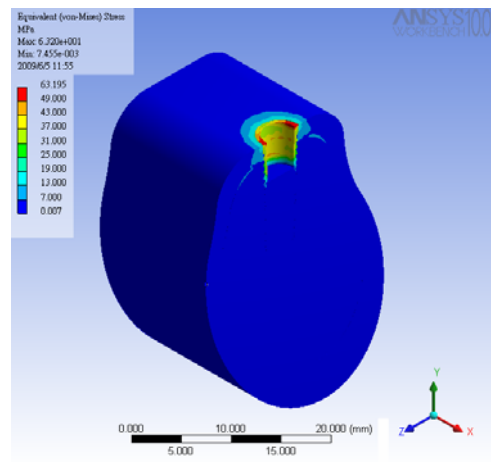
力分布放大 (圖 4.1 c、d)，圖形顯示模型 W4_D4_T2 因接合寬度較寬，使得植體壁厚度變薄，導致植體之應力值較高，而相對模型 W3_D4_T2 則呈現應力較分散，應力值較低的情形。進一步隱藏人工牙根，檢視植體周圍骨近頂部台平處之應力分布 (圖 4.1 e、f)，顯示植體壁的高應力值，會直接傳遞到骨頭，導致植體壁厚度較薄的植體(模型 W4_D4_T2)產生較高的骨應力值。

W3_D4_T2 與 W4_D4_T2 兩模型承受斜向力時應力分布情形(圖 4.2 a、b)。人工牙根內側與支台體接合面之應力分布圖放大 (圖 4.2 c、d)，雖然植體壁厚度變薄的植體(W3_D4_T2)最大應力值較低，但仔細觀察其應力分布，發現 W3_D4_T2 之外圍植體壁(貼近骨頭部位區域)的應力值較高，這亦導致植體壁厚度較薄的植體(模型 W3_D4_T2)產生較高的骨應力值 (圖 4.2 e、f)

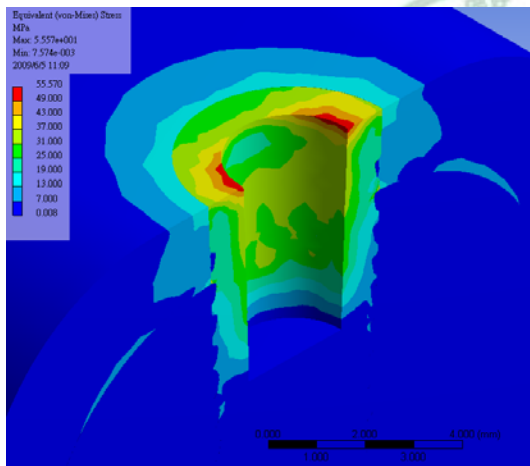
Maeda et al [12]利用有限元素分析研究外六角接合植體，分別與等徑寬支台體及平台移轉支台體接合，於承受垂直力之應力分布情形，報告中提到平台移轉接合，提供植體頂部平台接合處一段側向的應力分散空間，因而減低高應力區對周圍骨直接之影響。本研究內錐狀支台體不同之接合寬度比較上，較小之接合寬度因提供了較寬厚之植體壁，因此應力於植體內有較大之分散空間，使得植體外壁的應力值降低，植體外壁的應力值降低，可有效減少周圍骨之應力集中。



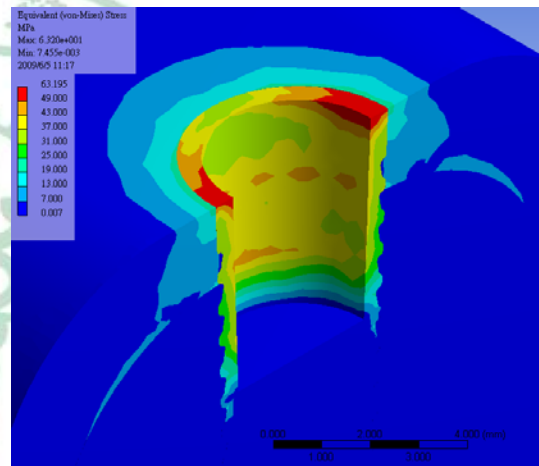
(a) 模型 W3_D4_T2 剖面圖。



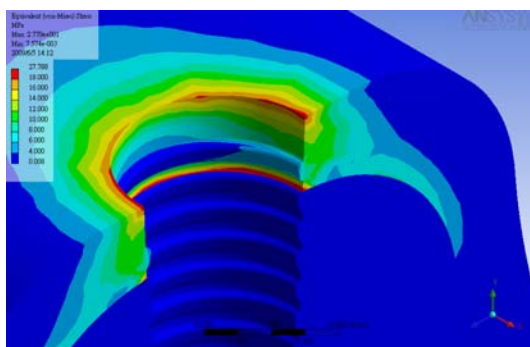
(b) 模型 W4_D4_T2 剖面圖。



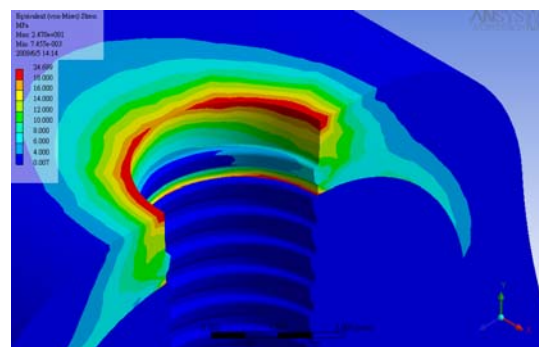
(c) 模型 W3_D4_T2 人工牙根內側面。



(d) 模型 W4_D4_T2 人工牙根內側面。

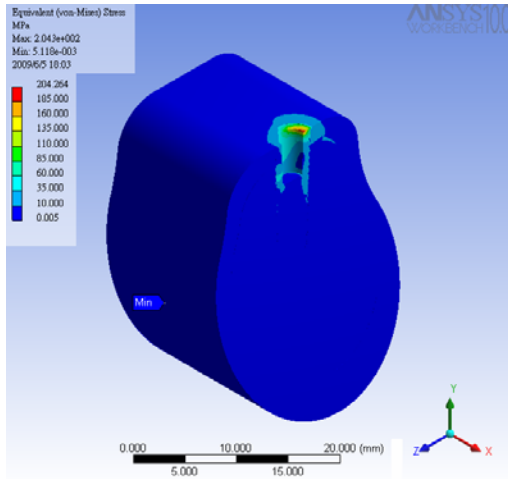


(e) 模型 W3_D4_T2 皮質骨內側面。

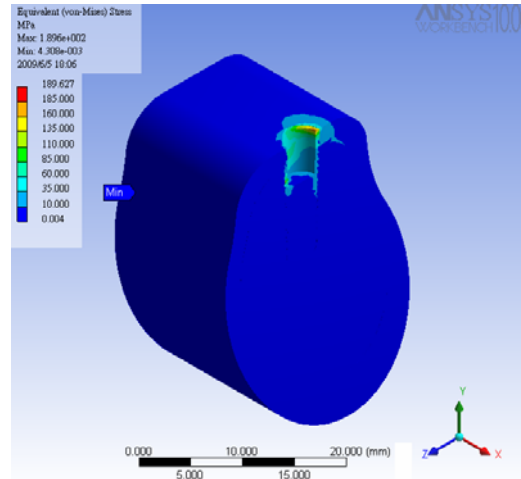


(f) 模型 W4_D4_T2 皮質骨內側面。

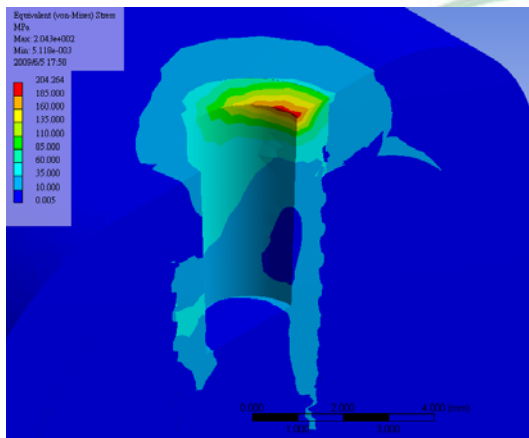
圖 4.1 比較不同接合寬度對植體承受垂直力時造成之影響，圖左所示之模型為 W3_D4_T2，圖右為 W4_D4_T2。



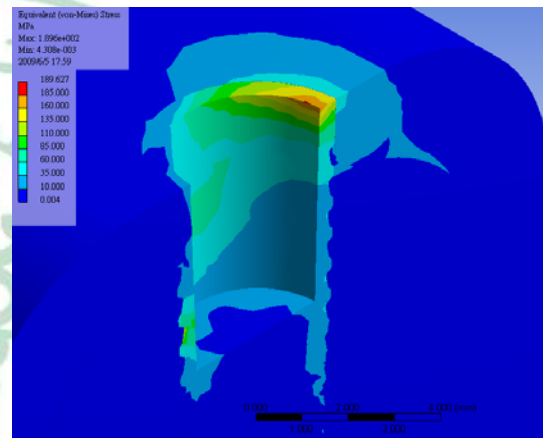
(a) 模型 W3_D4_T2 剖面圖。



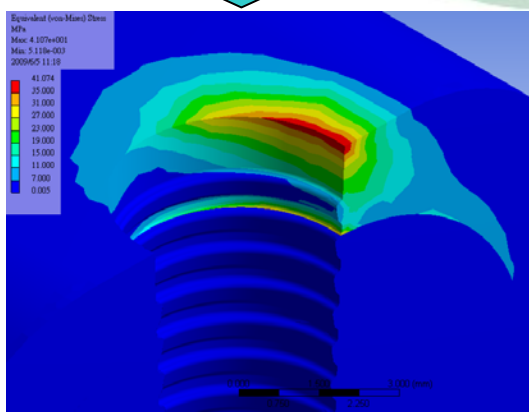
(b) 模型 W4_D4_T2 剖面圖。



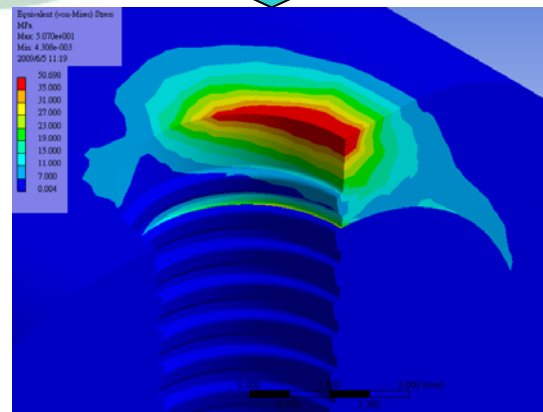
(c) 模型 W3_D4_T2 人工牙根內側面。



(d) 模型 W4_D4_T2 人工牙根內側面。



(e) 模型 W3_D4_T2 皮質骨內側面。



(f) 模型 W4_D4_T2 皮質骨內側面。

圖 4.2 比較不同接合寬度對植體承受斜向力時造成之影響，圖左所示之模型為 W3_D4_T2，圖右為 W4_D4_T2。

Maeda et al [12]報告中亦提到，支台體之最大應力值於平台移轉接合之模型中明顯較高，本研究的結果也發現，植體壁愈寬(亦是接合寬度較小)之植體雖減低周圍骨應力，卻會縮小支台體的尺寸，使得支台體的應力值提高，應力集中更明顯，(圖 4.3 和圖 4.4)，因此臨床應留意降低接合寬度可能造成支台體疲勞斷裂之風險。

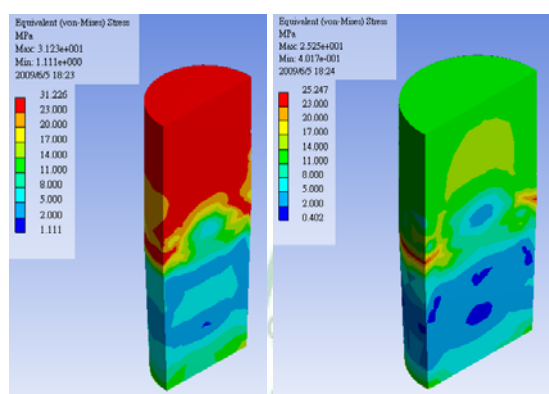


圖 4.3 支台體頰舌側剖面圖，比較不同接合寬度之支台體承受垂直力時之應力分布，圖左所示之模型為 W3_D4_T2，圖右為 W4_D4_T2。

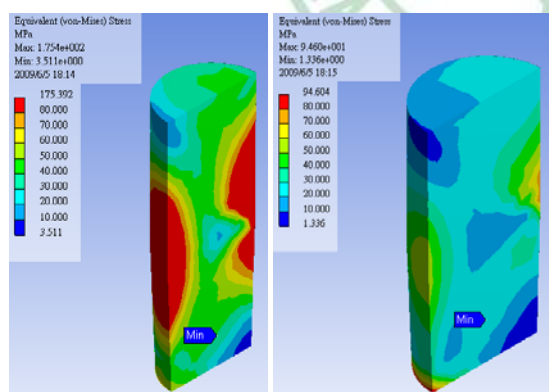


圖 4.4 支台體頰舌側剖面圖，比較不同接合寬度之支台體承受斜向力時之應力分布，圖左所示之模型為 W3_D4_T2，圖右為 W4_D4_T2。

W3_D4_T2 與 W4_D4_T2 兩模型之比較發現，植體周圍骨之應力分布主要集中在皮質骨。細部觀察模型承受垂直力之圖例（圖 4.1 e、f），此時高應力集中區並非僅出現在近植體頂部平台處，皮質骨與海綿骨交界處為另一個高應力集中點，且為最大應力值出現處，但此現象在承受斜向力之模型中並不明顯。將實驗中 36 組受垂直力之模型，各別檢視皮質骨上緣及下緣，並將兩處之最大應力值分別紀錄，得表 4.1，深灰色區為模型符號（符號說明同表 3.1），模型符號右側白色區為各模型植體周圍骨最大應力值（單位為 MPa），分骨上緣及骨下緣（粗體字），淺灰色區為各組數值之平均值（mean）與標準差（SD）。結果發現所有模型承受垂直力（OF）時，植體周圍骨下緣最大應力值皆高於骨上緣，且隨著接合寬度增加，骨下緣應力值減小，而骨上緣應力值提高，此現象是否意味著較小之接合寬度傳遞較多之應力予周圍骨深處，亦可相對減少植體頂部平台處之骨應力值？未來有待進一步的研究，以探討其原因。然而，Bozkaya et al [13]與Baggi et al [1, 2]於研究中說明皮質骨與海綿骨交界處高應力區，乃垂直力所造成，屬張應力區，而近植體頂部平台處高應力區，則為水平力所造成，屬壓應力區。骨下緣應力集中主因在材質不連續面，為模型設計時所產生，但實際人體下顎骨並無如此顯著之不連續，而是由皮質骨漸進至海綿骨，因此推測臨床上此高應力集中區應不明顯，主

要仍集中在近植體頂部平台處之皮質骨。

表 4.1 實驗一：垂直力所得植體周圍骨上緣及下緣最大應力值，依接合寬度分類。

模型符號	OF_植體周圍骨最大應力值 (MPa)		模型符號	OF_植體周圍骨最大應力值 (MPa)		模型符號	OF_植體周圍骨最大應力值 (MPa)	
	骨上緣	骨下緣		骨上緣	骨下緣		骨上緣	骨下緣
W3_D8_T2	18.9	28.239	W3.5_D8_T2	19.9	27.786	W4_D8_T2	21.1	25.399
W3_D8_T4	18.8	28.862	W3.5_D8_T4	19.4	27.766	W4_D8_T4	20.8	26.841
W3_D8_T6	18.7	28.764	W3.5_D8_T6	19.6	29.186	W4_D8_T6	20.4	27.139
W3_D8_T8	18.7	29.296	W3.5_D8_T8	19.5	28.684	W4_D8_T8	20.3	27.334
W3_D6_T2	19.0	28.514	W3.5_D6_T2	19.7	27.582	W4_D6_T2	21.9	25.993
W3_D6_T4	18.9	28.667	W3.5_D6_T4	19.9	28.189	W4_D6_T4	21.1	26.407
W3_D6_T6	18.8	28.543	W3.5_D6_T6	19.7	28.035	W4_D6_T6	20.7	26.653
W3_D6_T8	18.8	28.844	W3.5_D6_T8	19.6	29.082	W4_D6_T8	20.5	27.063
W3_D4_T2	19.4	27.788	W3.5_D4_T2	20.1	26.874	W4_D4_T2	22.1	24.699
W3_D4_T4	19.5	28.35	W3.5_D4_T4	20.0	27.141	W4_D4_T4	21.7	25.819
W3_D4_T6	19.4	28.838	W3.5_D4_T6	20.1	28.031	W4_D4_T6	21.2	25.965
W3_D4_T8	19.1	29.009	W3.5_D4_T8	19.5	28.667	W4_D4_T8	20.8	27.68
mean	19.000	28.643	mean	19.750	28.085	mean	21.050	26.416
SD	0.286	0.394	SD	0.243	0.721	SD	0.589	0.871

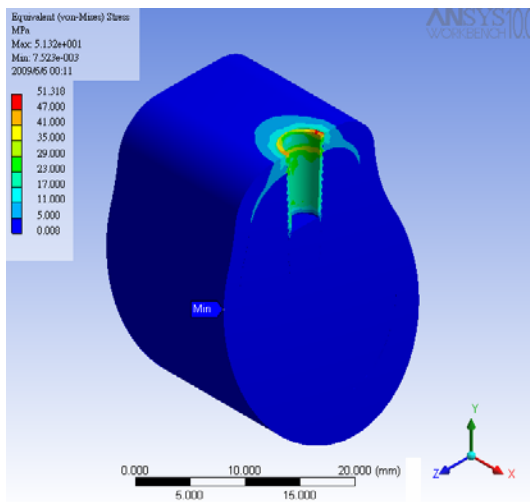
4-1.2 接合深度結果之討論

依接合深度分類垂直力與斜向力所得結果，顯示較深之接合深度其所得之周圍骨應力值較低，經 ANOVA 分析所得，垂直力方面 $P < 0.0001$ ，F value=16.22；斜向力方面 $P < 0.0001$ ，F value=27.66。兩種受力角度所得 P 值雖然相近，但檢視 F value 發現，當植體受力角度變大，F value 呈增加（向 1 趨遠），代表組別間數據之差異性增加，因此推測接合深度在斜向力的情況下，受力角度越大下其影響性會慢慢增加，也就是接合深度較深之植體承受垂直力時，其降低周圍骨應力值之效果不明顯，但隨著受力角度變大，其降低骨應力值之效果

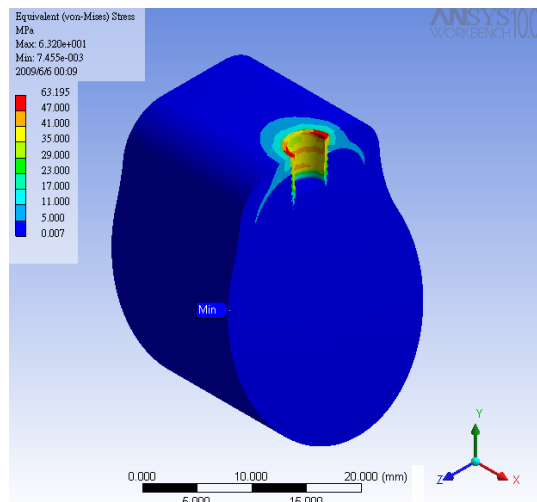
漸漸增加。此一趨勢亦可從檢視圖 3.3 與 3.4 之統計分析結果，垂直力（圖 3.3）時不同接合寬度間之數據分布重疊區間大，分離性不顯著，但斜向力（圖 3.4）時，不同接合寬度間之數據重疊區減小，數據分離性增加。

D8_W4_T2 與 D4_W4_T2 兩模型為範例做比較，先將模型之支台體隱藏，於近遠心中段處、植體中心軸頰舌側方向做剖面，檢視模型承受垂直力時應力分布情形（圖 4.5 a、b），結果顯示植體與支台尺之接合深度所導致之接觸面積的大小，影響著周圍骨的應力值。將人工牙根內側與支台體接合面之應力分布圖放大（圖 4.5 c、d），圖形顯示模型 D4_W4_T2 因接合深度較淺，與植體壁接觸面積較小，應力分布較集中，應力值較高，而相對模型 D8_W4_T2 則呈現應力較分散，應力值較低的情形，與周圍皮質骨接觸部分之應力值亦較低。進一步隱藏人工牙根，檢視植體周圍骨近頂部台平處之應力分布（圖 4.5 e、f），顯示模型 D4_W4_T2 應力值略高於 D8_W4_T2。

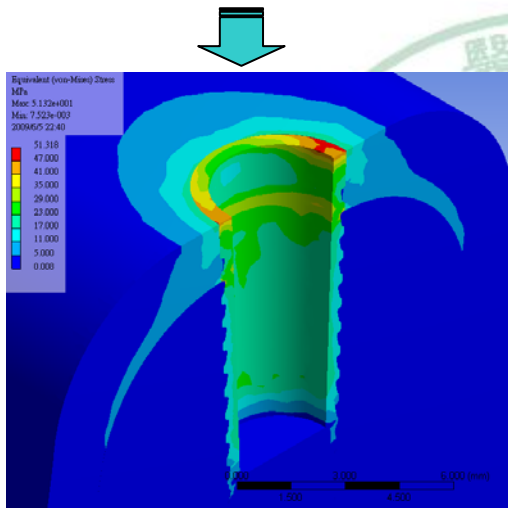
同樣檢視模型承受斜向力時應力分布情形（圖 4.6 a、b）。將人工牙根內側與支台體接合面之應力分布圖放大（圖 4.6 c、d），圖形顯示模型 D4_W4_T2 應力分布情形明顯較 D8_W4_T2 集中且應力值高，植體周圍骨近頂部台平處之應力分布（圖 4.6 e、f），同樣顯示模型 D4_W4_T2 明顯較 D8_W4_T2 應力值高。



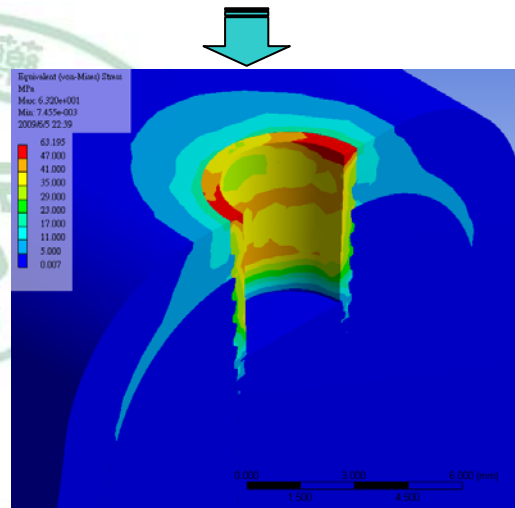
(a) 模型 D8_W4_T2 剖面圖。



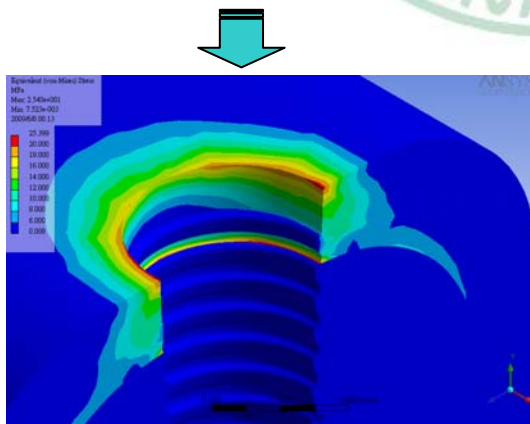
(b) 模型 D4_W4_T2 剖面圖。



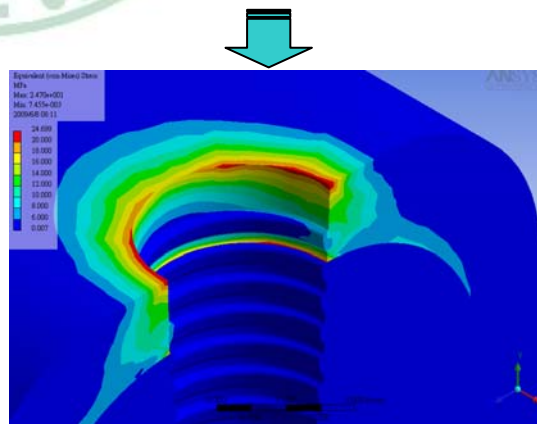
(c) 模型 D8_W4_T2 人工牙根內側面。



(d) 模型 D4_W4_T2 人工牙根內側面。

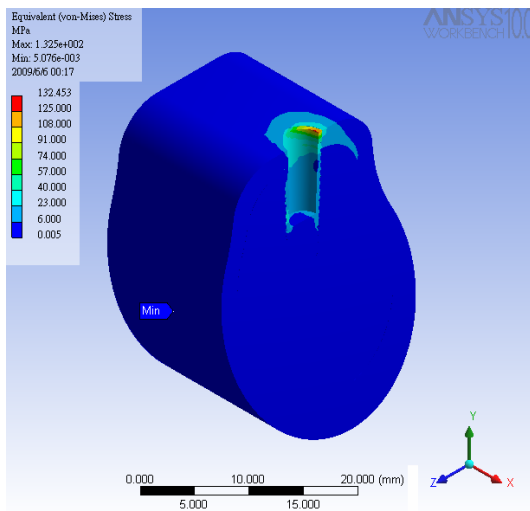


(e) 模型 D8_W4_T2 皮質骨內側面。

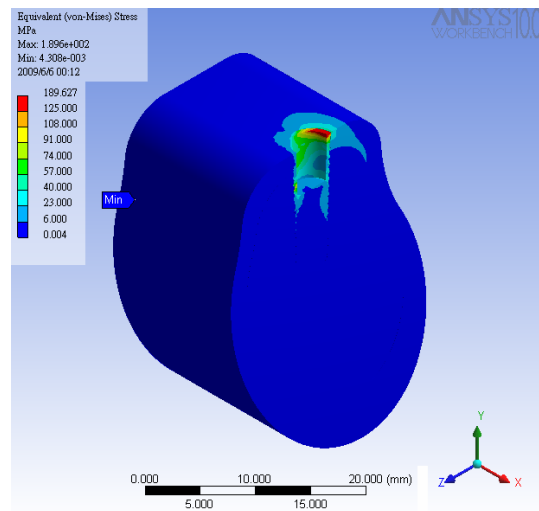


(f) 模型 D4_W4_T2 皮質骨內側面。

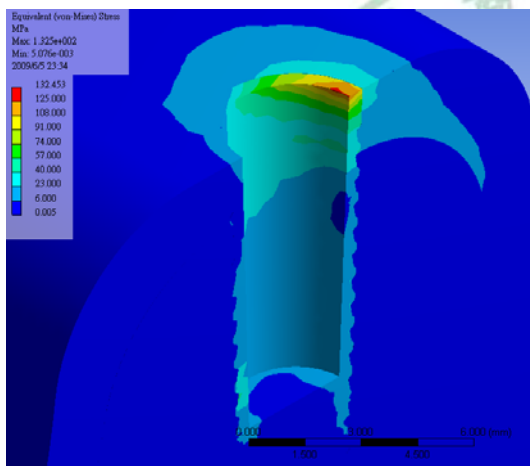
圖 4.5 比較不同接合深度對植體承受垂直力時造成之影響，圖左所示之模型為 D8_W4_T2，圖右為 D4_W4_T2。



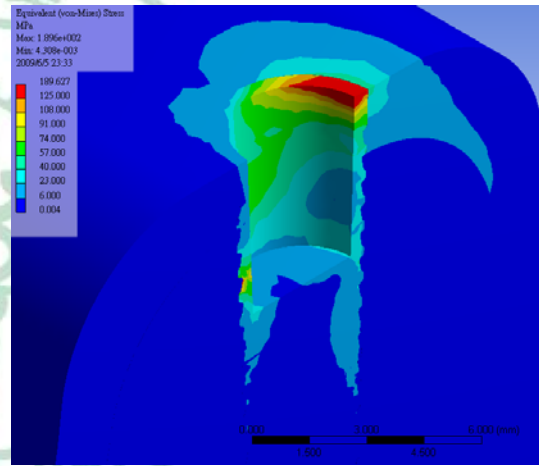
(a) 模型 D8_W4_T2 剖面圖。



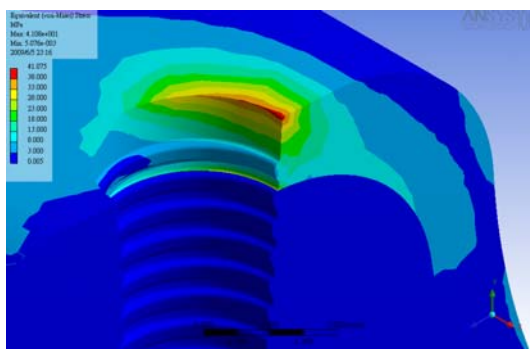
(b) 模型 D4_W4_T2 剖面圖。



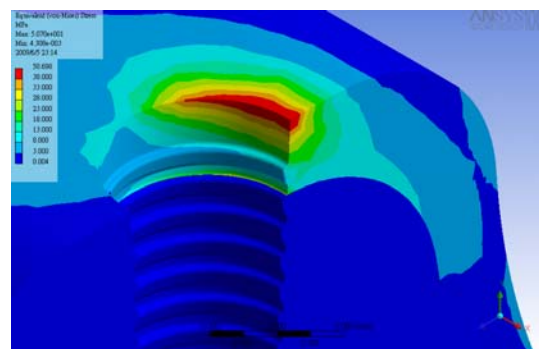
(c) 模型 D8_W4_T2 人工牙根內側面。



(d) 模型 D4_W4_T2 人工牙根內側面。



(e) 模型 D8_W4_T2 皮質骨內側面。



(f) 模型 D4_W4_T2 皮質骨內側面。

圖 4.6 比較不同接合深度對植體承受斜向力時造成之影響，圖左所示之模型為 D8_W4_T2，圖右為 D4_W4_T2。

Chun et al [6]與 Maeda et al [4]皆於報告中提到，植體與支台體在不同深度的接合方式下，承受垂直力時，其應力分布差異並不顯著，但承受斜向力或水平力時周圍骨應力明顯不同；Maeda et al [4]認為內六角接合相較於外六角接合，可透支台體向下延伸的接合壁分散應力並向下傳遞，減少植體頸部的應力負擔。Chun et al [6]則認為延伸植體與支台體接合深度可降低水平分力對植體造成的力矩效應，減低應力對周圍骨脊的影響。本研究結果明確顯示，增加接合深度可將應力傳導至接合處，幫助應力分散，減低周圍骨脊受力，尤其在承受斜向力時，此降低骨質應力值的效果更為明顯。

4-1.3 接合角度結果之討論

實驗一所探討三項因素其 ANOVA 分析結果，垂直力方面接合寬度 $P < 0.0001$ ，F value=212.43；接合深度 $P < 0.0001$ ，F value=16.22；接合角度 $P = 0.0002$ ，F value=9.25。斜向力方面接合寬度 $P < 0.0001$ ，F value=29.56；接合深度 $P < 0.0001$ ，F value=27.66；接合角度 $P = 0.83$ ，F value=0.3。其中接合角度在兩種不同方向受力中所得之 P 值，相較於另兩項因素結果為大，顯示不同接合角度之數據差異性較小，甚至在斜向力結果未達顯著差異 ($P = 0.83$)，因此判斷接合角度在三項因

素中對周圍骨應力值之影響性最不明顯。從應力傳遞探討其原因，當垂直力施加於支台體時(圖 4.7)，支台體施以植體接合斜向乙正向分力與乙側向分力，正向分力將再進一步傳遞至植體周圍骨質，造成骨應力值提昇。當植體與支台體接合角度小時，正向分力較小，周圍骨應力值較低，接合角度大時，正向分力較大，周圍骨應力值較高，因此在不同接合角度承受垂直力時造成周圍骨應力值之差異

($P=0.0002$)。

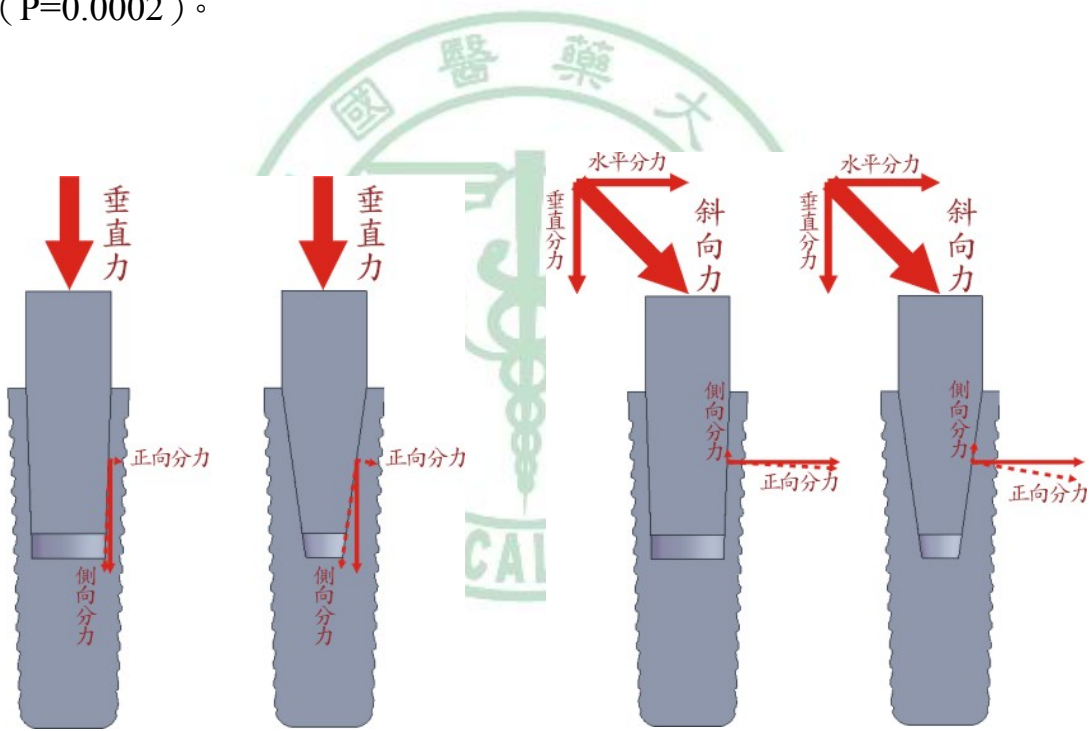


圖 4.7 垂直力對不同接合角度之影響，圖左為接合角度 2 度，圖右為接合角度 8 度。

圖 4.8 斜向力對不同接合角度之影響，圖左為接合角度 2 度，圖右為接合角度 8 度。

當斜向力施加於支台體時(圖 4.8)，斜向力造成之水平分力同樣施以植體接合斜向乙正向分力與乙側向分力，但此時水平分力相較於垂直分力之正向分力，影響性將大為提高，且植體與支台體接合角度小時，水平分力造成之正向分力較大，接合角度大時，正向分力較小，其效應相反於垂直力之影響，將造成相互抵銷之結果，使得不同接合角度承受斜向力時，周圍骨應力值無顯著差異 ($P=0.83$)。

4-1.4 綜合比較與討論

不同植體與支台體接合方式影響應力傳遞方式與周圍骨應力表現，在接合寬度的探討方面，本研究證實不論在垂直力與斜向力的受力條件下，縮減接合寬度可明顯降低周圍骨應力值。在接合深度的探討方面，就相對複雜許多，因為接合深度所造成之骨質應力值降低的幅度與受力的條件、接合寬度有相當高的關連性。在垂直力的情況下，不同接合深度之設計，雖然會對周圍骨應力值造成影響，但其影響性與接合寬度相比較，此應力數值差異度較小，且周圍骨應力分布相似(圖 4.5)，從表 3.3 亦可看出數值差異不明顯，但承受斜向力的情況下，周圍骨應力卻有不同的數值差異，細部檢視表 3.4 斜向力對不同接合深度的影響，發現不同接合寬度受接合深度的影響亦不相

同。將表 3.4 依接合寬度再分類得表 4.2 (圖表說明同 3-1.1 段表 3.1)，第一層 (上層) 為接合寬度 3 mm (W3)，第二層 (中層) 為接合寬度 3.5 mm (W3.5)，第三層 (下層) 為接合寬度 4 mm (W4)，各層淺灰色區為不同接合深度 (D8、D6、D4) 組別之平均值 (mean) 與標準差 (SD)。檢視第一層接合寬度 3 mm 時，接合深度 D8、D6、D4 之平均值分別為 39.321 MPa、39.508 MPa、41.02 MPa；第二層接合寬度 3.5 mm 時，接合深度 D8、D6、D4 之平均值分別為 40.086 MPa、40.503 MPa、42.919 MPa；第三層接合寬度 4 mm 時，接合深度 D8、D6、D4 之平均值分別為 41.228 MPa、42.727 MPa、47.819 MPa，從平均值差異分析，其中數值差異最明顯為第三層接合寬度 4 mm。從數據分布檢示表 4.2 三層數值受不同接合深度影響所得周圍骨最大應力值 (圖 4.9)，表 4.2 第一層數據繪得圖 4.9 左上方圖，第二層數據繪得圖 4.9 上方圖，第三層數據繪得圖 4.9 左方圖。

表 4.2 實驗一：斜向力所得植體周圍骨近平台處最大應力值，依接合深度與接合寬度分類。

接合深度： 8 mm	OF_最大應力值 (MPa)	接合深度： 6 mm	OF_最大應力 值 (MPa)	接合深度： 4 mm	OF_最大應力值 (MPa)
D8_W3_T2	38.714	D6_W3_T2	39.139	D4_W3_T2	41.074
D8_W3_T4	39.235	D6_W3_T4	39.393	D4_W3_T4	41.113
D8_W3_T6	39.579	D6_W3_T6	39.7	D4_W3_T6	40.996
D8_W3_T8	39.755	D6_W3_T8	39.801	D4_W3_T8	40.897
mean	39.321	mean	39.508	mean	41.020
SD	0.459	SD	0.301	SD	0.095
D8_W3.5_T2	39.713	D6_W3.5_T2	39.89	D4_W3.5_T2	43.73
D8_W3.5_T4	39.408	D6_W3.5_T4	40.557	D4_W3.5_T4	42.932
D8_W3.5_T6	40.354	D6_W3.5_T6	40.684	D4_W3.5_T6	43.014
D8_W3.5_T8	40.869	D6_W3.5_T8	40.882	D4_W3.5_T8	41.999
mean	40.086	mean	40.503	mean	42.919
SD	0.654	SD	0.430	SD	0.710
D8_W4_T2	41.075	D6_W4_T2	44.266	D4_W4_T2	50.698
D8_W4_T4	40.951	D6_W4_T4	42.456	D4_W4_T4	47.941
D8_W4_T6	41.399	D6_W4_T6	42.166	D4_W4_T6	46.475
D8_W4_T8	41.485	D6_W4_T8	42.019	D4_W4_T8	46.162
mean	41.228	mean	42.727	mean	47.819
SD	0.255	SD	1.042	SD	2.070

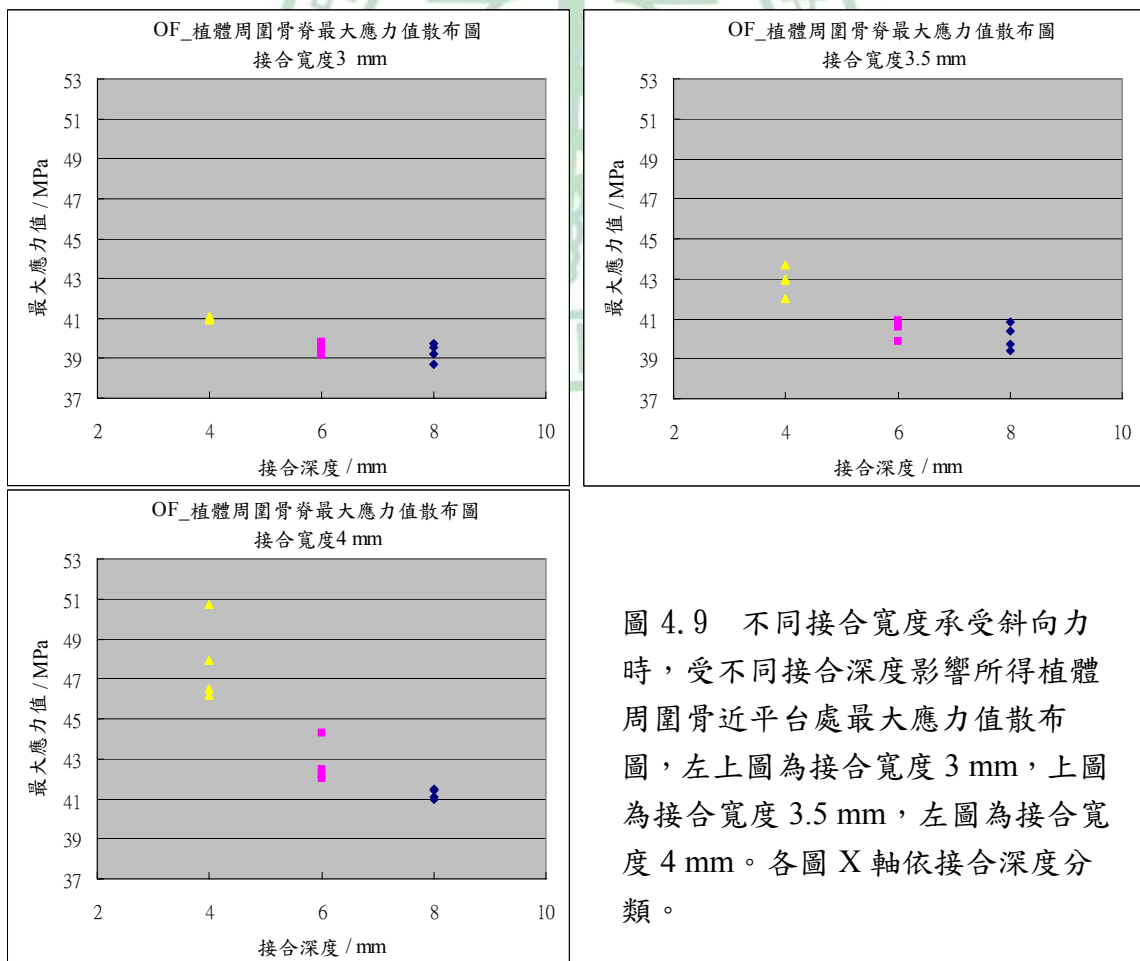


圖 4.9 不同接合寬度承受斜向力時，受不同接合深度影響所得植體周圍骨近平台處最大應力值散布圖，左上圖為接合寬度 3 mm，上圖為接合寬度 3.5 mm，左圖為接合寬度 4 mm。各圖 X 軸依接合深度分類。

從各圖數據分布顯示，在斜向力的受力情況下，接合寬度增加，不同接合深度間的數據分離性亦增加，代表各組受接合深度的影響愈明顯，顯示接合深度對周圍骨應力之影響隨著接合寬度的增加而有愈明顯的趨勢，其中接合寬度 4 mm 之模型(圖 4.9 左方圖)最為顯著。以接合寬度、接合深度與接合角度，這三個設計參數對周圍骨應力的影響度相比較，發現接合寬度對周圍骨應力之影響性仍高於接合深度，而接合角度的影響性最小。

平台移轉設計基本上與接合寬度、接合深度等參數有關，目前雖無臨床研究比較愈大的平台移轉寬度是否能有愈佳的臨床表現，但過度的縮減接合寬度(亦即過大的植體壁厚度)卻可能大大提高了支台體的應力負擔，造成支台體斷裂的風險提高，因此在合理的接合寬度縮減下，增加平台移轉設計之接合深度也許提供了另一個減低植體周圍骨應力的方法，將有助於斜向受力或水平受力時的應力分散。但線性增加接合深度似乎也無法線性降低周圍骨應力，從表 3.4 各組平均值可看出端倪，組別 D4、D6、D8 平均值分別為 43.919 MPa、40.913 MPa、40.212 MPa，應力值減小的幅度已有明顯趨緩的趨勢，顯示接合深度亦非愈深愈有利於應力表現。

截至目前為止，並無文獻探討植體與錐狀支台體間不同接合角度對周圍骨應力的影響，但從本研究的結果發現，接合角度對周圍骨應

力之影響遠小於接合寬度與接合深度，因此在探討植體與錐狀支台體接合對應力傳遞的影響時，支台體錐狀角度也許是一項可忽略的因素。但是從其它方面檢視接合角度，仍有其重要性，文獻指出兩接合物間錐狀（taper）角度增加，固位性（retention）隨之減弱[40, 41]，因此減小植體與錐狀支台體接合角度，或能提供臨床上植體與支台體較強的固位性與接合穩定性，或許可做為另一個考量接合角度大小的原因。

本研究探討植體與錐狀支台體間接合寬度、接合深度、與接合角度的對周圍骨應力的影響，所得結果若應用在皮質骨極薄或缺乏之區域，如上顎後牙區時，三項因素是否仍表現相同或相類似之特性？，也有待進一步的研究去驗證。

4-2 實驗二：人工牙根於不同骨脊下植入位置對周圍骨應力之影響

4-2.1 接觸皮質骨之討論

人工植體受力時，周圍接觸皮質骨為最直接的骨應力承擔部位，接觸皮質骨愈厚，可分擔應力的範圍愈大。依接觸皮質骨厚度分類排序所得結果（表 3.7），各組最大應力平均值顯示，接觸皮質骨愈厚其所得之周圍骨應力值愈低。但接觸皮質骨增加，其降低周圍骨應力值的能力，可以在 $CB=2.5\text{ mm}$ 為一個閾值，在 $CB \leq 2.5\text{ mm}$ ，增加 CB 厚度，具有明顯降低骨質受力的效果， $CB > 2.5\text{ mm}$ ，增加 CB 厚度，並無顯著降低骨質受力的效果。另一方面各組標準差隨著接觸皮質骨厚度增加，數值漸小，顯示各組因未接觸皮質骨所造成的差異性減低，此現象亦可從圖 3.7 數據分布明顯視出，圖形在 CB 較小時，數值較分散，受 nCB 影響較大； CB 較大時，數值較集中，受 nCB 影響較小。檢示模型之應力分布，以 $nCB0$ 為範例，比較 $CB0.5$ 至 $CB4.0$ 之模型（圖 4.10），於近遠心中段處、植體中心軸頰舌側方向做剖面（圖 4.9 a），放大檢視上層皮質骨之應力分布（圖 4.10 b-i）。由圖中可發現，模型在 $CB0.5$ （圖 4.10 b）時應力最為集中，應力值最高，隨著接觸皮質骨增厚，應力開始往下分散，於 $CB0.5$ 至 $CB2.0$

(圖 4.10 b-e) 應力值顯著降低，且高應力區明顯縮減，但隨著接觸皮質骨繼續增厚，應力雖然仍向下分擔，但主要的骨應力承受區仍集中在上部，下部分散應力的效果有限，以致 CB2.5 至 CB4.0 (圖 4.10 f-i) 應力分布形勢以相近，最大應力值減幅縮小，尤其 CB3.5 與 CB4.0 (圖 4.10 h、i) 兩模型應力分布形態與最大應力值幾近相同。

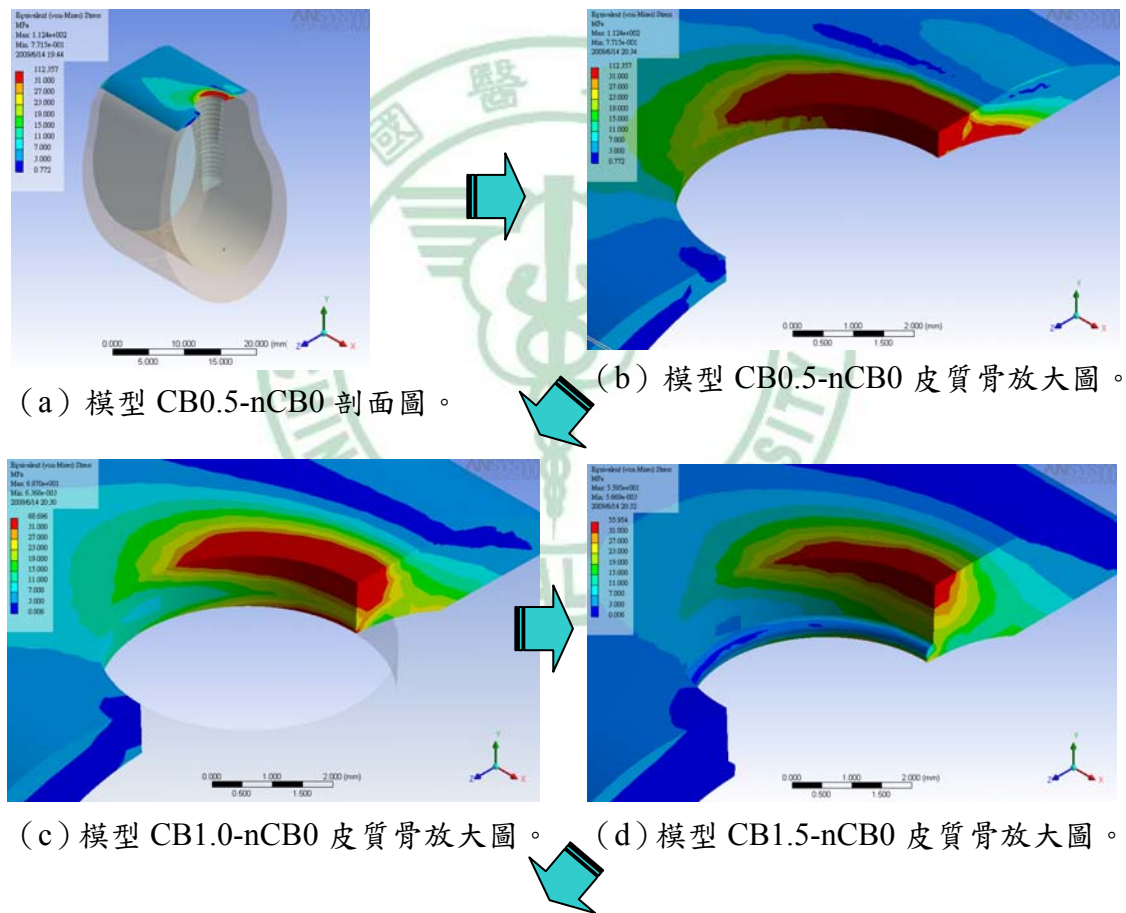


圖 4.10 比較不同厚度的接觸皮質骨 (CB) 其應力分布形態 (接下頁)。

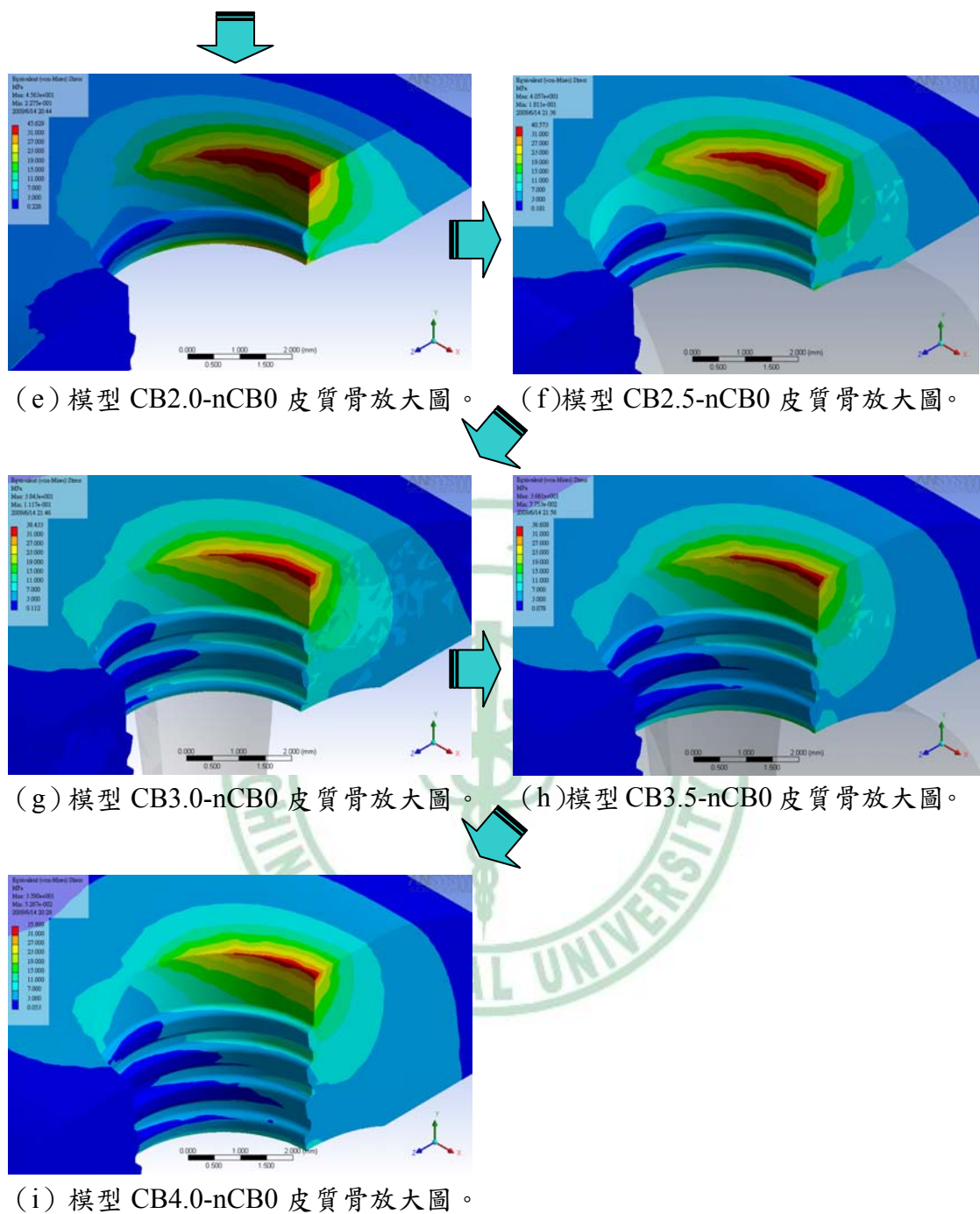


圖 4.10 比較不同厚度的接觸皮質骨(CB)其應力分布形態(接上頁)。

4-2.2 未接觸皮質骨之討論

人工植體的成功仰賴周圍軟硬組織的整合，傳統認為植體在第一年功能受力後，會有較大的骨吸收量，形成如碗碟狀（saucerization）的植體周圍骨形態，但這樣的臨床現象近年來開始受到質疑，植體周圍骨吸收似非必然，甚至可維持骨脊下植入時的形態[9, 32]。使用 subcrestal implant placement 的手術植入方式，人工植體在骨脊下植入位置時，周圍皮質骨於植體平台上會出現一段未接觸皮質骨，未接觸皮質骨於人工植體受力時，於周圍骨應力的分擔上有何重要性，截至目前為止仍未有相關研究提出看法。本研究透過電腦模擬不同厚度的未接觸皮質骨，希望進一步瞭解未接觸皮質骨在骨應力傳遞上究竟扮演何種角色。

依未接觸皮質骨厚度分類排序所得結果（表 3.8），雖各組間趨勢並非一致，就大致趨勢而言，未接觸皮質骨的厚度提高，骨應力值平均值是降低的，迴歸曲線圖（圖 3.12），雖相關係數之判定值 R^2 偏低($R^2 = 0.1434$)，但仍可觀察出相似的走勢。細部觀察各組數值，除 CB0.5(CB 表示接觸皮質骨，0.5 表示有 0.5mm 之皮質骨與植體接觸)外，各組 nCB0.2 (nCB 表示未接觸皮質骨，0.2 表示 0.2mm 之皮質骨未與植體接觸)數值皆高於 nCB0，且 nCB1.0 數值皆高於 nCB0.8，

從圖 3.11 亦可發現數值在 nCB0.2 與 nCB1.0 有提升的現象。檢視模型之應力分布，以 CB1.5 為範例，比較 nCB0 至 nCB1.6 之模型（圖 4.11），於近遠心中段處、植體中心軸頰舌側方向做剖面（圖 4.11 a），放大檢視上層皮質骨之應力分布（圖 4.11 b-j）。模型 nCB0（圖 4.11 b）骨應力分布主要往水平向與垂直向，當未接觸皮質骨厚度小幅出現時（圖 4.11 c），水平向的應力分散範圍縮小，垂直向的應力分散範圍則向上增加，但此時最大應力值提高，隨著未接觸皮質骨繼續增厚（圖 4.11 d、e、f），垂直向的應力分散範圍持續擴大，最大應力值直接續減低。當模型來到 nCB1.0 時（圖 4.11 g），應力分布圖上出現一塊明顯的分散斷層，而此時的最大應力值再次出現增高的現象，其後隨著未接觸皮質骨繼續增厚（圖 4.11 h、i、j），垂直向的應力分散範圍仍持續擴大，最大應力值再繼續降低，但減幅趨緩，甚至部分組別（CB1.0、CB2.5、CB3.0、CB3.5）在 nCB1.6 時應力值走高。

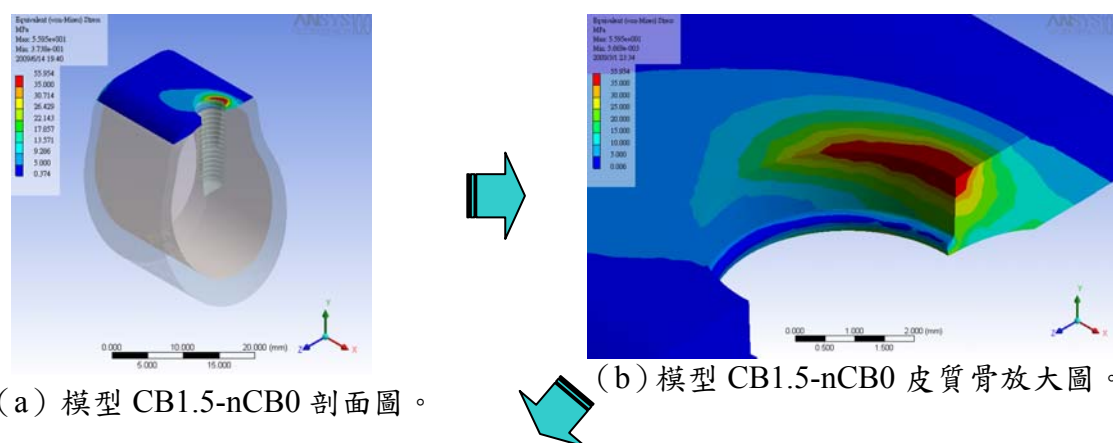


圖 4.11 比較不同厚度的未接觸皮質骨 (nCB) 其應力分布形態 (接下頁)。

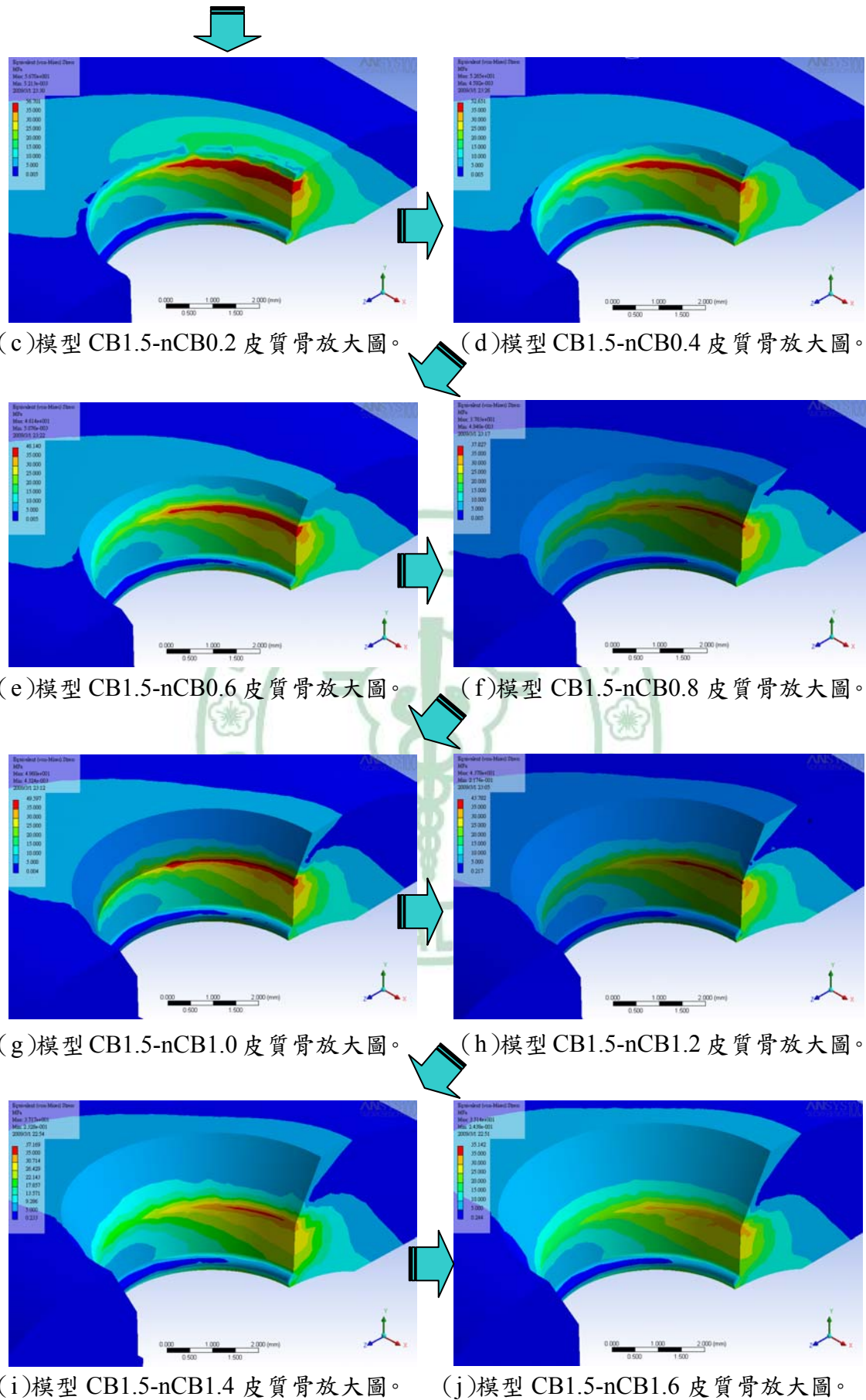


圖 4.11 比較不同厚度的未接觸皮質骨 (nCB) 其應力分布形態 (接上頁)。

整體應力值隨未接觸皮質骨增厚而降低的趨勢並不穩定，骨應力值第一次增高 (nCB0.2) 時，可能來自薄量的未接觸皮質骨阻礙了應力分散，當未接觸皮質骨初始出現時，一方面阻擋了水平方向的應力分散，另一方面垂直方向又無法提供足夠補償性的應力分散空間，因而造成應力集中，數值增高，但隨著未接觸皮質骨進一步增厚，垂直方向的應力分散空間增大，周圍骨應力值開始減小。骨應力值第二次增高 (nCB1.0) 時，圖形 (圖 4.11 g) 上可見一明顯的應力傳遞斷層 (外層深藍色區向內延伸)，此斷層可能阻礙了應力分散，造成應力值提高。應力斷層的來源是否與未接觸皮質骨厚度直接相關？或是模型設計時的相關因素，如植體或周圍骨的幾何形態造成？亦或與受力角度等其它因素有關？則需要進一步的實驗證明。隨著未接觸皮質骨繼續增加 (nCB1.2、nCB1.4、nCB1.6；)，骨應力值雖減低，但趨緩或再提升。觀察圖形發現 (圖 4.11 h、i、j)，周圍骨應力的主要負荷區在植體頂部平台處 (CB 與 nCB 交界)，增加未接觸皮質骨雖提升更大的應力分散空間，但多屬於低應力負荷區，一方面對降低骨應力效果並不明顯，另一方面卻更加大了應力斷層範圍，此為骨應力減低趨緩或再提升的可能原因。

Akca 與 Cehreli [7]於 2006 發表的報告中，利用有限元素分析植體周圍骨在逐漸骨吸收後的受力情形。實驗模擬 ITI 植體植入皮質骨厚度 1 mm 的軸對稱柱狀骨塊（圖 4.12），周圍骨設計八層厚度各為 0.25 mm 的碗殼，以逐層移除的方式模擬骨吸收後的狀態，並加計無骨吸收的狀態，與設定第八層為皮質骨時的狀態，共十組模型。實驗結果發現，初始移除第一層皮質骨時，骨應力值較未移除模型增加，但繼續移第二層與第三層皮質骨時，骨應力值開始降低，至模擬第八層為皮質骨模型時，骨應變量與應力值最低。作者認為植體周圍骨吸收，有助於降低骨應力。作者雖未進一步解釋其原因，但從本研究的觀點推測，應力可能經由骨吸收後產生的未接觸皮質骨分散傳遞應力，達到降低骨應力的效果。

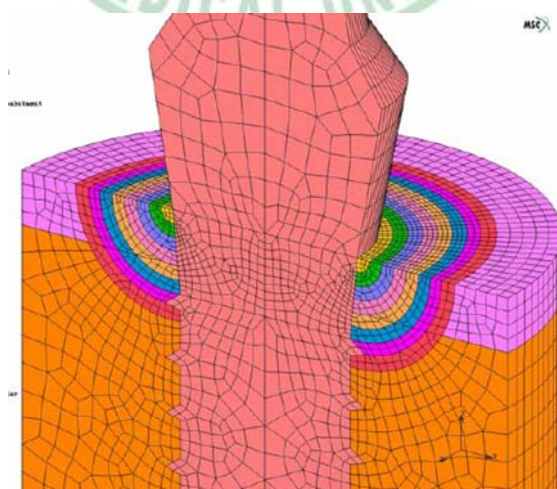


圖 4.12 Akca 與 Cehreli [7]之實驗模型。

Weng et al [9]動物實驗比較內錐狀平台移轉式接合植體

(Ankylos)，分別於植入時與周圍骨同高或骨脊下 1.5 mm 兩種植入位置，在二階手術置入癒合支台體 (healing abutment) 後三個月進行組織切片，觀察周圍骨吸收後的形態。作者雖未探討力學的影響，但從力學的角度觀察作者所繪平均骨吸收後的示意圖 (圖 4.13) 發現，植體受力時周圍骨高應力區集中在近植體平台處，植體與周圍骨同高，應力朝外側水平與向下垂直分散，若高應力造成骨吸收很可能形成喇叭狀外展的骨形態 (圖 4.13 左半邊)；骨脊下植入時，高應力仍集中在平台處，朝外側與上下方向遞漸，因此可能僅在植體平台附近吸收，上緣保留如包覆植體的骨形態 (圖 4.13 右半邊)。其圖形與本研究骨應力分布圖 (圖 4.11) 相較，似有相似之處。

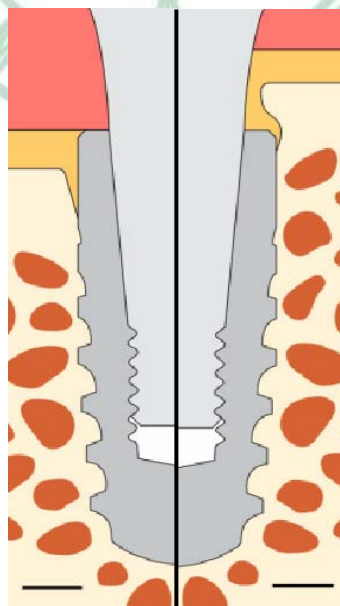


圖 4.13 Weng et al [9]所繪平均骨吸收示意圖，圖中為 Ankylos 植體在不同骨脊位置植入，骨吸收後的形態。圖左半邊為植體時與周圍骨同高，圖右半邊為植入骨脊下 1.5 mm。

有限元素分析模擬運算所得結果，會受到網格大小的影響，網格愈大所得數值較低，網格愈小所得數值較高，所得結果亦較準確。實驗二設計之模型將皮質骨分為上下兩層，上層皮質骨為主要觀察植體周圍骨受力的區域，於網格設定上為 0.2 mm，較下層皮質網格設定 0.5 mm 為小，一方面可得較精確的結果，另一方面主要為配合模型在未接觸皮質骨的設定參數上以 0.2 mm 為增加單位，設定相同的網格大小可避免軟體在網格化的過程造成網格大小不一致，影響運算結果。實際檢視模型網格，以 CB1.5 為範例，比較 nCB0 至 nCB1.6 之模型（圖 4.14），發現模型在 nCB0（圖 4.14 a）時無未接觸皮質骨網格，nCB0.2 與 nCB0.4（圖 4.14 b、c）時如預期切出第一層與第二層 0.2 mm 網格，但 nCB0.6 與 nCB0.8（圖 4.14 e、f）時並未如預期切出第三層與第四層 0.2 mm 網格，而是增加了下排網格的大小，至 nCB1.0 後模型才又陸續出現第三層、第四層、第五層等不規則的網格大小（圖 4.14 g、h、i）。nCB0.2 時模型出現的第一層未接觸皮質骨網格大小明顯較接觸皮質骨小（圖 4.14 b），可能造成運算後所得數值 nCB0.2 較 nCB0 為高，隨著 nCB0.4 至 nCB0.8 模型未接觸皮質骨下層網格增大（圖 4.14 c、d、e），運算所得數值減小，至 nCB1.0（圖 4.14 f）時模型切出第三層，網格縮小，因而運算所得數值再提升。此一發現不禁令人懷疑所得結果，是否不規律的網格分

割才是造成未接觸皮質骨在 nCB0.2 與 nCB1.0 時應力值提高的原因？雖然其後之模型隨著未接觸皮質骨增加皆順利切割出第四層與第五層網格（圖 4.14 g、h、i），網格大小相似，差異並不顯著，且所得應力值亦隨之減小，但實際未接觸皮質骨對植體周圍骨應力分散的效果，影響性與實驗的正確性將受到質疑，亦有待進一步的實驗確認。

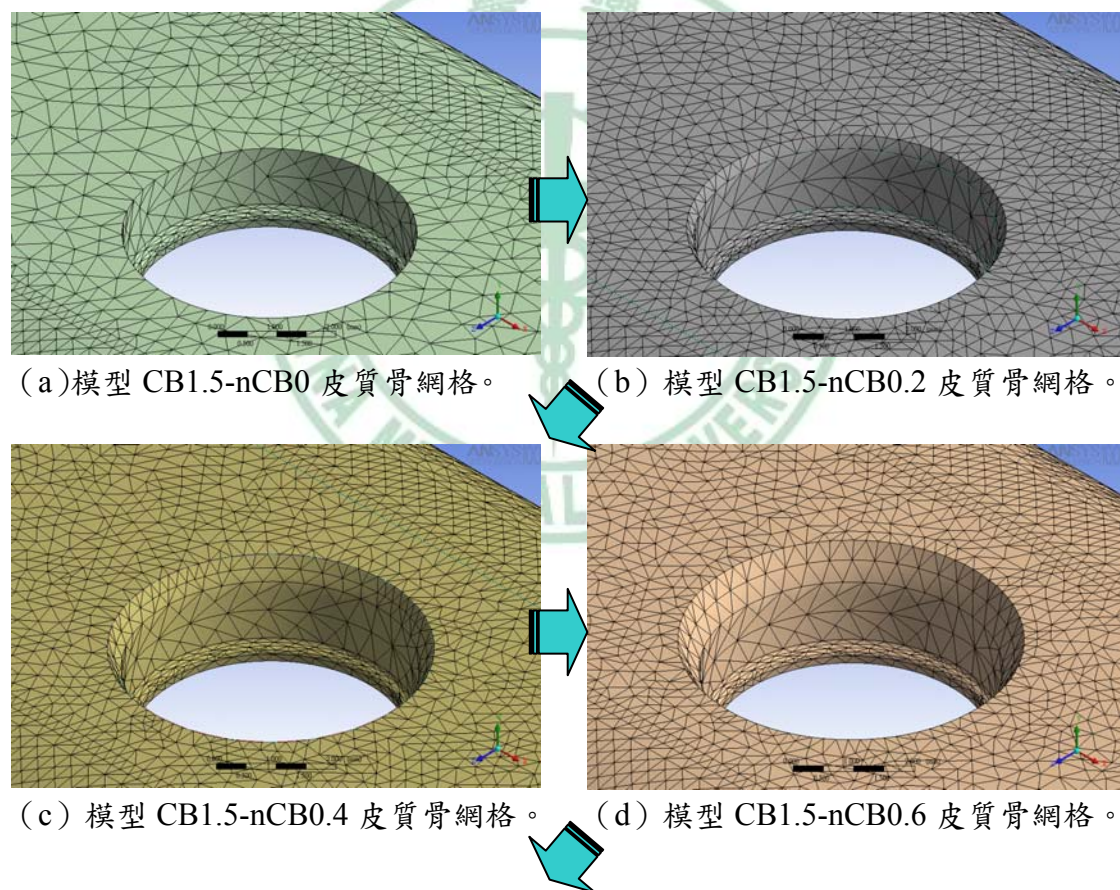


圖 4.14 比較不同厚度的未接觸皮質骨 (nCB) 其網格大小 (接下頁)。

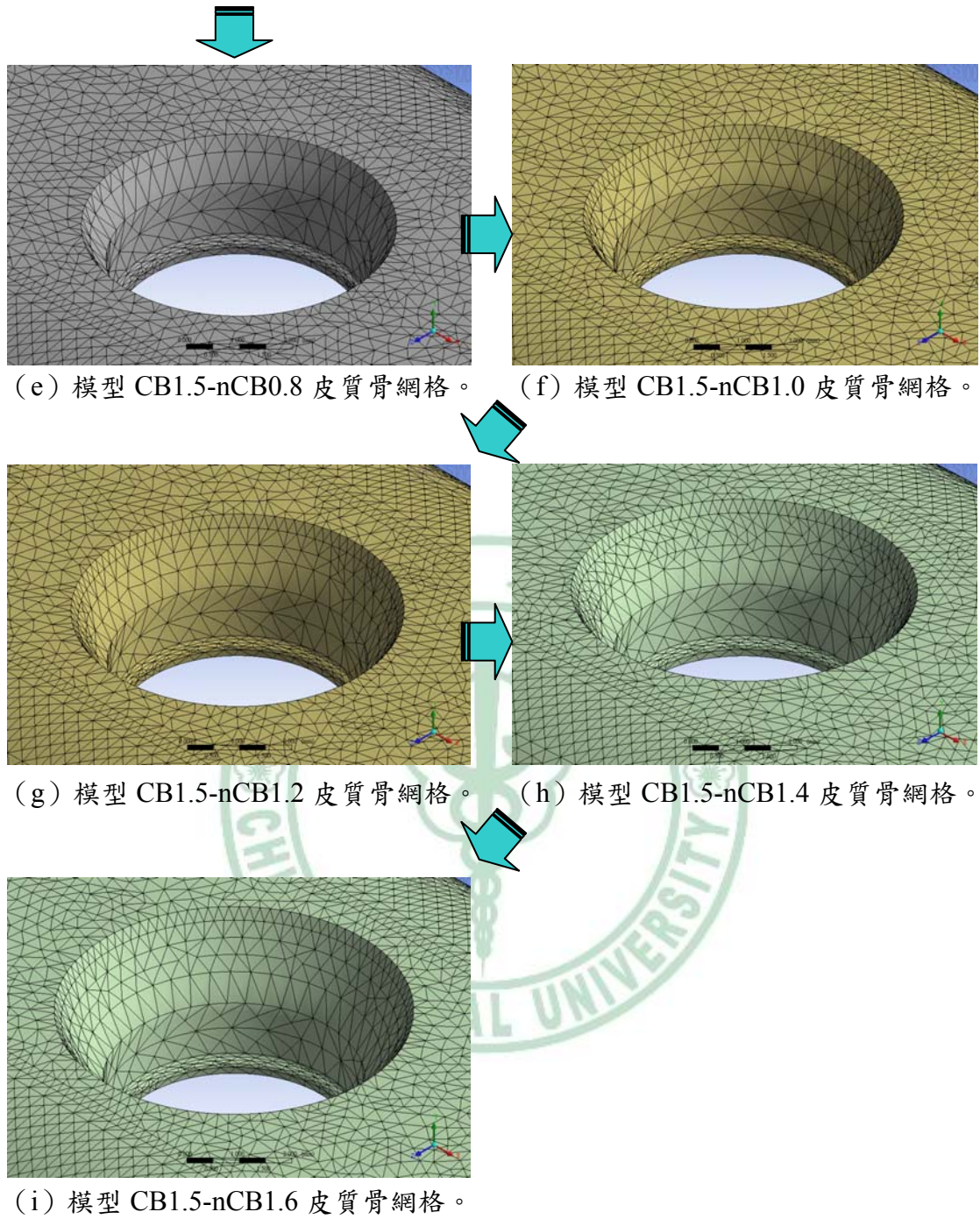


圖 4.14 比較不同厚度的未接觸皮質骨 (nCB) 其網格大小 (接上頁)。

4-3 體外模型實驗：實驗二之受力測試

模型於受力測試時，應變規所得數據負值表壓應變，正值表張應變，因此在壓力側以 ϵ_{min} 數據檢測為主，而張力側以 ϵ_{max} 數據檢測為主。檢視四組模型壓力側所得數據，表 3.10 平均值所示，壓應變最大值出現在模型 CB2- nCB0 (-2010.61 microstrain)，最小值出現在模型 CB3- nCB1 (-945.503 microstrain)。在相同 nCB 條件下（無論為 nCB0 或 nCB1），CB3 較 CB2 模型應變量皆小，顯示較厚的接觸皮質骨所受的應變量較小，應力值較低。另一方面，在相同 CB 條件下（無論為 CB2 或 CB3），nCB1 較 nCB0 模型應變量皆小，同樣顯示含未接觸皮質骨模型周圍骨（近植體平台處）應變量較小，其中 CB2（CB2- nCB1 vs CB2- nCB0）應變量減幅較 CB3（CB3- nCB1 vs CB3- nCB0）為大，與表 3.7 所示 CB 較小時標準差較大，應力值差異較大，CB 較大時標準差較小，應力值差異較小，趨勢相同。而在相同厚度的皮質骨比較上（CB2- nCB1 vs CB3- nCB0），CB3- nCB0 應變量較 CB2- nCB1 為小，顯示植體周圍骨應力負荷仍以接觸皮質骨為主，CB 影響性較 nCB 大。

臨床上相同皮質骨厚度的情況下植入人工牙根，增加未接觸皮質骨必然犧牲接觸皮質骨厚度。比較兩者對周圍骨應力值的影響性，由

迴歸曲線圖發現(圖 3.9),骨應力在 CB 增加的情況下,尤其在 CB0.5 至 CB2.5 的區間,呈明顯降低的趨勢。相對於 nCB 之迴歸曲線走勢(圖 3.12),nCB 增加雖然可降低骨應力值,但降低的趨勢並非一致,且骨質應力減低的幅度較小。同樣,體外實驗結果亦顯示接觸皮質骨的厚度增加,其降低植體周圍之骨質應變量的效果較為明顯(與增加未接觸皮質骨相比)。本研究之結果所提供之臨床建議,在皮質骨足夠厚度的情況下,過多的接觸皮質骨厚度(≥ 2.5 mm)對周圍骨應力的減低已有限,此時適度的增加未接觸皮質骨的厚度(≥ 0.6 mm),除了可進一步提供分散與減低骨應力的效果,另一方面尚可將植體平台處的高應力承受區避開皮質骨外緣,減少造成骨吸收的因素,有助於軟組織的穩定,在現今牙科植體學愈趨講究美觀的時代或許更具有實質的意義。

整體趨勢看來,體外實驗結果與有限元素分析相近,但實驗情況剖析,兩者間仍存在許多差異。四組模型於五次的受力過程中發現,所得數值壓力側壓應變量逐次增加,而張力側張應變量逐次減低,其原因可能與人工骨和植體間並無骨整合所導致之誤差,本研究之實驗模型僅將人工牙根緊鎖人工骨塊中,穩定性依賴植體螺紋與骨壁間摩擦力,植體在承受力量後,很可能在植體與骨壁間產生微小的鬆動或間隙,因而在多次荷力後造成壓力側壓應變漸大,張力側張應變漸小

的情形，但在電腦模型內，植體與骨頭之間為黏著結合(bonding)，比較接近真實之骨整合的情況，導致兩者之間會有些誤差。此外，臨床上支台體與植體接合時，會在內部形成內扭力，本研究電腦模擬並未施加此一力量，很可能在比較受力實驗與電腦模擬結果時，造成一定程度的影響。最後，本研究的電腦分析與實驗分析所使用之骨頭模型的外型，亦有差異，也可能影響兩者之結果。

臨床上影響人工植體成敗的因素眾多，力學因素僅為其中一環 [37]，有限元素分析雖提供了瞭解植體與周圍骨間多樣因素與應力關係的管道，但仍需透過多重的模擬與設定，包含模型設計、材料特性與參數、界面設定、網格大小與方法、邊界條件與受力等，其中條件假設的準確性與客觀性皆會影響所得結果正確與否，有賴於更嚴謹之模型規劃與實驗設計，才能提供更精確的研究結果，最後無論是電腦分析、體外實驗或者是動物實驗，最終仍須接受更多研究或臨床上的考驗與證實。

第五章 結論

本研究以兩大部分，分別探討人工牙根與支台體之 I. 接合寬度、接合深度、接合角度，與 II. 接合位置與骨脊之相對位置，其結論如下：

1. 植體與支台體接合因素中，接合寬度對周圍骨應力之影響性高於接合深度，而接合角度的影響性最小。
2. 減少接合寬度明顯降低骨質應力值，其原因在於接合寬度減少可增加植體壁厚度，較大之植體壁的厚度，提供較大的應力分散空間，有效降低植體應力質，其降低植體應力值的效果，連帶降低了周圍骨質的應力值，此為平台移轉接合造成骨應力值較低的主因；然而，縮減接合寬度將直接造成支台體本身之應力值增加，可能會提高支台體疲勞斷裂的危險性。
3. 錐狀支台體與植體間之接合深度增加，亦有助降低骨質應力值，其原因在於增加了支台體與植體間之接合面積，並有助於將應力向植體壁深處分散。
4. 植體與支台體間錐狀接合角度對周圍骨應力影響不大，僅在植體受垂直力時，較小的接合角度可些微降低骨質應力值。
5. 在骨脊下植入植體時，骨質與人工牙根接觸的厚度(接觸皮質骨)

為最直接的骨應力承擔部位，其降低骨質應力值的效果顯著。骨質應力值降低之效果為非線性，並以接觸皮質骨為 2.5 mm 為一分水嶺，低於 2.5 mm，增加接觸皮質骨厚度，可快速降低骨質應力值，高於 2.5 mm，增加接觸皮質骨厚度，骨質應力值並無顯著降低。

6. 在骨脊下植入植體時，骨質與人工牙根未接觸的厚度(未接觸皮質骨)，提供較大的應力分散空間，亦具有降低骨質應力值的效果，但其降低的效果有限。適當厚度之未接觸皮質骨 (≥ 0.6 mm) 可降低骨應力值；厚度不足 (< 0.6 mm) 會阻礙應力分散，造成應力提高。



參考文獻

- [1] Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, et al.: The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008; **100**: 422-431.
- [2] Baggi L, Cappelloni I, Maceri F, et al.: Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory*. 2008; **16**: 971-987.
- [3] Hansson S: Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000; **2**: 33-41.
- [4] Maeda Y, Satoh T, Sogo M: In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006; **33**: 75-78.
- [5] Yamashita J, Shiozawa I, Takakuda K: A comparison of in vivo and in vitro strain with posterior fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1997; **77**: 250-255.
- [6] Chun H, Shin H, Han C, et al.: Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006; **21**: 195-202.
- [7] Akca K, Cehreli M: Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2006; **44**: 527-535.
- [8] Kong L, Sun Y, Hu K, et al.: Selections of the cylinder implant neck taper and implant end fillet for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. *J Biomech*. 2008; **41**: 1124-1130.
- [9] Weng D, Nagata M, Bell M, et al.: Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*. 2008; **19**: 1141-1147.
- [10] Adell R, Hansson B, Branemark P, et al.: Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery*. 1970; **4**: 19-34.

- [11] Branemark P, Breine U, Adell R, et al.: Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery*. 1969; **3**: 81-100.
- [12] Maeda Y, Miura J, Taki I, et al.: Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res*. 2007; **18**: 581-584.
- [13] Bozkaya D, Muftu S, Muftu A: Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*. 2004; **92**: 523-530.
- [14] Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al.: Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (1). A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1986; **15**: 39-52.
- [15] Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al.: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981; **10**: 387-416.
- [16] Jemt T, Lekholm U, Grondahl K: 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Branemark. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1990; **10**: 340-349.
- [17] Cox J, Zarb G: The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1987; **2**: 91.
- [18] Calvo Guirado JL, Saez Yuguero MR, Pardo Zamora G, et al.: Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. *Implant Dent*. 2007; **16**: 155-164.
- [19] Canullo L, Rasperini G: Preservation of peri-implant soft and hard tissues using platform switching of implants placed in immediate extraction sockets: a proof-of-concept study with 12- to 36-month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; **22**: 995-1000.
- [20] Degidi M, Iezzi G, Scarano A, et al.: Immediately loaded titanium implant with a tissue-stabilizing/maintaining design ('beyond platform switch') retrieved from man after 4 weeks: a histological and histomorphometrical evaluation. A case report. *Clin Oral Implants Res*. 2008; **19**: 276-282.
- [21] Hurzeler M, Fickl S, Zuhr O, et al.: Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007; **65**: 33-39.
- [22] Romanos GE, Nentwig GH: Immediate loading using cross-arch fixed restorations in heavy smokers: nine consecutive case reports for

- edentulous arches. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008; **23**: 513-519.
- [23] Calvo Guirado JL, Ortiz Ruiz AJ, Gomez Moreno G, et al.: Immediate loading and immediate restoration in 105 expanded-platform implants via the Diem System after a 16-month follow-up period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008; **13**: E576-581.
- [24] Lazzara RJ, Porter SS: Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006; **26**: 9-17.
- [25] Luongo R, Traini T, Guidone PC, et al.: Hard and soft tissue responses to the platform-switching technique. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008; **28**: 551-557.
- [26] Cappiello M, Luongo R, Di Iorio D, et al.: Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008; **28**: 347-355.
- [27] Schrotenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, et al.: Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *J Periodontol*. 2008; **79**: 2166-2172.
- [28] Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, et al.: The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1986; **1**: 11.
- [29] Smith D, Zarb G: Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989; **62**: 567.
- [30] Hermann J, Cochran D, Nummikoski P, et al.: Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *Journal of Periodontology*. 1997; **68**: 1117.
- [31] Hermann J, Buser D, Schenk R, et al.: Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *Journal of Periodontology*. 2000; **71**: 1412-1424.
- [32] Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T: Subcrestal placement of two-part implants. *Clinical Oral Implants Research*. 2009; **20**: 226-231.
- [33] Hansson S: A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2003; **14**: 286-293.
- [34] O'Mahony A, Williams J, Spencer P: Anisotropic elasticity of cortical

- and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Official Publication of the European Association for Osseointegration*. 2001; **12**: 648-657.
- [35]Frost H: Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone and mineral*. 1992; **19**: 257.
- [36]Frost H: A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *The Angle Orthodontist*. 2004; **74**: 3-15.
- [37]Oh T, Yoon J, Misch C, et al.: The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol*. 2002; **73**: 322-333.
- [38]Rangert B, Krogh P, Langer B, et al.: Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; **10**: 326-334.
- [39]Roberts W, Garetto L, DeCastro R: Remodeling of devitalized bone threatens periosteal margin integrity of endosseous titanium implants with threaded or smooth surfaces: indications for provisional loading and axially directed occlusion. *J Indiana Dent Assoc*. 1989; **68**: 19-24.
- [40]JORGENSEN K: The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta odontologica Scandinavica*. 1955; **13**: 35.
- [41]Kaufman E, Coelho D, Colin L: Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent*. 1961; **11**: 487-502.