

國立交通大學

機械工程學系

碩士論文

不同螺紋與齒槽骨間隙對牙科植體影響之
有限元素分析



**Influence of Thread Forms and Misfit on Dental Implant: A
Finite Element Analysis**

研究生：曾仕駿

指導教授：徐瑞坤 博士

中華民國九十六年六月

不同螺紋與齒槽骨間隙對牙科植體影響之有限元素分析

Influence of Thread Forms and Misfit on Dental Implant :

A Finite Element Analysis

研究生：曾仕駿

Student : Shih-Chun Tseng

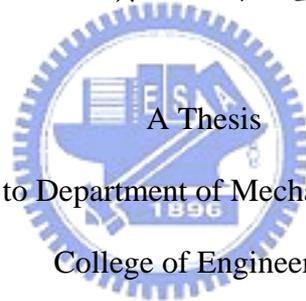
指導教授：徐瑞坤

Advisor : Ray-Quan Hsu

國立交通大學

機械工程學系

碩士論文



Submitted to Department of Mechanical Engineering

College of Engineering

National Chiao Tung University

in partial Fulfillment of the Requirements

for the Degree of

Master of Science

in

Mechanical Engineering

June 2007

Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國九十六年六月

不同螺紋與齒槽骨間隙對牙科植體影響之有限元素分析

研究生：曾仕駿

指導教授：徐瑞坤教授

國立交通大學機械工程學系碩士班

摘 要

此研究利用數值模擬的方法，找出植體與齒槽骨間隙變化時之應力以及應變的分佈狀態，尋求對人工植牙最好骨整合環境的情況。

數值模擬時，利用有限元素中的軸對稱模型，模擬四種不同螺紋及三種不同間隙狀態之組合。四種不同螺紋分別為公制螺紋、惠氏螺紋、角螺紋及鋸齒螺紋。三種不同間隙狀態為植體與齒槽骨無間隙、植體與齒槽骨有間隙及植體與齒槽骨完美骨整合。模擬中，將施以一垂直的平均咬合力 20MPa，摩擦係數則設為 0.3，並且利用石膏和純鈦植體，模擬前述螺紋與齒槽骨間隙之組合作為比對之實驗。

模擬結果顯示角螺紋之植體有最大之應力集中，且其有最多的骨萎縮區域及較高的疲勞破壞區域；鋸齒螺紋之植體有最多之應力集中區域，及最多的疲勞破壞區域；同為三角螺紋的公制螺紋與惠氏螺紋在結果上並無顯著之差別，但惠氏螺紋在植體與齒槽骨有間隙的情況下，植體有最小的應力集中，而齒槽骨有最多的骨成長區域。

以對骨整合的影響來看，公制螺紋與惠氏螺紋較角螺紋以及鋸齒螺紋有較佳的骨整合環境。惠氏螺紋在植體與齒槽骨有間隙的情況，在完美骨整合前有最佳骨整合環境，在完美骨整合後植體有較小應力集中。植體有著最小的應力集中，齒槽骨有最多的骨成長區域，可以使骨整合時間較為縮短。

Influence of Thread Forms and Misfit on Dental Implant: A Finite Element Analysis

Student : Shih-Chun Tseng

Advisor : Dr. Ray-Quen Hsu

Department of Mechanical Engineering
National Chiao Tung University

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the stress and the strain distribution around implants and alveolar bones and to determine the best thread form and misfit of implants and alveolar bones which promote osseointegration.

An axial symmetric finite element models were adopted for simulate four implant threads, the thread forms of ISO thread, whitworth thread, square thread, and buttress thread. Three misfits between implants and alveolar bones were considered. The conditions of implant with no misfit in alveolar bones, implant with misfit in alveolar bones, and implant with perfect osseointegration in alveolar bones. Each implants was applied with a pressure of 20 MPa in vertical direction. The static friction coefficient between implant and alveolar bones was selected 0.3. Experiments with dental stone as the alveolar bone and Ti implant were carried out to verify the finite element analysis results.

Base on the simulate results, square thread has maximum stress and the highest disuse window and higher pathologic overload zone. Buttress thread has maximum stress areas and the highest pathologic overload zone. There is no discernible difference between ISO thread and whitworth thread. But whitworth thread has lowest maximum stress and highest mild overload zone at the condition of implant with misfit in alveolar bones.

It is found that ISO thread and whitworth thread are better in terms of promoting osseointegration. The best condition for osteointegration is whitworth thread implant with misfit in alveolar bones.

誌謝

時間飛逝短短兩年碩士生涯很快的就結束了，在這兩年中首先要感謝我的指導教授徐瑞坤老師對我論文上的指導，也因為有老師不斷灌輸我們做研究的方法及態度，論文才能順利完成。感謝論文口試委員洪景華教授、陳仁浩教授、向四海博士與論文計畫書口試委員陳大潘教授對我論文上的指教，讓我的論文得以更加完善。

感謝在 EE407 成形實驗室的所有研究伙伴，博士班林耀南學長給予我研究的方向與幫助，博士班蔡毓斌學長在模擬上的幫忙，感謝我的實驗室同學達嵐、啟峰及大益陪我一起修課與學習，感謝學長艾璉、俊銘、筱雯在我碩一的時候對我的照顧，感謝實驗室的學弟維堂、仁旌、偉強、昱劭及學妹千筑，謝謝你們，因為有你們而讓實驗室總是天天充滿開心。

謝謝珊珊給我心靈上的鼓勵；最後，最重要的是感謝我的家人，感謝爸爸媽媽二十幾年來對我的付出與養育之恩，讓我在求學的路上順利沒有牽掛，謝謝你們。

仕駿 謹識

2007.6

目錄

	頁次
中文摘要	i
英文摘要	ii
致謝	iii
目錄	iv
表目錄	vi
圖目錄	vii
一、 序論.....	1
1.1 研究背景.....	1
1.2 研究動機.....	2
1.3 研究目的.....	2
二、 文獻回顧.....	4
2.1 牙科植體的類型.....	4
2.2 植牙失敗的原因.....	6
2.3 骨整合流失概述.....	7
2.4 應力與應變對骨整合之影響.....	8
2.5 齒槽骨力學分析研究方法之回顧.....	10
2.6 有限元素分析在牙科植體學的運用.....	11

2.7	植體螺紋的種類.....	13
三、	研究材料與方法.....	20
3.1	研究流程概述.....	20
3.2	分析程式.....	20
3.2.1	ABAQUS 之簡介.....	20
3.3	分析模型之前處理.....	23
3.3.1	幾何模型之建立.....	23
3.3.2	材料性質.....	24
3.3.3	摩擦條件.....	24
3.3.4	拘束條件.....	24
3.3.5	負載條件.....	24
3.3.6	網格類型選定.....	25
3.4	有限元素之收斂測試.....	26
3.5	擬牙科植體之模型力學實驗.....	27
3.5.1	植體的螺紋型態.....	27
3.5.2	石膏模型之製作與前處理.....	28
3.5.3	應變規之黏貼.....	28
3.5.4	應變量之測量.....	28
3.6	實驗數據與有限元素模擬結果比較.....	29

四、	結果與討論.....	45
4.1	有限元素之收斂測試結果.....	45
4.2	實驗測試與模擬結果之比較.....	46
4.3	最大主應力在植體之分佈情形.....	46
4.4	最大主應變在植體周邊齒槽骨之分佈情形.....	47
五、	結論與未來展望.....	95
5.1	結論.....	95
5.2	未來展望.....	96
參考文獻	98



	頁次
表 1 模擬所使用之材料參數.....	44
表 2 植體上大於 3 MPa 的元素體積及最大與最小之主應力.....	74
表 3 植體上大於 3 MPa 的元素體積佔其植體元素體積之比例...	75
表 4 植體周邊 1 mm 齒槽骨在不同區域的元素體積及最大主應 變（公制螺紋與惠氏螺紋）.....	89
表 5 植體周邊 1 mm 齒槽骨在不同區域的元素體積及最大主應 變（角螺紋與鋸齒螺紋）.....	90

表 6	植體周邊 1 mm 齒槽骨在不同區域的元素體積占其齒槽骨 元素體積的比例 (公制螺紋)	91
表 7	植體周邊 1 mm 齒槽骨在不同區域的元素體積占其齒槽骨 元素體積的比例 (惠氏螺紋)	92
表 8	植體周邊 1 mm 齒槽骨在不同區域的元素體積占其齒槽骨 元素體積的比例 (角螺紋)	93
表 9	植體周邊 1 mm 齒槽骨在不同區域的元素體積占其齒槽骨 元素體積的比例 (鋸齒螺紋)	94



	頁次
圖 1	骨膜下植體之外型與 X 光圖..... 15
圖 2	牙內骨內植體之示意圖..... 15
圖 3	葉狀植體..... 15
圖 4	柱狀植體..... 16
圖 5	穿下顎骨植體之實體、X光圖及手術器具..... 16
圖 6	植體周圍產生骨質流失的過程..... 17
圖 7	骨質流失後 X 光片圖..... 17
圖 8	公制螺紋..... 18

圖 9	惠氏螺紋.....	18
圖 10	角螺紋.....	19
圖 11	鋸齒螺紋.....	19
圖 12	研究流程.....	30
圖 13	齒槽骨模型.....	31
圖 14	實際參考的植體.....	31
圖 15	公制螺紋.....	32
圖 16	惠氏螺紋.....	32
圖 17	角螺紋.....	33
圖 18	鋸齒螺紋.....	33
圖 19	公制螺紋植體之模型.....	34
圖 20	惠氏螺紋植體之模型.....	34
圖 21	角螺紋植體之模型.....	35
圖 22	鋸齒螺紋植體之模型.....	35
圖 23	固定之拘束.....	36
圖 24	負載之方向.....	36
圖 25	公制螺紋植體之模型收斂測試點.....	37
圖 26	惠氏螺紋植體之模型收斂測試點.....	37
圖 27	角螺紋植體之模型收斂測試點.....	38



圖 28	鋸齒螺紋植體之模型收斂測試點.....	38
圖 29	植體實體圖.....	39
圖 30	石膏粉末與模型.....	39
圖 31	石膏灌製.....	40
圖 32	研磨機.....	40
圖 33	鑽床.....	41
圖 34	切半之石膏模型.....	41
圖 35	黏貼好應變規之模型.....	42
圖 36	復原之後的模型.....	42
圖 37	植體之施力.....	43
圖 38	硬度計與應變計.....	43
圖 39	萬能試驗機.....	44
圖 40	公制螺紋之收斂分析結果.....	50
圖 41	惠氏螺紋之收斂分析結果.....	50
圖 42	角螺紋之收斂分析結果.....	51
圖 43	鋸齒螺紋之收斂分析結果.....	51
圖 44	公制螺紋-骨頭與植體無間隙模型之網格.....	52
圖 45	公制螺紋-骨頭與植體有間隙模型之網格.....	52
圖 46	公制螺紋-骨頭與植體完美骨整合模型之網格.....	53

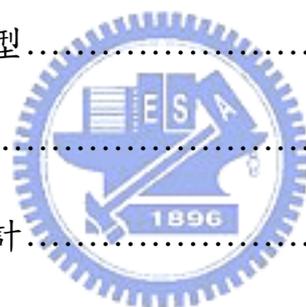


圖 47	惠氏螺紋-骨頭與植體無間隙模型之網格.....	53
圖 48	惠氏螺紋-骨頭與植體有間隙模型之網格.....	54
圖 49	惠氏螺紋-骨頭與植體完美骨整合模型之網格.....	54
圖 50	角螺紋-骨頭與植體無間隙模型之網格.....	55
圖 51	角螺紋-骨頭與植體有間隙模型之網格.....	55
圖 52	角螺紋-骨頭與植體完美骨整合模型之網格.....	56
圖 53	鋸齒螺紋-骨頭與植體無間隙模型之網格.....	56
圖 54	鋸齒螺紋-骨頭與植體有間隙模型之網格.....	57
圖 55	鋸齒螺紋-骨頭與植體完美骨整合模型之網格.....	57
圖 56	石膏材料之應力應變曲線圖.....	58
圖 57	與實驗比較之模擬結果.....	58
圖 58	與實驗比較之模擬取點處.....	59
圖 59	公制螺紋-骨頭與植體無間隙 實驗與模擬之比較結果.....	59
圖 60	公制螺紋-骨頭與植體完美骨整合 實驗與模擬之比較結果...	60
圖 61	角螺紋-骨頭與植體無間隙 實驗與模擬之比較結果.....	60
圖 62	角螺紋-骨頭與植體完美骨整合實驗與模擬之比較結果.....	61
圖 63	公制螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力在植體之分佈.....	61
圖 64	公制螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應力在植體之分佈.....	62
圖 65	公制螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力在植體之分佈	62

圖 66	惠氏螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力在植體之分佈.....	63
圖 67	惠氏螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應力在植體之分佈.....	63
圖 68	惠氏螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力在植體之分佈	64
圖 69	角螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力在植體之分佈.....	64
圖 70	角螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應力在植體之分佈.....	65
圖 71	角螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力在植體之分佈...	65
圖 72	鋸齒螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力在植體之分佈.....	66
圖 73	鋸齒螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應力在植體之分佈.....	66
圖 74	鋸齒螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力在植體之分佈	67
圖 75	沿紅線取植體之邊界最大主應力.....	67
圖 76	公制螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力植體邊界分佈.....	68
圖 77	公制螺紋-骨頭與植體有無間隙 最大主應力植體邊界分佈...	68
圖 78	公制螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力植體邊界分佈	69
圖 79	惠氏螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力植體邊界分佈.....	69
圖 80	惠氏螺紋-骨頭與植體有無間隙 最大主應力植體邊界分佈...	70
圖 81	惠氏螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力植體邊界分佈	70
圖 82	角螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力植體邊界分佈.....	71
圖 83	角螺紋-骨頭與植體有無間隙 最大主應力植體邊界分佈.....	71
圖 84	角螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力植體邊界分佈...	72

圖 85	鋸齒螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力植體邊界分佈.....	72
圖 86	鋸齒螺紋-骨頭與植體有無間隙 最大主應力植體邊界分佈...	73
圖 87	鋸齒螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力植體邊界分佈	73
圖 88	公制螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨 之分佈.....	74
圖 89	公制螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨 之分佈.....	74
圖 90	公制螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊齒 槽骨之分佈.....	77
圖 91	惠氏螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨 之分佈.....	77
圖 92	惠氏螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨 之分佈.....	78
圖 93	惠氏螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊齒 槽骨之分佈.....	78
圖 94	角螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨之 分佈.....	79
圖 95	角螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨之 分佈.....	79

圖 96	角螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊齒槽骨之分佈.....	80
圖 97	鋸齒螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨之分佈.....	80
圖 98	鋸齒螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨之分佈.....	81
圖 99	鋸齒螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊齒槽骨之分佈.....	81
圖 100	沿紅線取植體與齒槽骨邊界之齒槽骨的最大主應變.....	82
圖 101	公制螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨邊界分佈.....	82
圖 102	公制螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨邊界分佈.....	83
圖 103	公制螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊齒槽骨邊界分佈.....	83
圖 104	惠氏螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨邊界分佈.....	84
圖 105	惠氏螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨邊界分佈.....	84

圖 106	惠氏螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊齒槽骨邊界分佈.....	85
圖 107	角螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨邊界分佈.....	85
圖 108	角螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨邊界分佈.....	86
圖 109	角螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊齒槽骨邊界分佈.....	86
圖 110	鋸齒螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨邊界分佈.....	87
圖 111	鋸齒螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨邊界分佈.....	87
圖 112	鋸齒螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊齒槽骨邊界分佈.....	88

第一章 序論

1.1 研究背景

自從 1960 年代，瑞典 Dr. Branemark 等人[1]提出人工植牙的技術，至今已 有四十年的歷史。人工植牙的技術及植體的材料與設計，不斷的發展與改良，對於缺牙或失去咀嚼功能的患者，除了可使用活動假牙來恢復咀嚼功能之外，亦可利用人工植牙的方式來進行缺牙的修復。近十幾年來，人工植牙由於擁有很高的成功率，已被廣泛地使用於臨床牙科治療[2][3]，但即使人工植牙有很高的成功率，仍然有失敗的案例出現。造成人工植牙失敗的原因有很多，經由臨床上長期追蹤的研究發現，過分負載(overloading)與細菌感染(inflammation)乃是造成人工植牙失敗最主要的原因[4][5][6]。

過分負載產生的原因[7]除了可能來自不良的義齒設計外，植體周圍齒槽骨骨質不良、植體與齒槽骨的骨整合不理想，或植體接上義齒時就開始承受過度的咬合力作用，也被指出是重要因素。另外，植體的材料大多為純鈦金屬，而鈦金屬強度約有齒槽骨 10 倍大[7]，足以承受正常的咬合應力，因此咬合力傳遞至植體時，植體的變形遠比齒槽骨來得小，而齒槽骨會被植體擠壓而變形，致使植體周圍的齒槽骨因承受過度負荷，而引發骨整合流失的現象[8]。骨整合流失的原因乃於植體周圍的齒槽骨因過度負荷而產生顯微斷裂，而受損

的齒槽骨會被人體吸收掉，形成囊袋，囊袋導致細菌堆積的機會提高，增加感染發炎的危險性[9]。此感染發炎的反應亦會導致更嚴重的齒槽骨流失現象，失去了原本植入的穩定性，導致人工植牙失敗，因此過度的生物負荷與細菌感染是造成人工植牙失敗的主要因素。

1.2 研究動機

由於目前利用有限元素法分析牙科植體的應力與應變，大多假設為晚期植體與齒槽骨有完整的結合[10][11][12]，換言之即植體與齒槽骨之間為完全黏合的狀態，但實際狀況並非如此。在實際手術時，醫生會先將齒槽骨鑽孔，之後利用器具攻牙，最後才將植體裝置於齒槽骨之內。因此往往在使用初期，植體與齒槽骨間存在間隙，因此初期植體與齒槽骨之應力、應變與晚期完美骨整合的情況會有所差異。因此，本實驗將檢討植體與齒槽骨間存在間隙，對初期與後期植體與齒槽骨的應力、應變造成的影響，為研究目標。

1.3 研究目的

目前，有關齒槽骨與植體有間隙存在時的應力及應變分析的文獻甚少，為了更進一步瞭解真實植體的應力及應變分佈之情形，本實驗將利用有限元素分析的方式，建立植體與齒槽骨無間隙、植體與齒槽骨有間隙和植體與齒槽骨完美骨整合之應力及應變的分佈。植體之螺紋型態則以四種不同螺紋探討其對齒槽骨產生的影響。植體所受力量大小與方向，簡化為僅有垂直之咬合力，大小

為 20Mpa [7]，而齒槽骨的骨質（bone quality），將參考先前文獻，給予彈性係數。評估以上不同組合狀況下，植體及齒槽骨周圍應力與應變分佈之情形。



第二章 文獻回顧

2.1 牙科植體的類型

牙科植體可依其形狀、材料、植入部位分類。牙科植體依其植入齒槽骨不同的部位可分為三類，即骨膜下植體、牙內骨內植體及骨內植體[13]。

骨膜下植體(subperiosteal implant)是指位於骨膜下，騎跨在齒槽骨表面呈網架狀的植體，該植體具有較長的應用歷史，分有支架型、顆粒型和多孔型。骨膜下植體最常用的材料有鑄造鈷鉻合金，也可在其表面噴塗氧化鋁、陶瓷等，適用於齒槽骨寬度和高度不夠而又難以採用其他骨內植體來達到功能效果者。骨膜下植體主要用於上、下顎全口無牙患者，骨膜下植體手術較為簡單，首先需要在外科手術下暴露齒槽骨，直接在骨面上取模，縫合傷口。鑄造件則較複雜，必須與骨面緊密貼合，有利咬合力均勻地分散在整個齒槽骨上。鑄造網架和橋架完成後，便可重新切開軟組織，在骨面上放置網架，縫合傷口。手術後便可立即配戴義齒而無需等待癒合期。骨膜下植體之應力集中於橋架上，義齒部分不能與軟組織緊密接觸，以免引起黏膜潰爛等併發症。骨膜下植體之外型與 X 光圖，如圖 1。

牙內骨內植體(endodontic implant)又稱根管內植體或根管內固定器，該植體為針型，直徑約 0.8mm~1.5mm，長 20mm~30mm，表面光滑或有螺紋，

常用鈷鉻合金、鈦合金、鈿、鈳等材料製成。牙內骨內植體適用於因牙周炎而牙鬆動的固定、外傷性牙鬆動之固定、牙齒根尖切除術後的固定以及調整根冠比例等。該植體穿過已行根管治療後的根管，出根尖孔延伸至齒槽骨內一定深度(10mm)以上，相當於增加了牙根的長度，從而改善牙的穩定性。可以減少拔牙，儘可能保留較多的真牙。牙內骨內植體之示意圖，如圖 2。

骨內植體(endosteal implant)是將植體植入齒槽骨以支持義齒，該植體根據外形類型的不同，需要採取不同的手術方法和手術器械植入。骨內植體常見有：葉狀植體、柱狀植體、穿下顎骨植體等。

(1) 葉狀植體(blade implant)，使用鈦合金、氧化鋁或玻璃碳等材料。葉狀植體因形似薄片狀而得名，可用於尖窄的齒槽骨，這是圓柱狀植體所不能的，還可以隨意彎曲以適應齒槽骨的弧度，調整葉片角度以避免損傷下顎神經血管，植體的頸部亦可彎曲調整和牙齒平行。葉狀植體主要適合於單顆的植牙修復，也可用於全口無牙患者，可按照患者的缺牙數目、齒槽骨長度進行設計。但由於此植體因頸部封閉不良而常受口腔污染，故失敗率高。葉狀植體的外型，如圖 3。

(2) 柱狀植體(cylindrical implant)是仿機械上的釘或螺絲，根據材料和形狀的不同有多種類型，而此種植體種類亦是目前人工植牙最常使用的種類。柱狀植體的外型，如圖 4。

(3) 穿下顎骨植體 (transmandibular implant)是經下顎骨下緣貫通整個下顎骨體而垂直穿入口腔的一種骨內植體。它由底板和若干個螺絲組成。螺絲中有二至四個較長，足以穿透下顎骨，另一些螺絲的長度以埋在骨內為主。在下顎骨下緣固定用的底板由多個短釘固定位置，承擔義齒橋架的長釘則由下顎骨下緣經整個下顎骨垂直穿入口腔，該植體比較適合於齒槽骨嚴重吸收的全口無牙患者，這種植體因傷口較大而較少使用。穿下顎骨植體之實體、X光圖及手術器具，如圖 5。

2.2 植牙失敗的原因

將植牙失敗的時機分兩階段說明[7]：即植體承受力量之前及植體承受力量之後。植體承受力量之前未能達到骨整合，其失敗原因有：

- (1) 感染：植體受污染或術後用藥不足。
- (2) 植體過早承受力量。
- (3) 缺乏初期穩定：骨洞鑽得太大，無法精確配合植體大小。
- (4) 植體無法全部植入在骨內：因骨量不足，以致部份植體未能植入骨內。
- (5) 鑽骨時溫度過高，缺乏適量的水降溫。
- (6) 骨質不良。
- (7) 患者本身的因素：疾病、服用某些藥物、酗酒、吸煙及壓力過大對骨頭修復有影響者。

植體承受力量之後，可能會有植體斷裂或骨頭吸收導致植體搖動。此階段植體失敗的可能原因歸列為下。

- (1) 咬合負荷過度：由於生物機械負荷過度，使和植體接觸的齒槽骨產生微斷裂以致骨整合流失。
- (2) 牙菌斑留滯或細菌積聚：病人無良好的口腔衛生、義齒外形設計不良或植體露出。
- (3) 不密合的義齒：臨床上為了矯正不密合的狀況，過力鎖緊義齒之螺絲，以致對植體本身產生過大的應力。

2.3 骨整合流失概述

邊界骨質的流失亦即骨整合流失(loss of osseointegration)，是導致牙科植體(dental implant)植入失敗常見的原因之一，骨整合流失會使植體無法將咬合力適當且均勻的傳遞到齒槽骨，除容易造成齒槽骨的傷害之外，植體本身在齒槽骨支持不足下，亦會增加斷裂(fracture)的機率[14]；1996年，Wadamoto[8]等人曾指出造成骨整合流失的原因，除了植體本身的材質與幾何外型之外，植入的穩定性(implant stability)、咬合力的大小、手術造成的傷害與口腔衛生，都是有可能的因素；而在1996年，Isidor[15]更進一步經由動物實驗後，指出過大的負載(overloading)與細菌引起的感染發炎現象(inflammation)是導致骨整合流失最主要的因素。此外，在2000年，Miyata[16]等人在植體周圍並無感染

發炎的狀況下，發現植體周圍骨質的流失與長期咬合力所造成的過度負荷有密切的關係。經由以上的學者的研究發現，造成骨整合流失的原因雖然並不單純，但植體周圍骨質所承受的負荷，的確是植體植入失敗的重要原因。

因此，在牙科植體的設計或植入型態上，除了美觀的考量點外，如何恢復與加強咬合功能，並期待植體植入的長期成功是牙科醫師與病患的共同願望，而植體長期成功的關鍵則在於如何長期維持植體與骨質間結合之長期穩定性，其中植體周圍骨質間之力學探討就顯得相當重要。植體周圍產生骨質流失的過程，如圖 6。骨質流失後 X 光片圖，如圖 7。

2.4 應力與應變對骨整合之影響

人工植牙的成功有賴於植體與周圍的骨頭達成良好的骨整合[17]，以提供植體具備承受力量的能力。植體-骨介面是個極度複雜的動態反應區域，不單與植體的材料性質、生物相容性有關，還與周邊機械性環境（mechanical environment）的刺激有關[18]。因此，了解植體與齒槽骨上之應力與應變分佈對骨整合之影響是必要的。

骨本身是活體組織，可藉由骨塑形（bone modeling）與骨重塑（bone remodeling）反應來改變本身的幾何形狀、密度與結構方向。骨塑形與骨重塑反應會受到很多因子的調節，如：機械性的刺激、荷爾蒙的效應...等。目前，

大多數的學者都認同骨組織內應變量的大小會直接影響骨塑形與骨重塑反應的速度[19]。

有關骨組織對機械性負重反應的文獻中，Wolff 曾提出骨適應性質(bone adaptive properties)假說 [20]。假說提到，當外在環境改變時，骨組織會為了適應外部變化而改變內部與外部的結構。而 Bouvier、Currey 和 Lanyon [21][22][23]等則認為骨組織的反應與骨應變量有關，骨組織在特別的應變範圍內，會引發骨塑形或骨重塑反應；在這個應變範圍以外，骨塑形或骨重塑反應便不會啟動。Frost 將這種現象稱做最小有效應變機制 (minimum effective strain mechanism, 簡稱 MES)，並提出 Mechanostat 理論[24][25]。

Mechanostat 理論提到骨量 (bone mass) 的改變與機械性環境有關，也就是說骨組織本身有著調節機制，當受到機械性的刺激，這個機制就會被啟動，去做調節。這種機制就如同冷氣，室溫過高時，冷氣就會被啟動，室溫正常時，冷氣就會關閉。Frost 提出了四個不同的微應變量區域，分別為病理性過重負荷區域 (pathologic overload zone)、微過重負荷區域 (mild overload zone)、適應區域 (adapted window) 與萎縮區域 (disuse window)。正常骨組織所受到的應變量若超過 25000 微應變 (microstrain)，就會造成骨斷裂，此為病理性過重負荷區域。當骨應變量介於 2500-4000 微應變時，會有骨塑形反應，增加骨量，此為微過重負荷區域。反之，若骨應變量小於 100-300 微應變時，則會有

骨重塑反應，造成骨萎縮現象，此為萎縮區域。骨塑形與骨重塑反應分別為不同的機制所控制，這兩種反應是相互拮抗的。當骨塑形反應啟動，骨重塑反應則停止，骨量就會增加；當骨塑形反應停止，骨重塑反應則啟動，骨量就會減少。

而造成骨斷裂與骨吸收的原因有兩種：一為潛變斷裂(creeping fracture)，另一為疲勞斷裂(fatigue fracture)。當骨組織受到長時間持續靜態的作用力，骨組織變形量持續增加且無法回復時，就會發生潛變斷裂。當作用力在承受範圍內，植體或骨頭也可能會產生疲勞斷裂的現象，骨疲勞斷裂與作用力的大小和作用的週期 (numbers of cycles) 有關，作用力大小與作用週期會呈現反比的曲線關係，亦即當作用力很小，骨組織所能承受的作用次數則較高；當作用力很大，骨組織所能承受的作用次數則較低[26]。Rangert 等學者的研究也證實植體在受到過大的力量作用之下，所能承受的作用次數會下降，並強調必須預防植體過重負荷的現象[27]。

因此，更進一步了解骨組織或植體-骨介面在對抗機械負重所產生的生理反應，對於提高植體的成功率，是有必要性的。

2.5 齒槽骨力學分析研究方法之回顧

牙科領域中，研究骨組織受力時應力與應變分佈情形，常用的測量方法有以下二種：

在傳統的應力量測方法中，常利用電阻應變計（strain gauge）進行牙齒的力學測量，雖然電阻應變計具有可以進行實際人體實驗的優點，但是它所能得到的結果，卻侷限於應變計所能黏貼的範疇裡，對於我們有興趣的齒槽骨內部的變化更無法得知。

另外一種研究方法則是光彈法（photoelastic stress analysis），即利用光彈樹脂的應力光學效果來觀察結構體受力時的應力分佈情況。光彈樹脂在受力時產生的應變會使得材料中各部分透光的性質不同，因此在白色偏極光下，可以觀測到一層層不同顏色的光環，光環愈密集表示應力愈集中。通常利用不同彈性係數的光彈樹脂來模擬牙齒或是不同的骨質，並將植體包埋在其中然後觀察受力的情形，但光彈模型僅能得到整個模型的應力分佈，無法得到其他資訊，如實際應力之大小，而且不能考慮不同材料性質之分層結構，因而影響結果的正確性。

2.6 有限元素分析在牙科植體學的運用

有限元素分析（finite element analysis，簡稱 FEA）由 1960 年代開始發展，最早是用於航太學以解決結構方面的問題。1976 年，Weinstein 等人首次將有限元素分析運用在牙科植體學[28]，之後有限元素分析便被廣泛的運用於牙科領域，並被用於預測各種不同牙科植體設計或各種生物力學因子對植體周邊應力及應變的影響。

一個複雜的幾何結構，往往不易做完整的分析，對於一個複雜的機械性問題，有限元素分析方法將複雜的幾何結構分割成一個個非常小而單純的結構體 (much smaller and simpler domain)，融入形狀函數的觀念，以求得所需之結果。由於整個義齒、植體與植體-骨介面，是個非常複雜的幾何結構，利用有限元素法分析問題是極適合的方式。市面上目前有很多不同的有限元素分析軟體，如：ABAQUS、Ansys、Algor、COSMOS/M 等，使用這些軟體之前必需對有限元素分析有基本的觀念以便於應用。

有限元素法的基本原理是將一個複雜的結構體(即實際結構物的理想模式)區分成許多小區域或元素(elements)，但數量為一有限的數，這個分割步驟稱為「有限元素分離過程」(discretization)。每一個元素的結構關係式可以推導出，建立力與參考位置位移量之間的關係。這些被選出做參考點的點，稱為元素的節點(nodes)。利用元素可以有不同的幾何形狀及不同的連結方式，這個組合體就能解析模擬求解區域(即原來的複雜結構體)，同時利用每一元素內假設的形狀函數來表示所求的未知場函數，使未知場函數的節點值成為新的未知量。一經求解出這些未知量，就可以利用形狀函數確定元素內的場函數，最後求得組合體之近似方程解。有限元素法的優點是實驗操作方便，不需要製作複雜耗錢的實體模型；缺點是當軟體應用錯誤或輸入的資料不正確時，所得結果將有嚴重誤差。

有限元素法的分析程序如下：

前處理(pre-process)：

包括建立物體的幾何形狀(model geometry)，選定材料性質和常數(material property)，設立邊界條件(boundary condition)，描述受力歷程(loading history)，將模型做幾何切割(model discretization)以產生節點(nodes)及元素(elements)等。

有限元素法的分析(analysis)：

將前處理時建立的輸入檔(input file)交由電腦及分析軟體進行分析。主要包括下列步驟：組合元素之勁度矩陣(stiffness matrix)及外力向量，求解節點自由度及內力計算。

後處理(post-process)：

利用分析的結果，繪出一些輔助了解所分析物體受力狀況之圖，例如主應力(變)分佈圖、力與位移關係圖等。簡單的說，有限元素法就是利用電腦及有限元素分析軟體，畫一個近似實體模型的有限元素模型，將此模型分割成許多小塊(即元素)，並將模型的邊界條件(如固定在兩端或底部)、材料性質和常數、與施力的過程輸入電腦，再由電腦計算分析，其結果可以讓使用者使用各種指令繪成圖表顯示。

2.7 植體螺紋的種類

螺紋製品在機械工業中是廣被重視的。螺紋類製品，不但應用於飛機、汽車、建築等重工業、輕工業，甚至一般公司、工廠及家庭中使用的各類器具、設備也無法或缺，而近年來也被廣泛地利用在牙科植體的設計之中。

螺紋製品是組合製成適切尺寸的陽螺紋與陰螺紋而發揮基本性機能；利用螺紋的性質而在物體的結合、移動等產生很大的作用力。陽螺紋與陰螺紋的螺紋形狀依螺紋的使用目的而有很多種類[29]：

(1) 三角螺紋：這是斷面形狀近乎正三角形的螺紋山的總稱；這比其他螺

紋容易加工，精密度也高，而且鎖緊後不易鬆弛，所以常用於夾緊螺紋。三角螺紋有三大系統，公制螺紋(ISO Thread)、英美統一制螺紋(American Standard Thread)及惠氏螺紋(Whitworth Thread)。公制螺紋如圖 8，惠氏螺紋如圖 9。

(2) 角螺紋(Square Thread)：若使陰螺紋不能旋轉也不能移動，則以很小的力旋轉陽螺紋，陽螺紋也可在其軸方向產生強大之力；舉高重物的千斤頂，以強力壓縮物體的螺旋壓製機等都是利用此螺紋的性質。角螺紋如圖 10。

(3) 鋸齒螺紋(Buttress Thread)：此螺紋用於軸方向的力只作用於一方向の場合，用於千斤頂、壓機的壓力只往單方向傳達時(圖 11)。鋸齒螺紋如圖 11。



圖 1 骨膜下植體之外型與 X 光圖

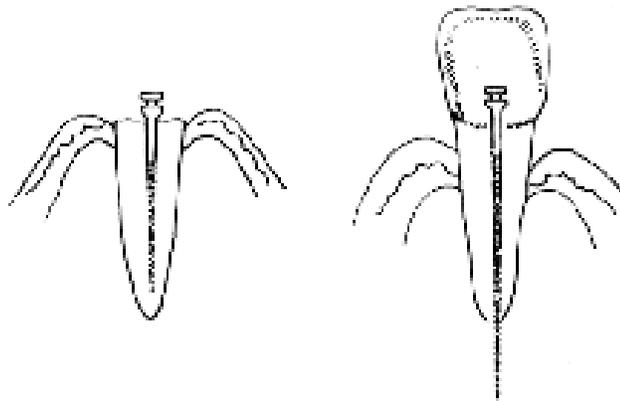


圖 2 牙內骨內植體之示意圖



圖 3 葉狀植體

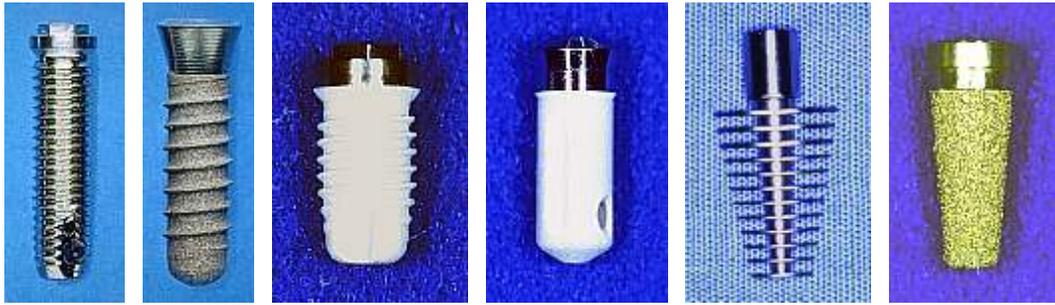


圖 4 柱狀植體

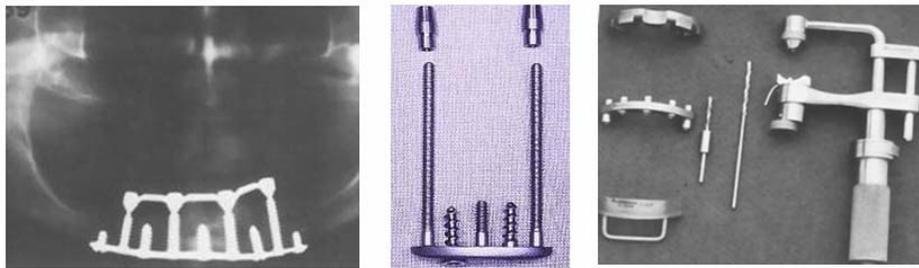


圖 5 穿下顎骨植體之實體、X光圖及手術器具

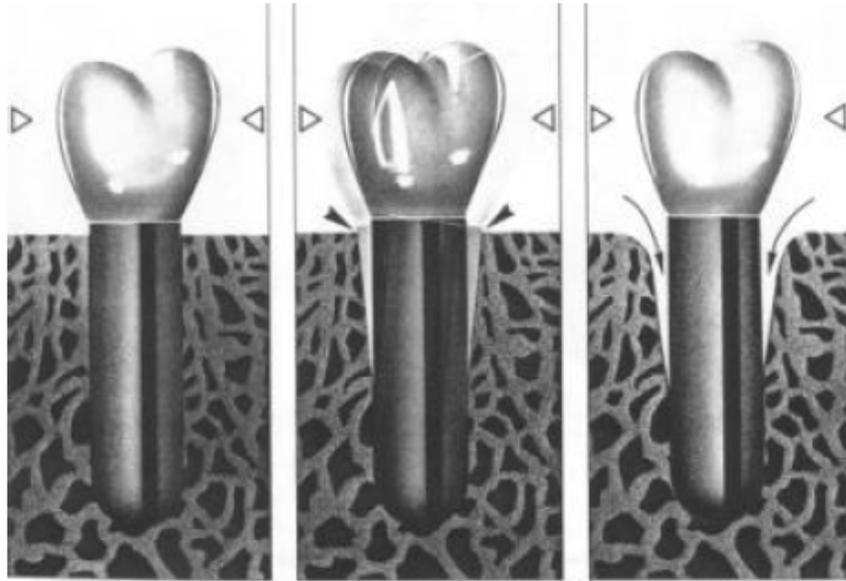
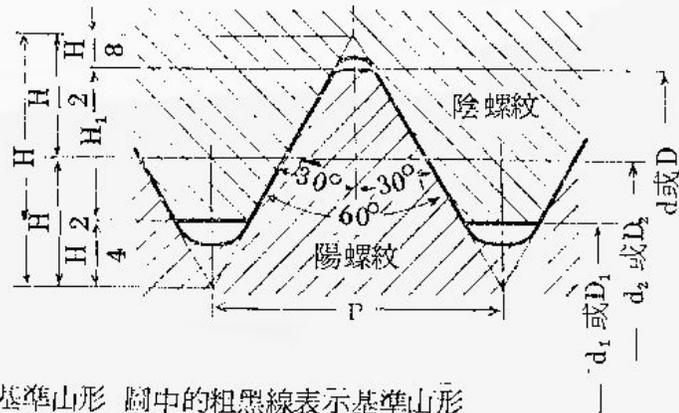


圖 6 植體周圍產生骨質流失的過程



圖 7 骨質流失後X光片圖



基準山形 圖中的粗黑線表示基準山形

公式 計算基準尺寸時可用下列公式：

$$H = 0.866025 P \quad d_2 = d - 0.649419 P$$

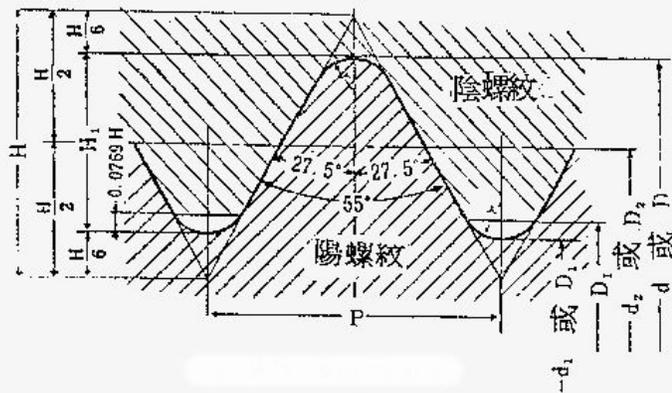
$$H_2 = 0.541266 P \quad d_1 = d - 1.082532 P$$

$$D = d$$

$$D_2 = d_2$$

$$D_1 = d_1$$

圖 8 公制螺紋



基準山形 圖中以粗黑線表示基準山形。

公式 計算基本尺寸時可用下列公式。

$$H = 0.9605 P \quad d_2 = d - H_1 \quad D = d$$

$$H_1 = 0.6403 P \quad d_1 = d - 2H_1 \quad D_2 = d_2$$

$$r = 0.1373 P \quad D_1 = d_1$$

$$D'_1 = d_1 + 2 \times 0.0769 H$$

圖 9 惠氏螺紋

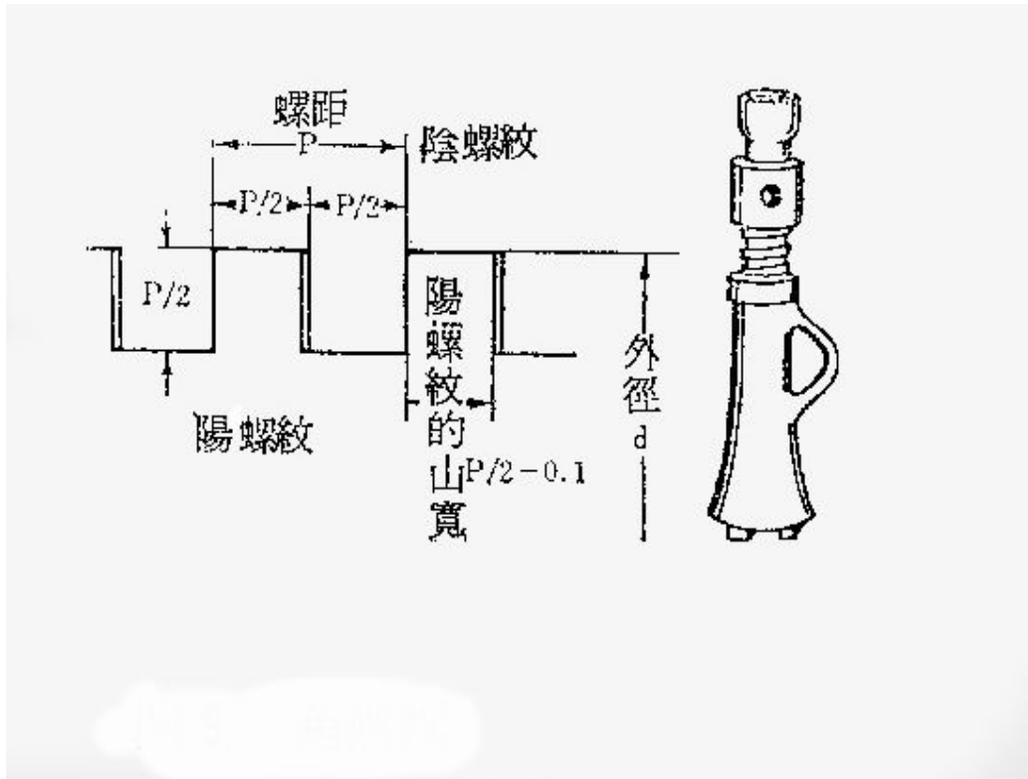


圖 10 角螺紋

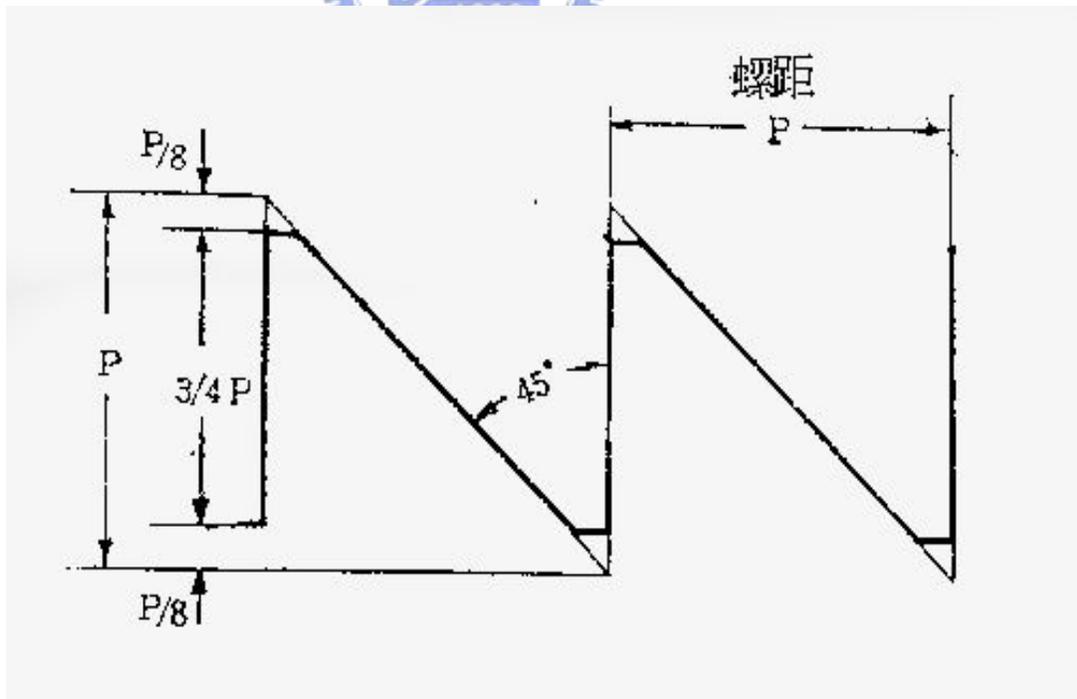


圖 11 鋸齒螺紋

第三章 研究材料與方法

3.1 研究流程概述

擬以力學分析及實驗探討植體與齒槽骨之受力大小分佈，整個研究的流程可概括分為有限元素模型建立、有限元素模型的力學分析，以及進行擬牙科植體之力學實驗，本研究之流程如圖 12 所示。

3.2 分析程式

本研究是以 ABAQUS 軟體作為有限元素法之前處理之工具以及分析之工具。

3.2.1 ABAQUS 之簡介



ABAQUS 創立於 1978 年，是一套先進的通用有限元素程式系統，發展軟體的目的是對固體和結構的力學問題進行數值計算分析。現今已被廣泛地認為是功能較佳的有限元素軟體，可以分析複雜的固體和結構力學系統，特別是能夠駕馭非常龐大的問題和類比非線性的影響。ABAQUS 有兩個主要的分析模組：ABAQUS/Standard 提供了通用的分析能力，如應力、變形、熱交換及質量傳遞等；ABAQUS/Explicit 應用對時間進行顯示積分的動態類比，提供了應力/變形分析的能力，這種顯式積分的應用使得 ABAQUS/Explicit 為處理那

些包括複雜接觸條件的問題提供了強有力的工具，例如在加工過程中經常發生的沖壓和鍛壓。

另外，ABAQUS/CAE 提供了對力學模型和計算結果的後處理功能，繪圖、動畫、XY 平面繪圖及時間歷程繪圖等。ABAQUS/CAE 也提供了包括有線元素網格產成的前處理過程。

本研究所採用的版本為 ABAQUS/CAE Version 6.4-1。其分析之流程如下：

- (1) 部件(Part)：部件模組用於建立各個單獨的部件，使用者可以在 ABAQUS/CAE 環境下用圖形工具直接產生，也可以從其他的圖形軟體導入部件的幾何形狀。
- (2) 特性(Property)：截面(Section)定義包括了整個部件或部件中某一部份特性的資訊，例如與該部分相關的材料定義和橫截面幾何形狀。在特性模組中，使用者可以定義截面和材料的性質，並將它們賦於部件的某一部份。
- (3) 裝配(Assembly)：當建立一個部件時，它存在於本身的座標系中，獨立於模型的其他部分。使用者可應用裝配模組建立部件的組合，並且將這些組零件相對於其他部件定位在總體座標系統中，這樣就構成了裝配件。

- (4) 分析步(Step)：使用者應用分析步模組產生和構成分析步驟，並與輸出需求聯繫起來。分析步程序為實現模擬過程的變化(如負載和邊界條件的變化)提供了方便的捷徑，且根據需要在分析步之間可以改變輸出變數。
- (5) 交互作用 (Interaction)：在交互作用模組裡，使用者可以指定模型各區域之間或者模型的一個區域與周圍區域之間在熱學和力學的交互作用，一個交互作用的例子是在兩個表面之間的接觸。其他可以定義的交互作用包括束制，諸如綁定(Tie)、方程(Equation)和剛體(Rigid Body)束制。除非在交互作用模組中指定接觸，否則 ABAQUS/CAE 不會自動識別部件實體之間或一個裝配件的各區域之間的力學接觸關係；在一個裝配件中，僅指定在表面之間任何類型的交互作用，對於描述兩個表面的實際接近程度是不夠的。交互作用與分析步相關聯，使用者必須規定相交作用是在哪些分析步中起作用。
- (6) 負載 (Load)：在負載模組裡指定負載、邊界條件和場變數。負載和邊界條件與分析步相關聯，使用者亦必須指定負載與邊界條件在哪些分析步中起作用；某些場變數是與分析步相關聯，而其他的場變數僅僅作用於分析的開始階段。

- (7) 網格 (Mesh)：網格模組包括了 ABAQUS/CAE 為裝配件建立有限元素網格分割的工具。利用所提供的各個層次上的自動分割和控制工具，使用者可以產生滿足自己分析所需要的網格。
- (8) 作業 (Job)：一旦完成了所有定義模型的任務，使用者便可以用作業模組分析計算模型。作業模組允許用戶交互地提交分析作業並監控其過程，多個模型和運算可以同時被提交並進行監控。
- (9) 視覺化 (Visualization)：視覺化模組提供了有限元素模型和其分析結果的圖形顯示。它可從輸出資料庫中獲得模型和結果的資訊。

3.3 分析模型之前處理

3.3.1 幾何模型之建立



幾何模型的建構分為齒槽骨、植體兩個部分。

齒槽骨模型如 Hansson [30]等學者依據臨床上局部缺牙的骨塊尺寸將緻密骨 (Cortical bone) 與海綿骨 (Cancellous bone) 繪製成簡單的軸對稱模型，如圖 13。

植體的尺寸是依照臨床上實際使用的植體之一為參考模型，照片如圖 14。植體為螺紋狀，直徑 4 mm，長度 11 mm，依據此尺寸建立四種不同螺紋之植體模型，如圖 15-圖 18。

由於有四種不同之基本螺紋，故各自建立了骨頭與植體無間隙、骨頭與植體有間隙及骨頭與植體完美骨整合，在此完美骨整合即是指植體與齒槽骨緊密黏合。合計共十二個模型，如圖 19-圖 22。

3.3.2 材料性質

本實驗所有結構體的材料性質都假設為具有均質性與等方向性性質。齒槽骨材料性質是依據 Ciftci 等人發表的文獻，緻密骨的楊氏係數 14 GPa；海綿骨的楊氏係數 1.4 GPa。植體之楊氏係數為 110 Gpa [31]，如表 1

3.3.3 摩擦條件

庫倫摩擦(Coulomb Friction)是 ABAQUS 用來描述接觸面之間交互作用的摩擦模型，該模型利用摩擦係數 μ 來表示在兩個表面之間的摩擦行為。根據 Bozkaya [32]等人發表的文獻，植體與齒槽骨無間隙和植體與齒槽骨有間隙，在植體與齒槽骨之間的摩擦係數約為 0.3；骨頭與植體完美骨整合則代表植體與齒槽骨之間無相對滑動的現象。

3.3.4 拘束條件

設定拘束條件，即為設定模型的固定端。一個力量作用於一物體上，要求解算出物體所受到的應力，就必須要有固定端，不然物體就會持續的運動。因此模型之固定端將固定下端，以做為拘束條件的設定，如圖 23。

3.3.5 負載條件

本模擬中所設定之外力為咬合力。力量的大小將依據 Carlsson 及 Haraldson [33]所提出的成人垂直咬力測試大小為基準，其大小為 42N~412N，平均約為 20MPa。施力的方向，則簡化為軸向作用力，力量將直接施於植體的正上方，如圖 24。

3.3.6 網格類型選定

實體模型建立完成後，必須藉由網格化過程，才能形成有限元素分析模型，在網格化之前必須給予適當元素的選擇。

因為數值誤差是經由數學運算上的假設與簡化所產生的，使用者選擇了元素的種類之後，通常都會有些許無法避免的誤差會在分析的過程中產生。一但發現有不良品質的元素時，必須設法進行局部的微調工作，確保所有的元素都能夠達到一定標準以上的品質、同時也避免數值誤差的過度累積。

一般而言，使用者還必須注意到下列各項重點：

(a) 應力集中區域的網格化：因為應力集中的區域，通常就是幾何形狀突然改變的區域，因此此處的應力變化梯度(Stress Gradient)通常遠大於其他地方的應力變化。在網格化時一定注意到以下三個原則：

- (1) 高應力梯度區域使用比較細密的網格(Fine Mesh)
- (2) 一般區域可以使用比較粗略的網格(Coarse Mesh)

(3) 由細密的網格區域到粗略的網格區域之間務必要經由一個過渡區域 (Transition Area) 逐漸地把網格由細變粗。

(b) 不同的分析需求需要不同的網格密度(Mesh Density)：因為應力場(Stress Field)與應變場(Strain Field)是由位移場(Displacement Field)微分而得到的物理量 (Physical Quantities)，進行應力與應變分析的時候必須使用比位移分析或是模態分析時更高的網格密度以便得到相同階層的分析精確度(Accuracy of the Same Order)。

(c) 一般而言，使用四邊形(Quadrilateral)會比使用三邊形(Triangular)元素得到比較好的分析結果。在實體元素方面，使用六面體(Hexahedral)元素會比使用角錐體(Tetrahedral)元素得到比較好的分析結果。

模擬時將選用的結構元素，為主要的有限立方體軸對稱元素，而其元素類型分別為 CAX4。

網格化模型的形成方式有 2 種，分別為規則網格化與自由網格化。規則網格化的限制較為嚴謹，只允許被網格化模型的幾何形狀為四邊形或以四邊形為主，但可以用較少量的元素求解，減少電腦運算時間。而自由網格化則沒有幾何形狀的限制。為了減少電腦運算時間，將植體與齒槽骨模型做規則網格化，以進行分析運算。

3.4 有限元素之收斂測試

在有限元素分析中，元素數量的多寡會影響分析的結果，模型網格化後的元素個數越多，分析結果的準確性就越高，但當元素個數多達某個數量以後，可發現分析結果漸漸趨向一致，此時即使元素的個數再多，實質上也沒有太大的意義，太多的元素反而會增加電腦運算時間。因此，以計算時間上的考量和結果相差不大的情況下，本研究將依據收斂測試的結果，以最少所需要的元素取得較可信的結果。

至於收斂測試點，將選取與第一個螺紋接觸的齒槽骨位置，各個模型之位置如圖 25-圖 28。

3.5 擬牙科植體之模型力學實驗

使用傳統的應變分析方法，利用電阻應變計（strain gauge）進行植體周邊部（石膏）之應變測量，在製作模型時將應變計黏貼於接近植體處，並以機械力量施壓測試之。

3.5.1 植體的螺紋型態

研究時，以四種不同螺紋之植體為對象。公制螺紋與惠氏螺紋，同為三角螺紋，工業上的使用極為普通，採用實驗中常見之公制螺紋為對象。角螺紋與鋸齒螺紋之中，由於鋸齒螺紋製作較為不便，需一次大量之製作，才可降低製作成本，因此實驗中將使用純鈦材料之棒材並於其上，車製實驗用之植體公制螺紋與角螺紋，如圖 29。

3.5.2 石膏模型之製作與前處理

在骨頭模型方面，將使用石膏粉末與金相實驗中使用之冷鑲埋模具，如圖 30，以石膏粉末 100mg 比水 28ml 的比例調配注入模具，製作實驗之石膏模型，如圖 31。

製作完石膏模型之後，需將模型進行前處理，以研磨機，如圖 32。將表面處理平滑，並以鑽床，如圖 33。在石膏模型上，製作植體放置之位置。最後將石膏模型再以研磨機磨半，如圖 34，將應變規貼上。

3.5.3 應變規之黏貼

在模擬結果出來後，將選取差異較大，且盡量包含整個模型的位置為量測點。黏貼完應變規之後，如圖 35，將放置好植體之切半石膏模型，利用石膏再次復原，如圖 36。有摩擦力之模型，則在石膏填滿後二十分鐘，將植體轉鬆，使其與石膏會滑動，視其為有摩擦之模型；完美骨整合之模型，則在切半石膏模型復原後，等待二十四小時以上的時間，待石膏完全凝固，且黏附在植體之上後，方可開始實驗。

3.5.4 應變量之測量

由於植體的表面積十分之狹小，其直徑僅為 4.0 mm；故利用硬度計之壓頭施壓。壓頭為不銹鋼 303 製作之平面壓頭，如圖 37，將 150N 之力經由壓頭

平均施於植體之上的表面。在硬度計施壓時，應變規因受力變形而可以利用應變計量測模型內部之應變，如圖 38。

3.6 實驗數據與有限元素模擬結果比較

實驗時，由於是使用石膏材料模擬齒槽骨，石膏與齒槽骨之機械性質的差異須先測出。石膏之機械性質是利用萬能試驗機測量，萬能試驗機如圖39。之後利用ABAQUS/CAE Version 6.4-1有限元素分析軟體做數值的分析運算，求得植體周圍石膏之應變。在網格化數量確定以後，將比較有限元素分析運算結果與實驗測量結果之差異，以確定條件假設的合理性與運算結果之正確性，並利用模擬之數值對臨床作出適當之建議。



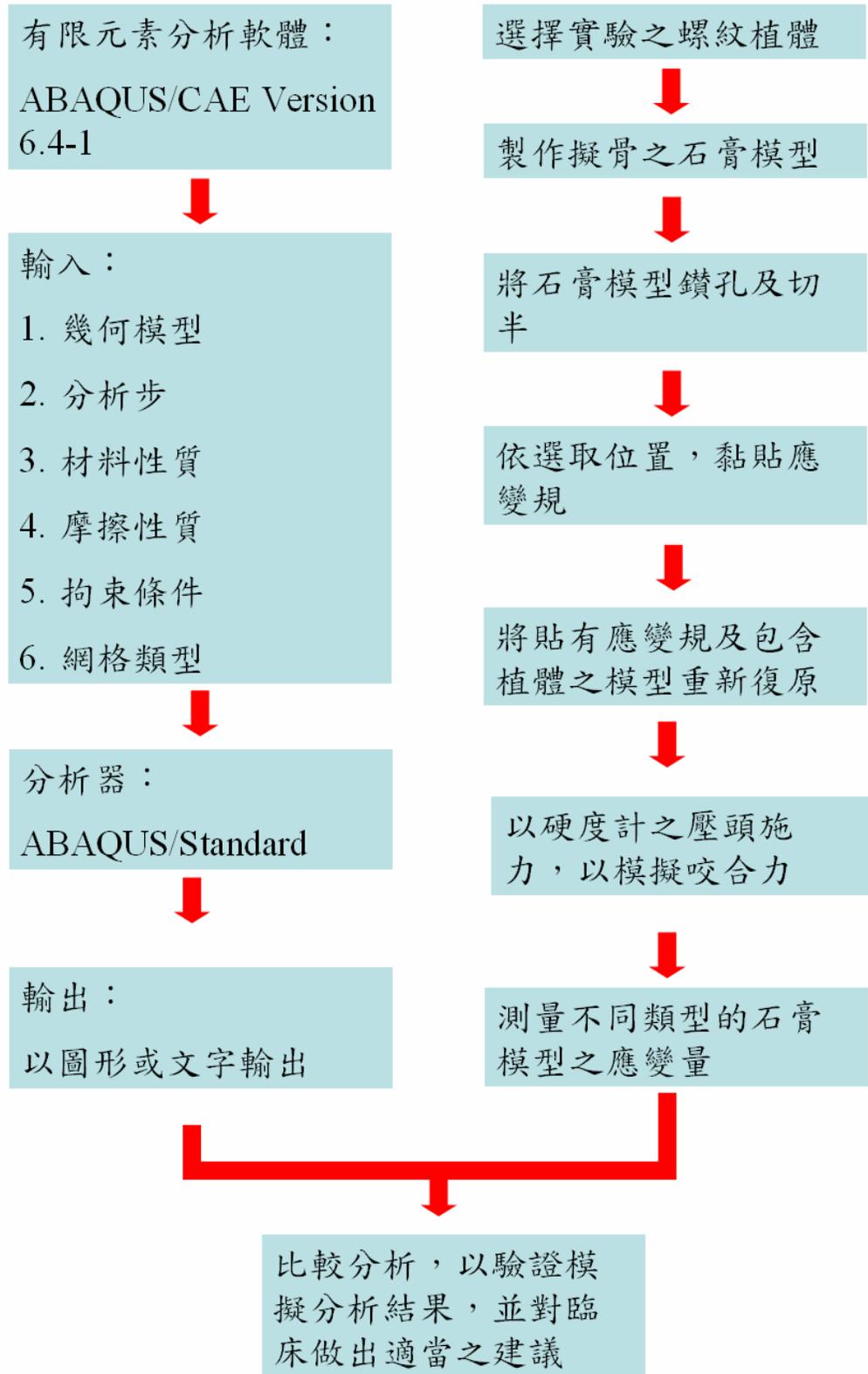


圖 12 研究流程

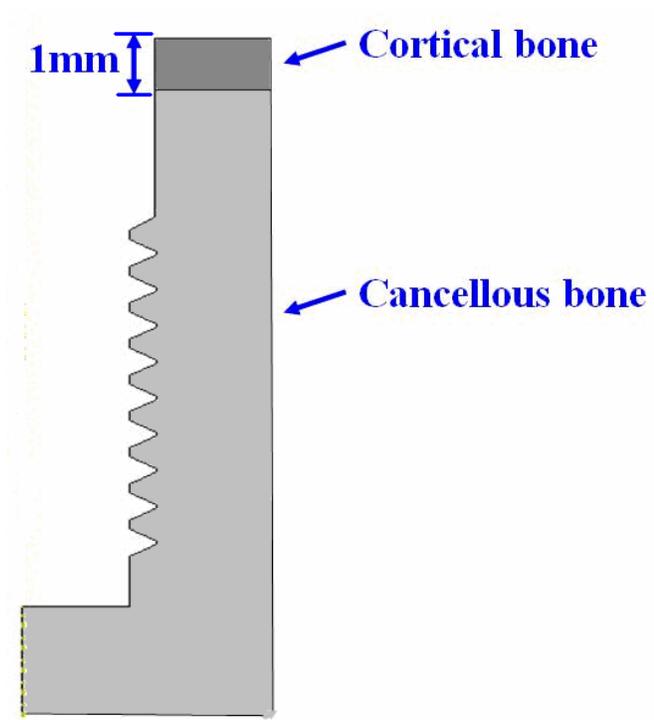


圖 13 齒槽骨模型

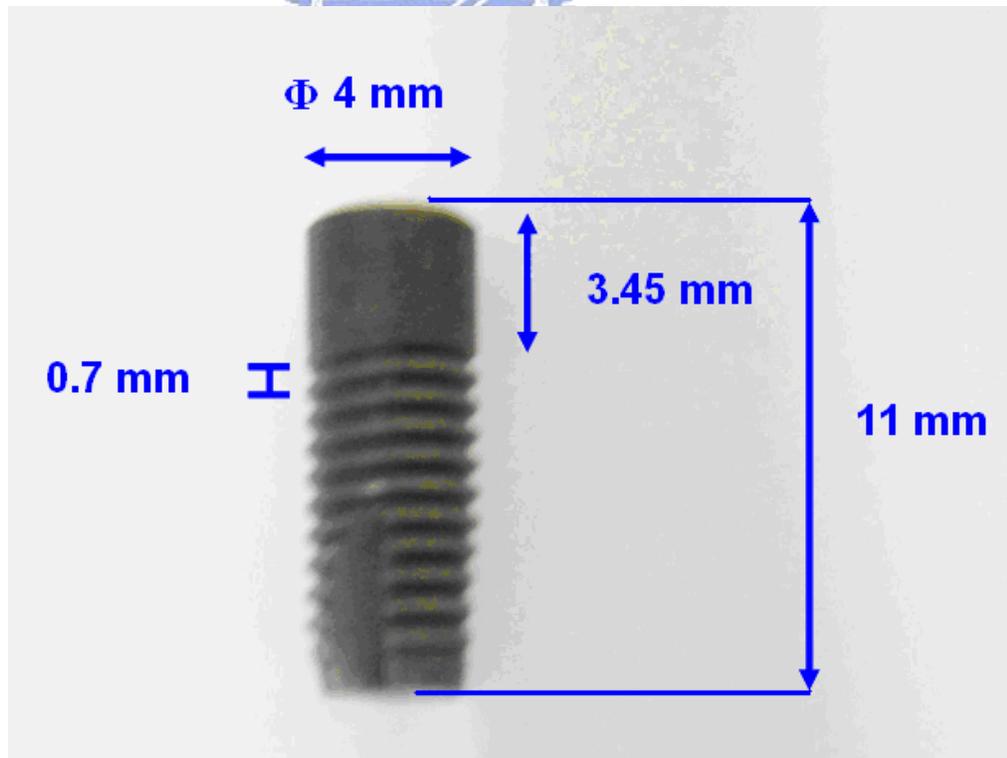


圖 14 實際參考的植體

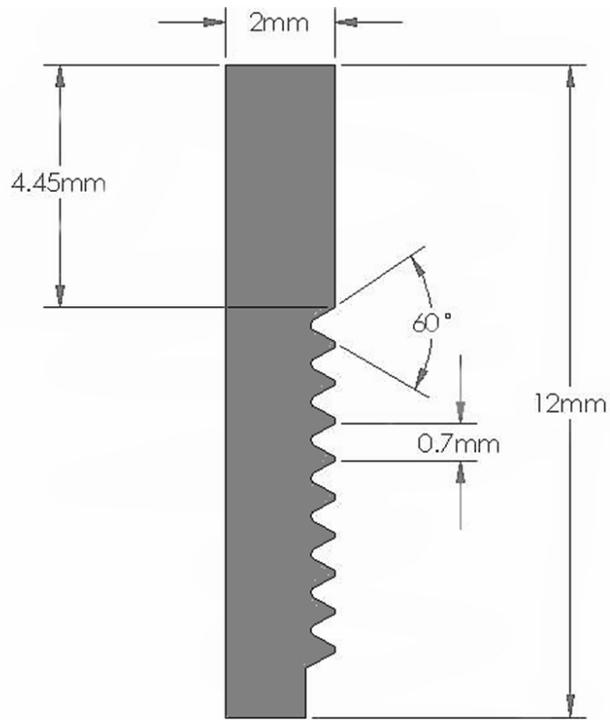


圖 15 公制螺紋

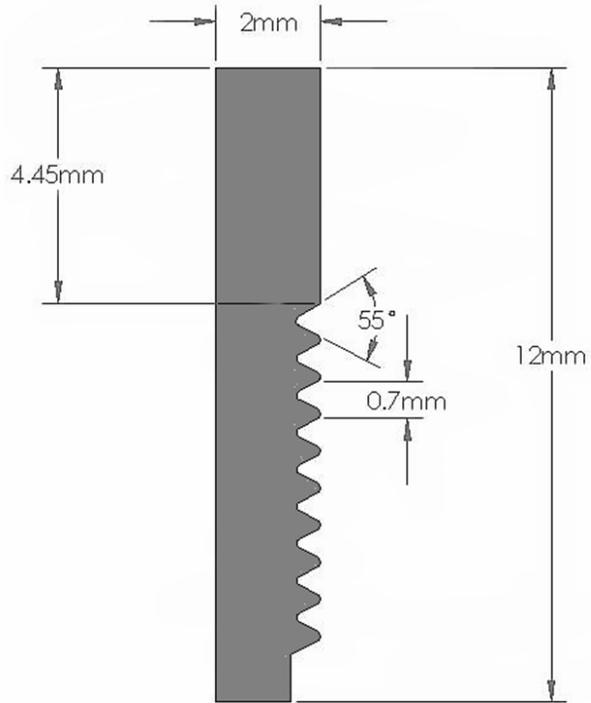


圖 16 惠氏螺紋

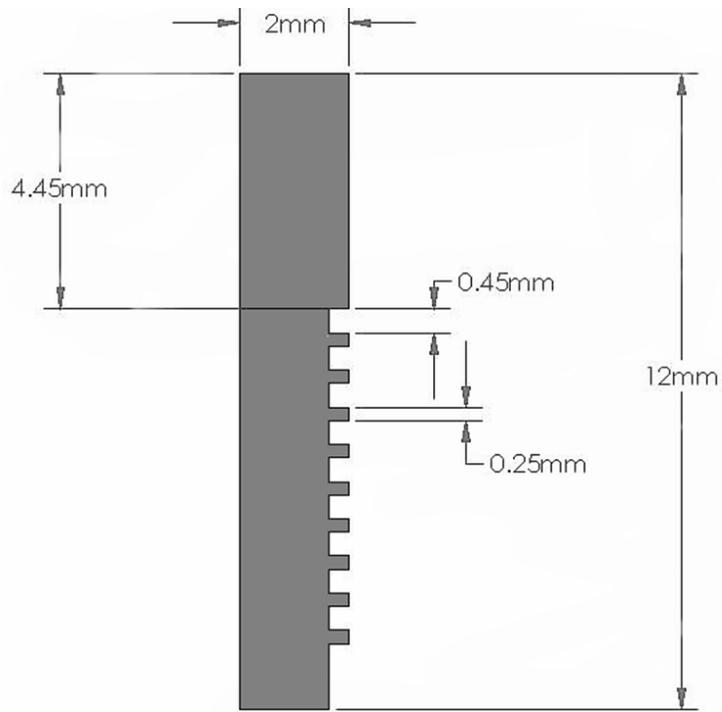


圖 17 角螺紋

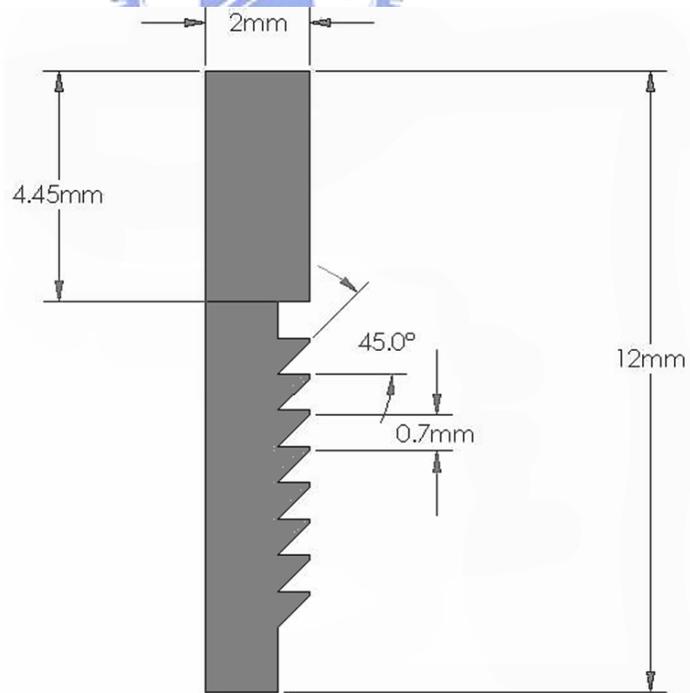


圖 18 鋸齒螺紋

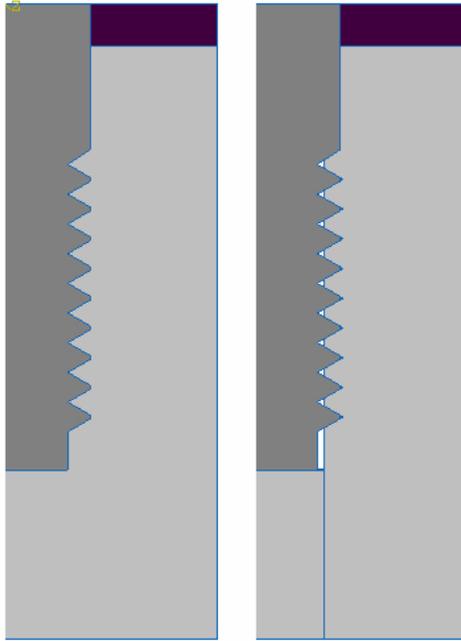


圖 19 公制螺紋植體之模型

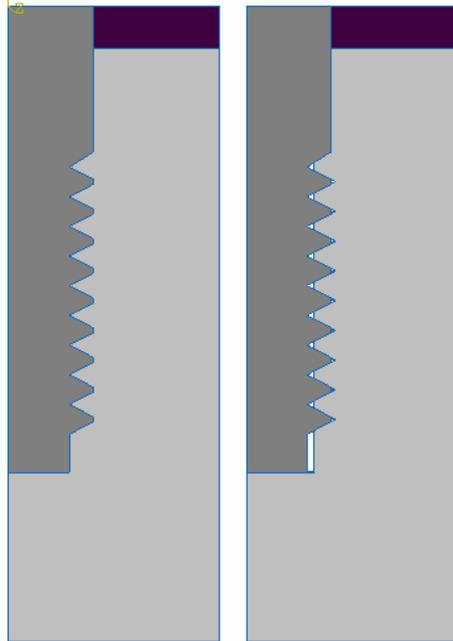


圖 20 惠氏螺紋植體之模型

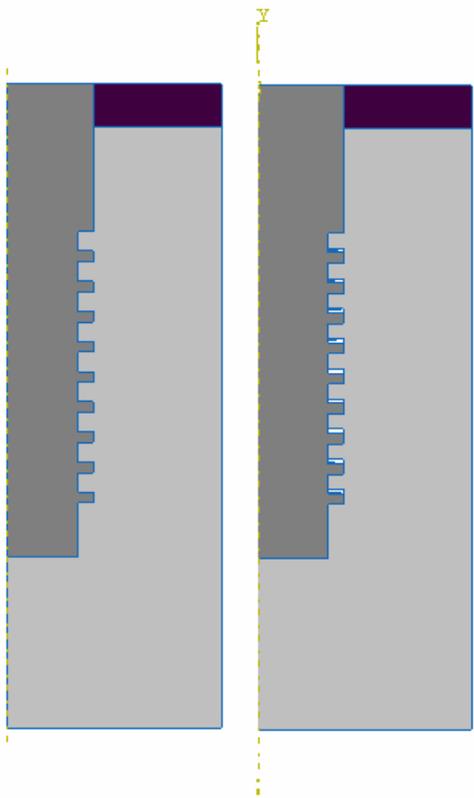


圖 21 角螺紋植體之模型

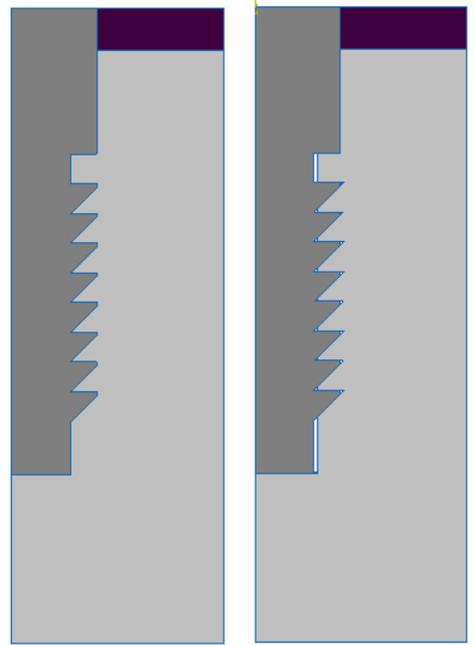


圖 22 鋸齒螺紋植體之模型

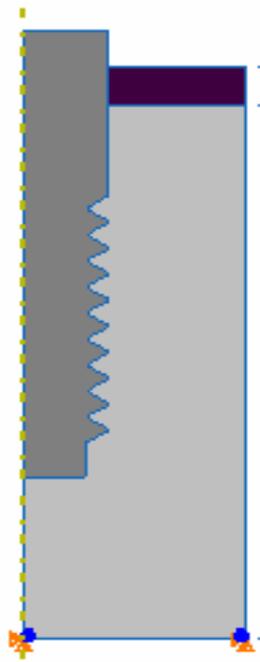


圖 23 固定之拘束

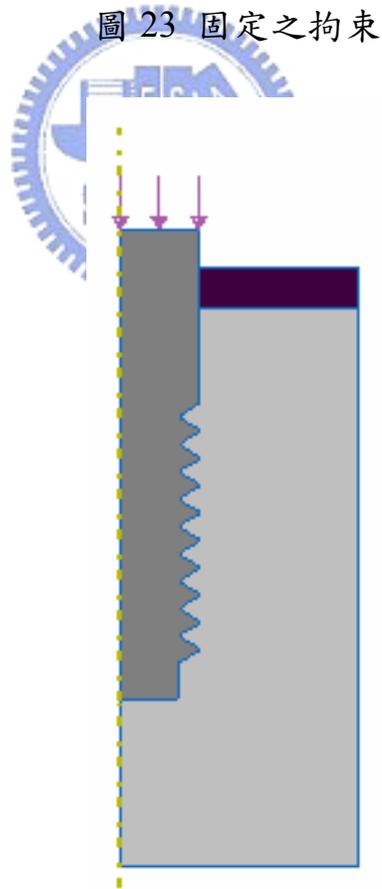


圖 24 負載之方向

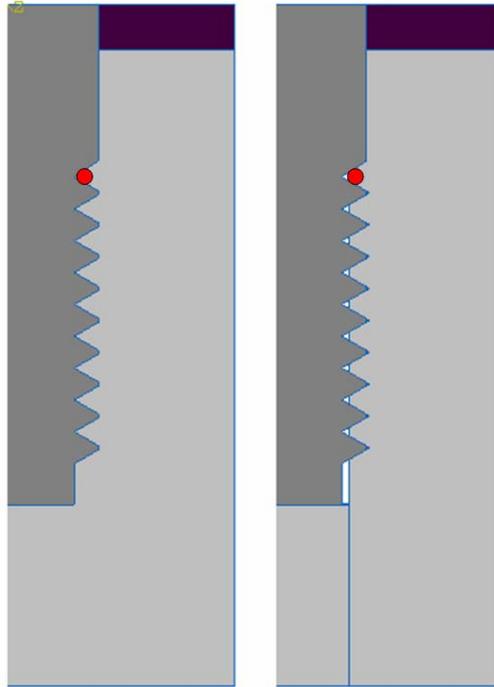


圖 25 公制螺紋植體之模型收斂測試點

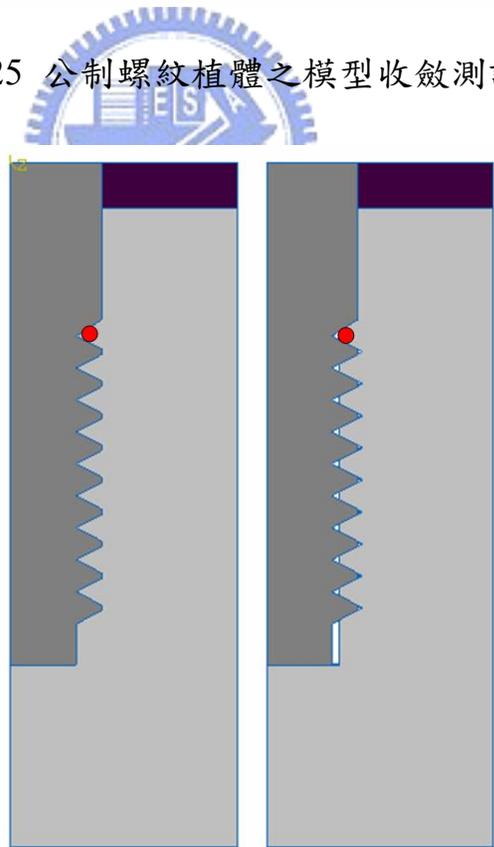


圖 26 惠氏螺紋植體之模型收斂測試點

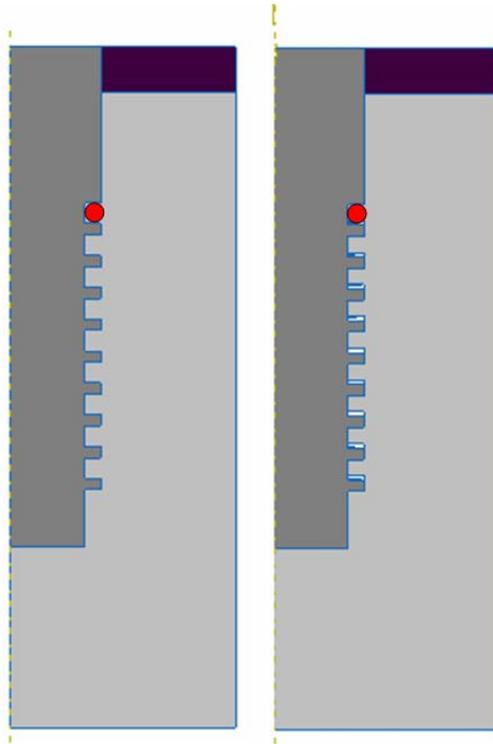


圖 27 角螺紋植體之模型收斂測試點

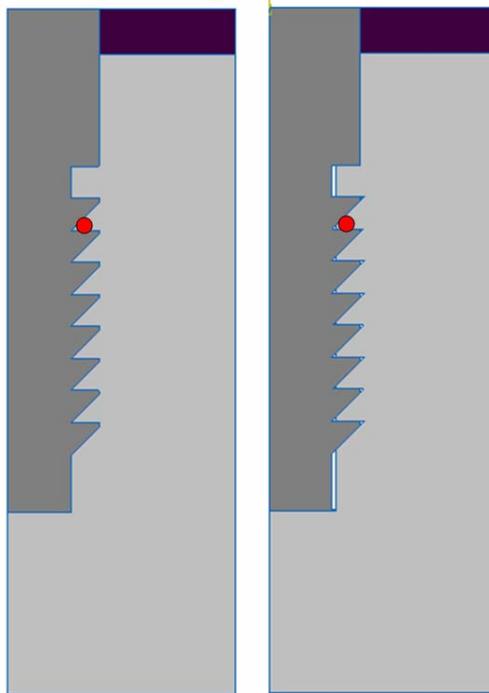


圖 28 鋸齒螺紋植體之模型收斂測試點



圖 29 植體實體圖，左為公制螺紋，右為角螺紋



圖 30 石膏粉末與模型



圖 31 石膏灌製



圖 32 研磨機



圖 33 左為鑽床，右為鑽孔

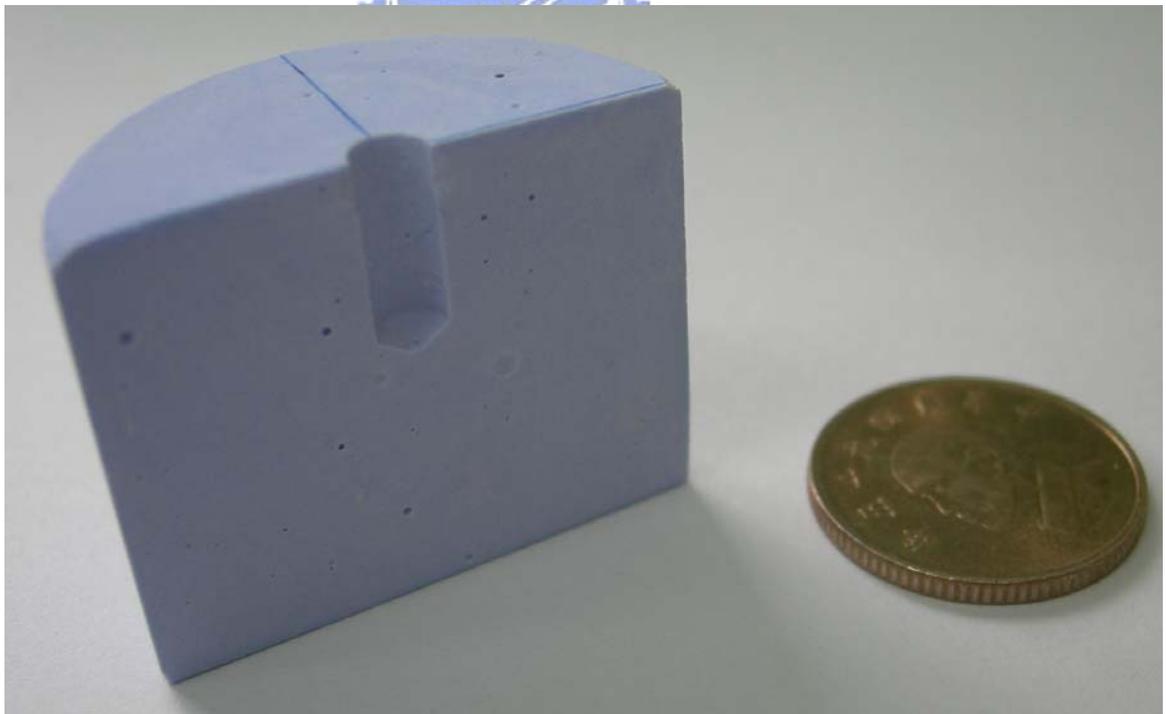


圖 34 切半之石膏模型

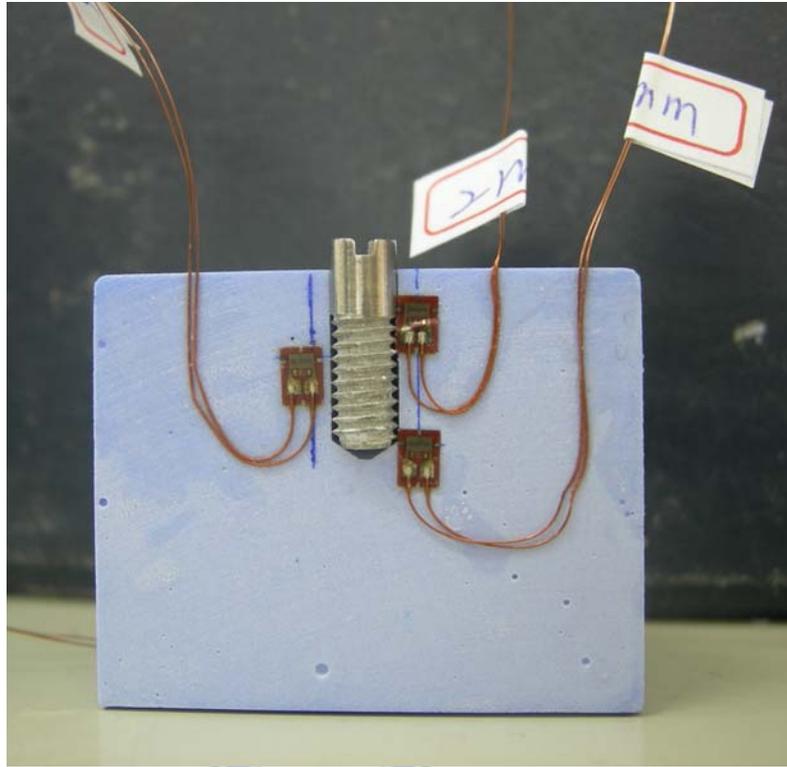


圖 35 黏貼好應變規之模型

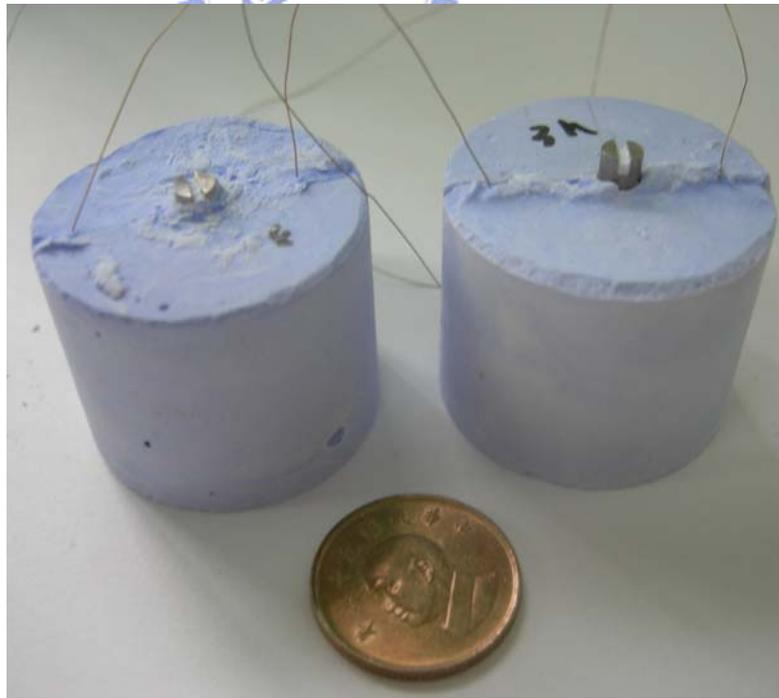


圖 36 復原之後的模型，左為完美骨整合，右邊為有摩擦之模型

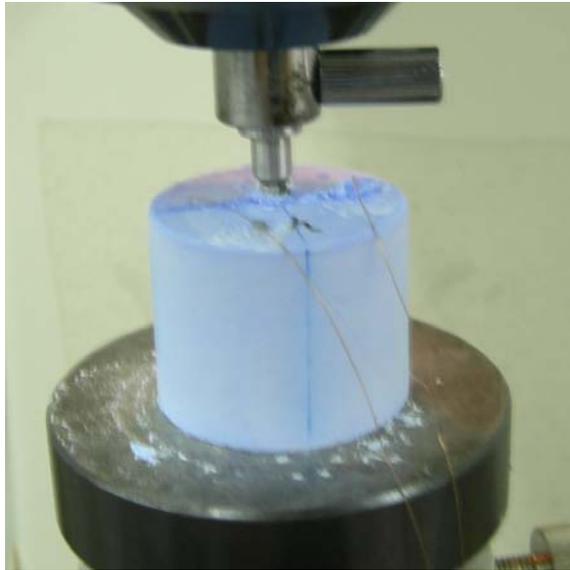


圖 37 植體之施力



圖 38 以左邊之硬度計施壓，以右邊之應變計測量



圖 39 萬能試驗機

表 1 本模擬所使用之材料參數

Material	Young's modulus E (MPa)	Poisson's ratio ν
Cortical bone	14000	0.35
Cancellous bone	1400	0.35
Titanium	110000	0.3

第四章 結果與討論

4.1 有限元素之收斂測試結果

對四種不同型態的螺紋及各自不同狀態的收斂分析結果，如圖 40-圖 43。

公制螺紋模型中骨頭與植體無間隙模型，需要網格數量最少為 366684 個，螺紋處之網格分割如圖 44 所示。骨頭與植體有間隙模型，需要網格數量最少為 298292 個，螺紋處之網格分割如圖 45 所示。骨頭與植體完美骨整合模型，需要網格數量最少為 76131 個，螺紋處之網格分割如圖 46 所示。

惠氏螺紋模型中骨頭與植體無間隙模型，需要網格數量最少為 300788 個，螺紋處之網格分割如圖 47 所示。骨頭與植體有間隙模型，需要網格數量最少為 92256 個，螺紋處之網格分割如圖 48 所示。骨頭與植體完美骨整合模型，需要網格數量最少為 121589 個，螺紋處之網格分割如圖 49 所示。

角螺紋模型中骨頭與植體無間隙模型，需要網格數量最少為 39653 個，螺紋處之網格分割如圖 50 所示。骨頭與植體有間隙模型，需要網格數量最少為 39653 個，螺紋處之網格分割如圖 51 所示。骨頭與植體完美骨整合模型，需要網格數量最少為 70848 個，螺紋處之網格分割如圖 52 所示。

鋸齒螺紋模型中骨頭與植體無間隙模型，需要網格數量最少為 51631 個，螺紋處之網格分割如圖 53 所示。骨頭與植體有間隙模型，需要網格數量最少

為 50330 個，螺紋處之網格分割如圖 54 所示。骨頭與植體完美骨整合模型，需要網格數量最少為 55680 個，螺紋處之網格分割如圖 55 所示。

4.2 實驗測試與模擬結果之比較

由於實驗時，是以石膏作為擬骨材料，經過萬能試驗機之壓縮測試，得應力應變曲線，如圖 56。經過計算，可得石膏之楊氏係數約為 1521.4 MPa。利用此實測之材料性質代入有限元素模擬，並求出植體周邊處之應力與應變值，其模擬結果如圖 57，圖 58 為實驗值與數值模擬比較之位置。

選取 2 mm、5 mm 及 10mm，為測量點，因其為差異較大，且盡量包含整個模型的位置。

與實驗比較之結果如圖 59-圖 62。由比較數據可知，模擬與實驗之趨勢，基本上大致吻合，故可見利用模擬結果推估實際植牙情形有相當之正確性。

4.3 最大主應力在植體之分佈情形

經過實驗測試與模擬結果之比較，可知兩者之間相當接近。模擬結果顯示，最大主應力在四種不同植體及各自之狀態之分佈情形如圖 63-圖 74。

沿著植體邊緣取其最大主應力，如圖 75。得出其植體邊緣之最大主應力，如圖 76-圖 87。可知在植體尚未完美骨整合之前，其應力容易集中在第一個螺紋處，而在完美骨整合後，應力則容易集中於植體與緻密骨之交界處。四種螺紋的最大主應力之分佈，趨勢差異不大。

另外計算植體上大於 3 MPa 的元素體積 (Element Volume)，且找出最大與最小之主應力，得表二，且計算占各自之植體的比例，得表三。

由上兩表之結果可以發現，大於 3 MPa 的元素體積占其植體的比例，以三角螺紋的公制螺紋與惠氏螺紋為最少，且其最大與最小主應力值也幾乎最小，但公制螺紋其有間隙之模型的最大與最小之主應變皆較惠氏螺紋高出許多。兩者間除了其螺紋角不同外，惠氏螺紋之螺紋尖端為圓角，而公制螺紋之螺紋尖端為平角，應該為其差異之主要因素，惠氏螺紋之螺紋尖端的圓角的確可以有效減少應力集中的現象。

而相較於公制螺紋之螺紋底部為圓角，惠氏螺紋之螺紋底部及尖端皆為圓角，整個螺紋毫無圓角的角螺紋，極易造成應力集中現象，所以其最大主應力值幾乎為惠氏螺紋最大主應力的五倍，而無圓角的鋸齒螺紋也由於其特殊之螺紋形狀，其應力集中的元素體積比例也遠大於其餘三種螺紋。

4.4 最大主應變在植體周邊齒槽骨之分佈情形

最大主應變在植體周邊齒槽骨，在不同狀態之分佈情形如圖 88-圖 99。

沿著植體與齒槽骨邊緣取齒槽骨之最大主應變，如圖 100 所示。得出其齒槽骨邊緣之最大主應變，如圖 101-圖 112。從圖中可以發現螺紋與齒槽骨接觸的區間應變值會有極大的起伏，與單純之圓柱模擬植體的分析結果顯著不同。完美骨整合之前，結果顯示齒槽骨之應變量會在第一個螺紋與齒槽骨接觸區域

以及底部有著最大的應變量，而在完美骨整合之後，應變量明顯減少許多，雖說以螺紋區域來看，依舊是以第一個螺紋與齒槽骨接觸區域有較大之應變量，但整體觀察，發現應變量在完美骨整合之後以集中在植體底部齒槽骨為主。

計算植體邊界 1 mm 之齒槽骨最大主應變介於萎縮區域，也就是骨應變量介於 100-300 微應變的元素體積，此時會有骨重塑反應，容易造成骨萎縮現象。

計算植體邊界 1 mm 之齒槽骨最大主應變介於微過重負荷區域，也就是骨應變量介於 2500-4000 微應變的元素體積，此時會有骨塑形反應，增加骨量。

最後，計算植體邊界 1 mm 之齒槽骨最大主應變大於 8000 微應變的區域，觀察其有可能造成疲勞破壞之元素體積，且找出其最大主應變量，是否有超過 25000 微應變，而造成骨斷裂之情形。統合以上數據，得表四-表五，且計算占各自之植體周邊齒槽骨 1 mm 區域的比例，得表六-表九。

可以發現，在完美骨整合之前，以角螺紋的萎縮區域比例最多，且其微過重負荷區域的比例，也並未有較高的比例，其可能造成疲勞破壞的區域也較三角螺紋來得高，整體來說並未有較好的骨整合環境。

同樣不屬於三角螺紋的鋸齒螺紋，其萎縮區域與微過重負荷區域的比例與三角螺紋差異不大，但其可能造成疲勞破壞的區域的比例為所有螺紋中最高，可見其有應變過大的情形。

同屬三角螺紋的公制螺紋與惠氏螺紋，在不同區域所佔之比例，差異不大，唯有在有間隙之模型的情況下，惠氏螺紋有著最高的微過重負荷區域的比例，總體來看以此情況有最好的骨整合環境。



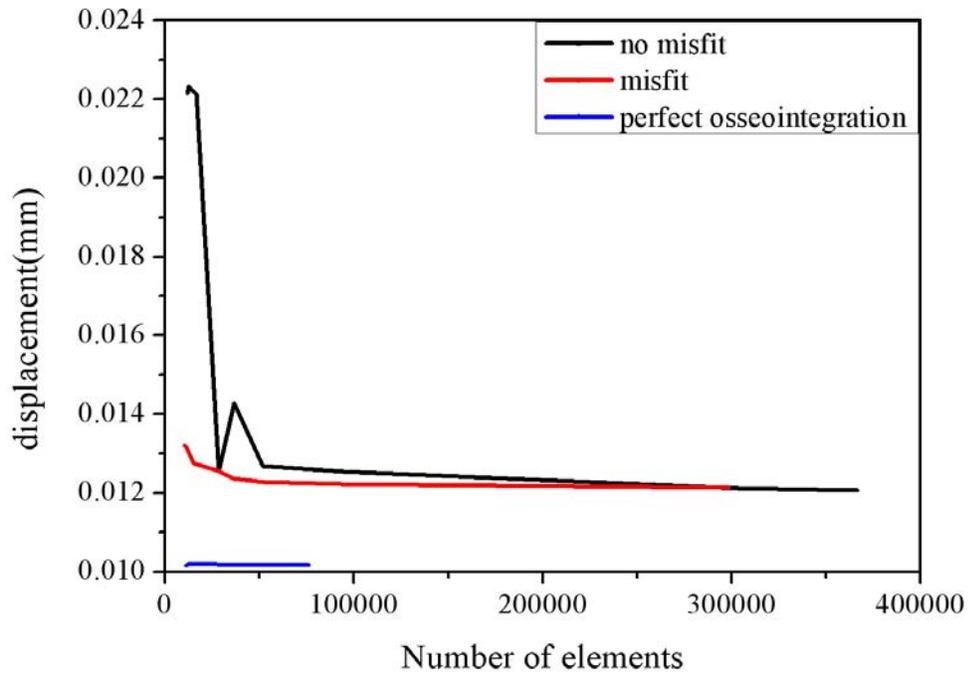


圖 40 公制螺紋之收斂分析結果

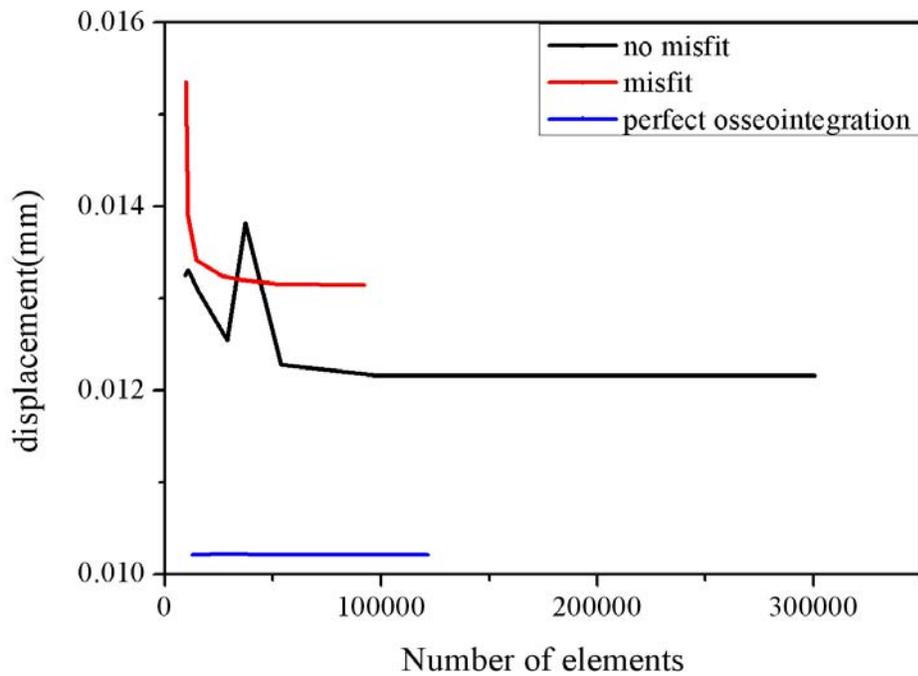


圖 41 惠氏螺紋之收斂分析結果

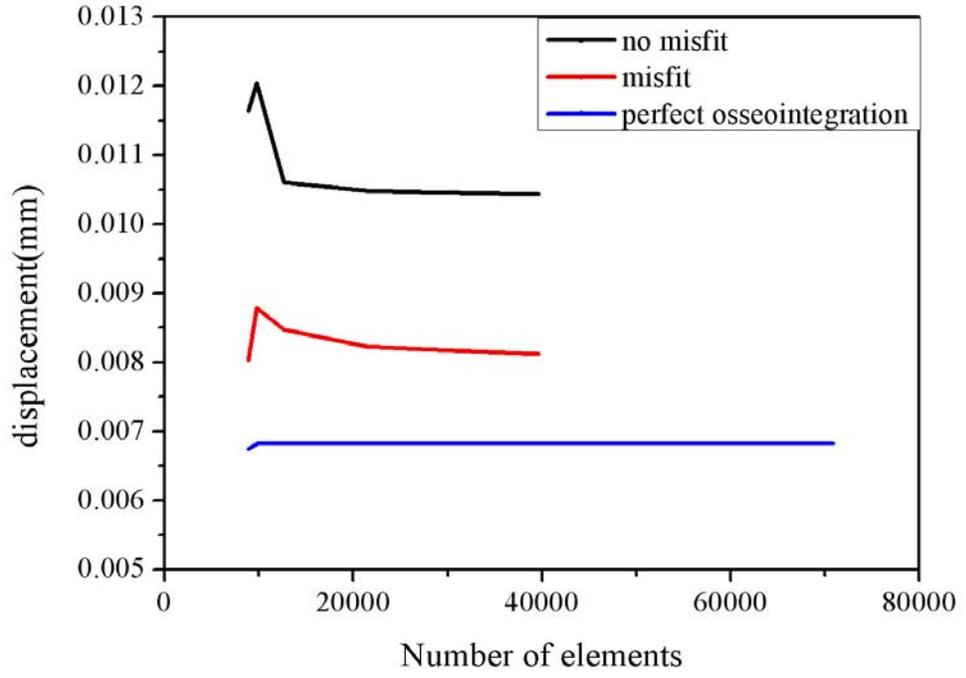


圖 42 角螺紋之收斂分析結果

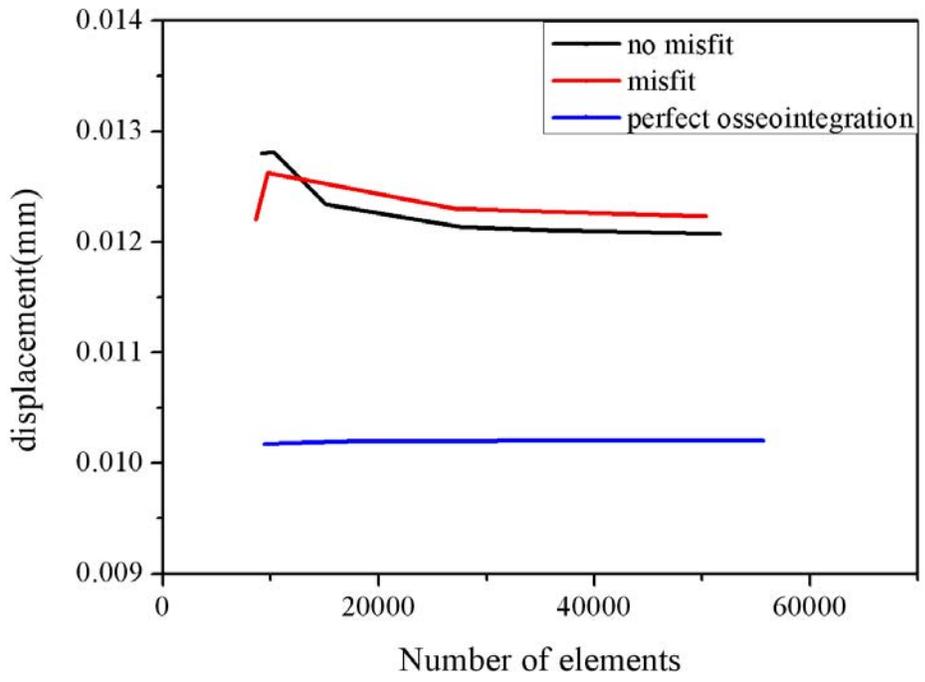


圖 43 鋸齒螺紋之收斂分析結果

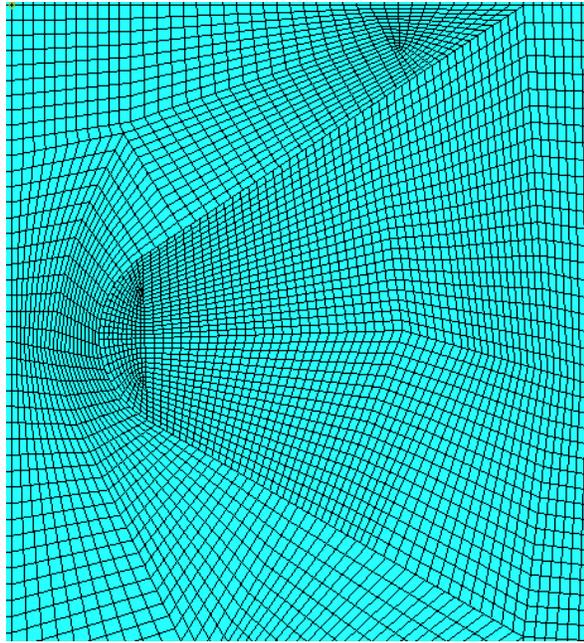


圖 44 公制螺紋-骨頭與植體無間隙模型之網格

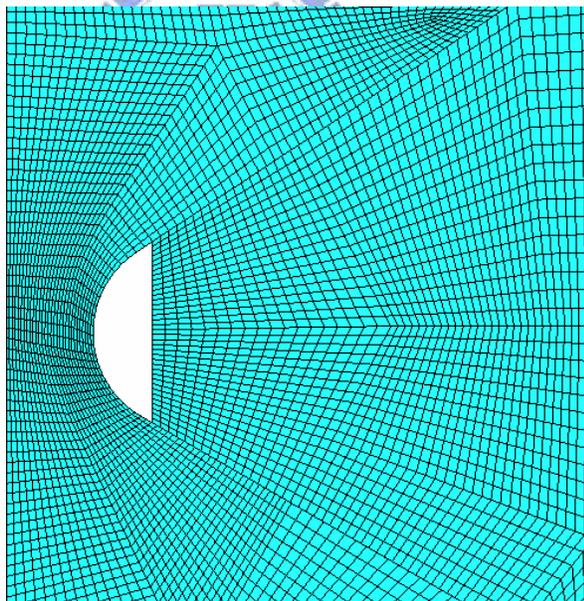


圖 45 公制螺紋-骨頭與植體有間隙模型之網格

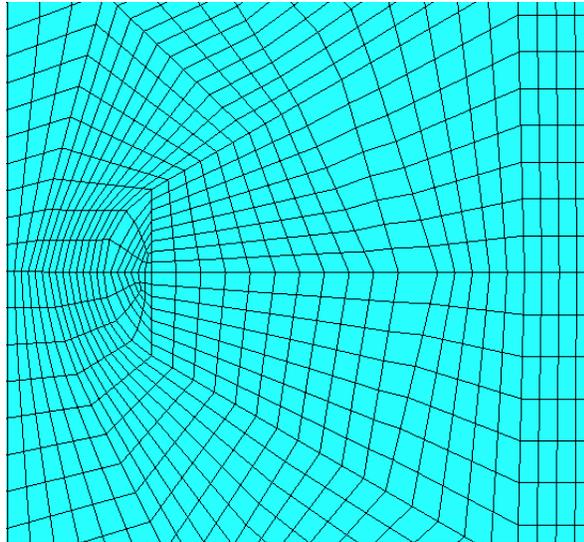


圖 46 公制螺紋-骨頭與植體完美骨整合模型之網格

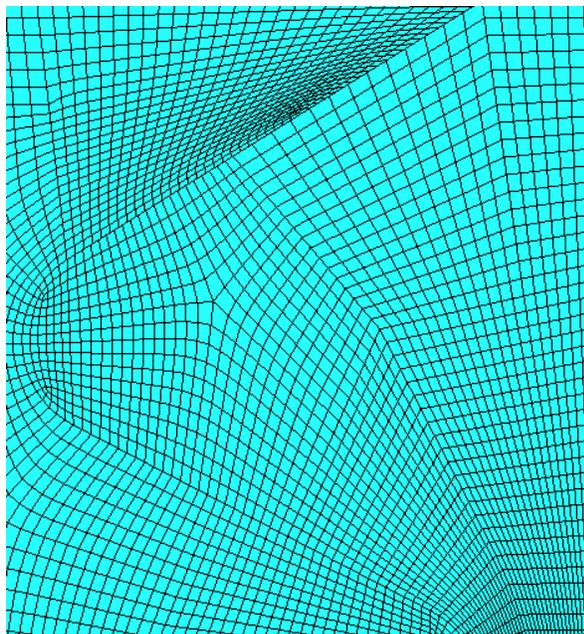


圖 47 惠氏螺紋-骨頭與植體無間隙模型之網格

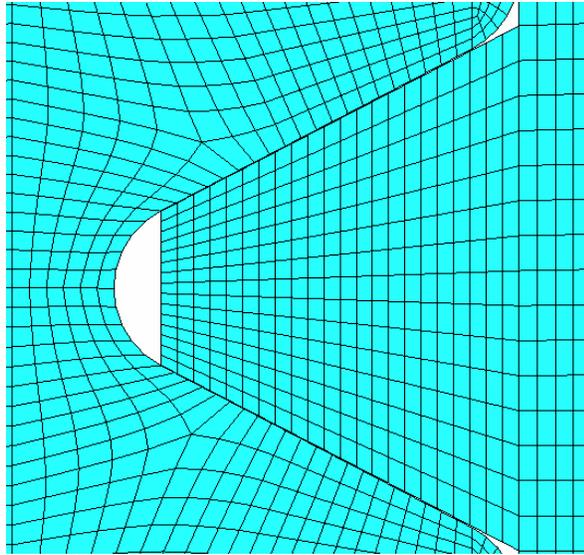


圖 48 惠氏螺紋-骨頭與植體有間隙模型之網格

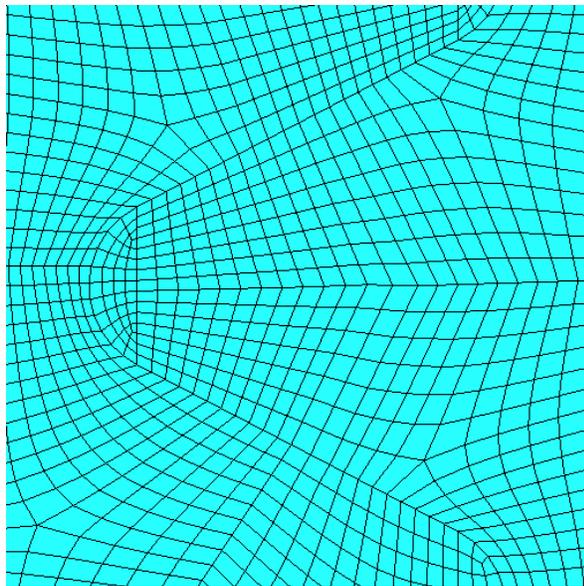


圖 49 惠氏螺紋-骨頭與植體完美骨整合模型之網格

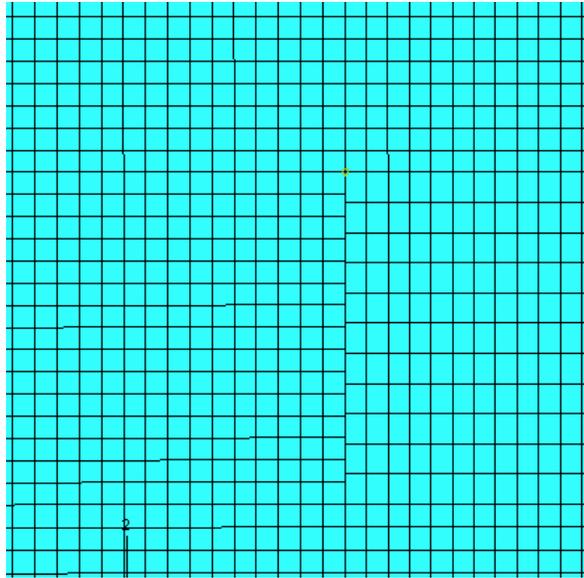


圖 50 角螺紋-骨頭與植體無間隙模型之網格

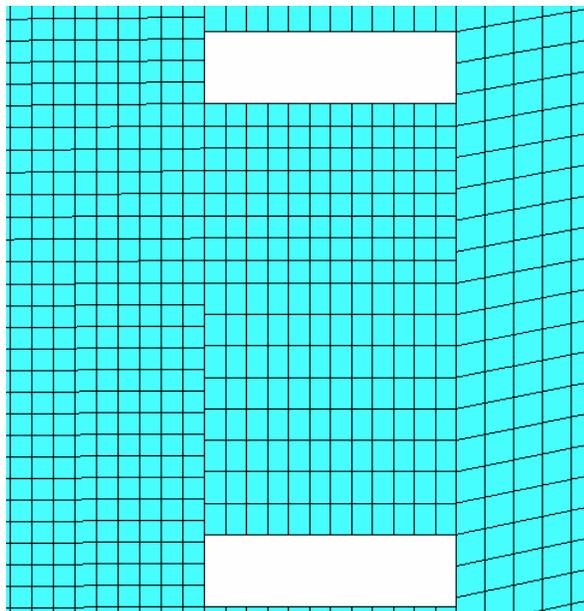


圖 51 角螺紋-骨頭與植體有間隙模型之網格

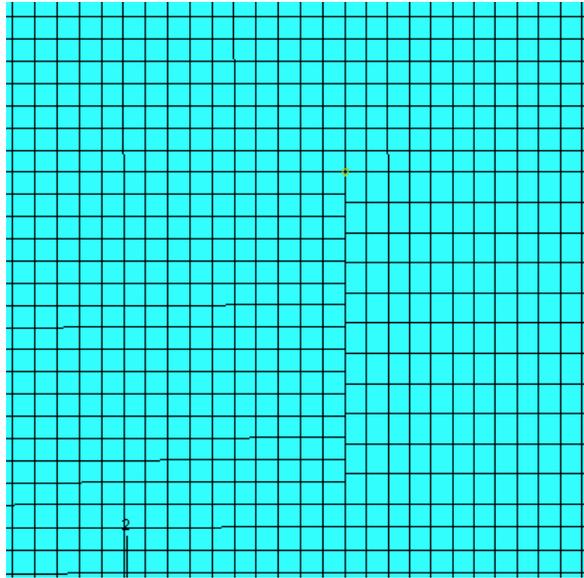


圖 52 角螺紋-骨頭與植體完美骨整合模型之網格

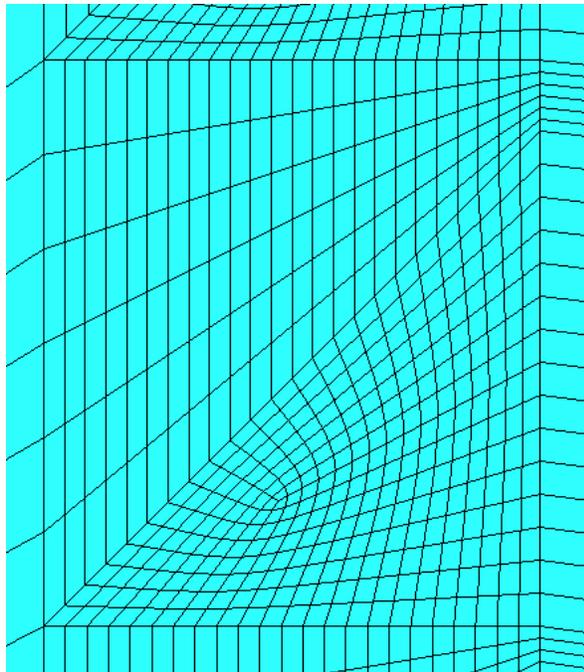


圖 53 鋸齒螺紋-骨頭與植體無間隙模型之網格

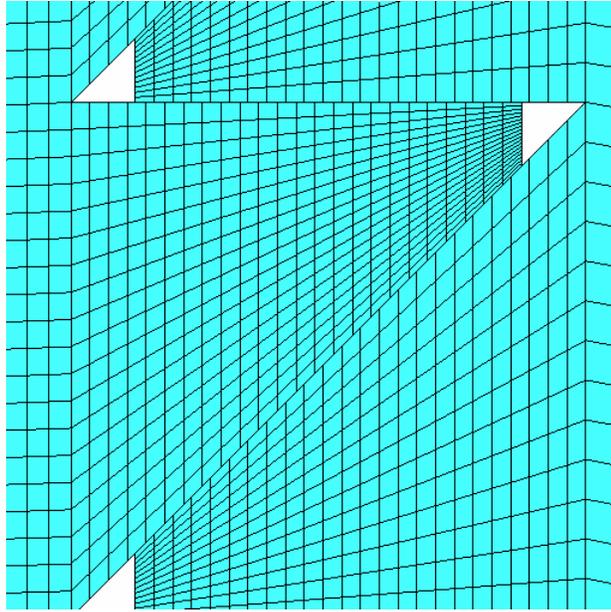


圖 54 鋸齒螺紋-骨頭與植體有間隙模型之網格

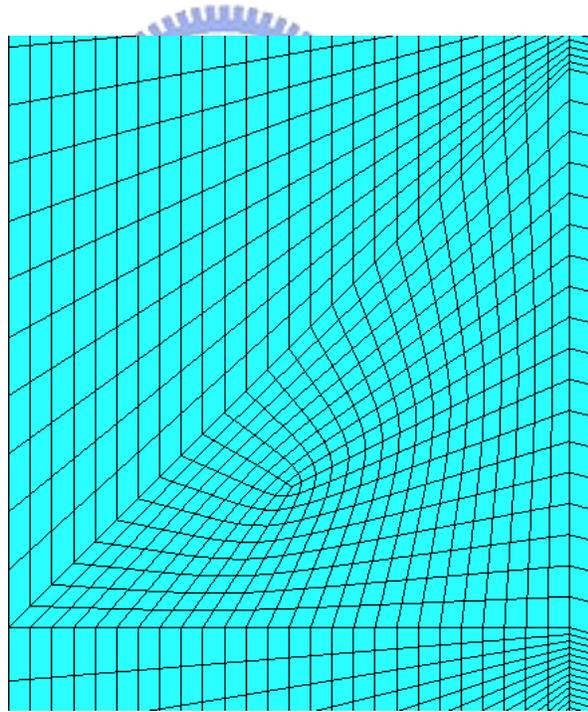


圖 55 鋸齒螺紋-骨頭與植體完美骨整合模型之網格

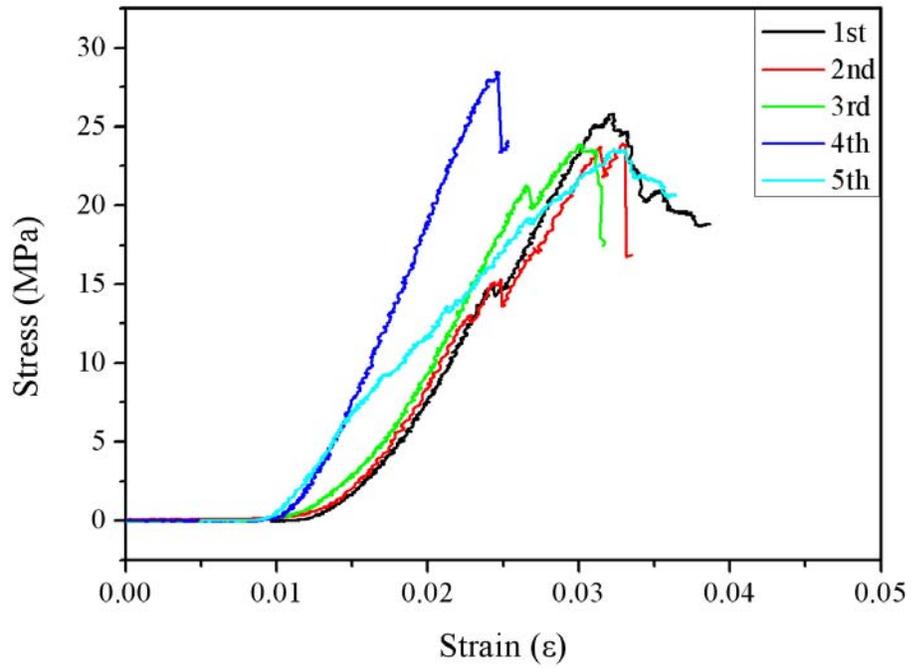


圖 56 石膏材料之應力應變曲線圖

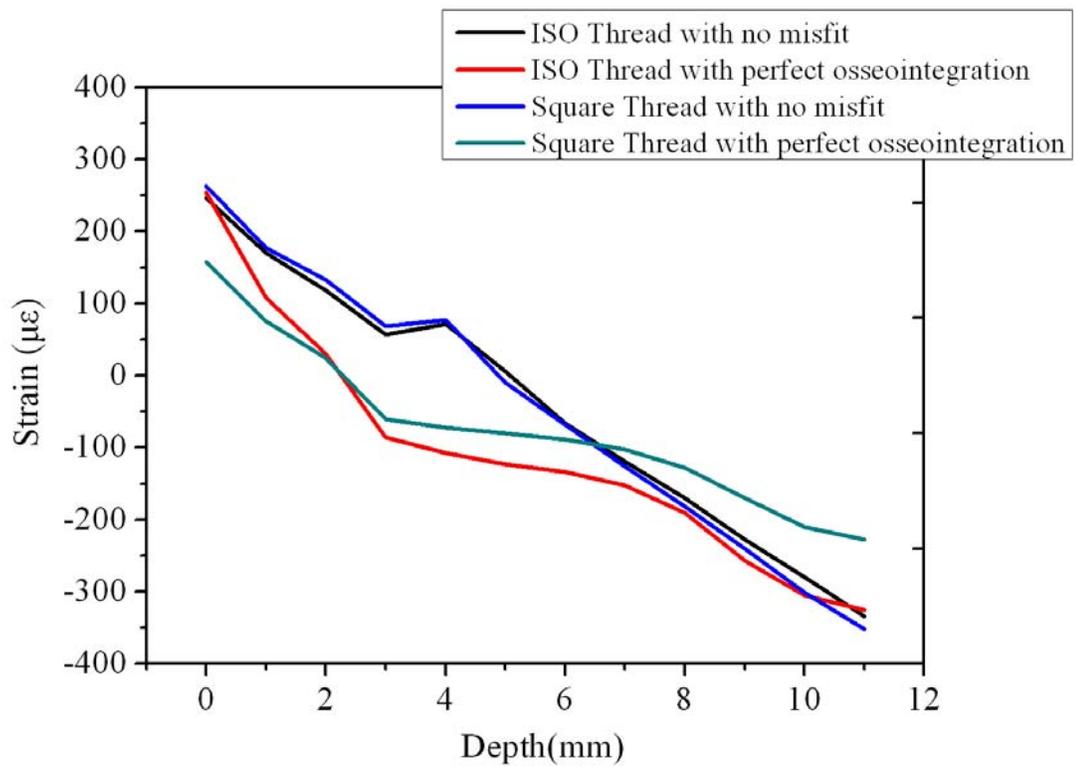


圖 57 與實驗比較之模擬結果

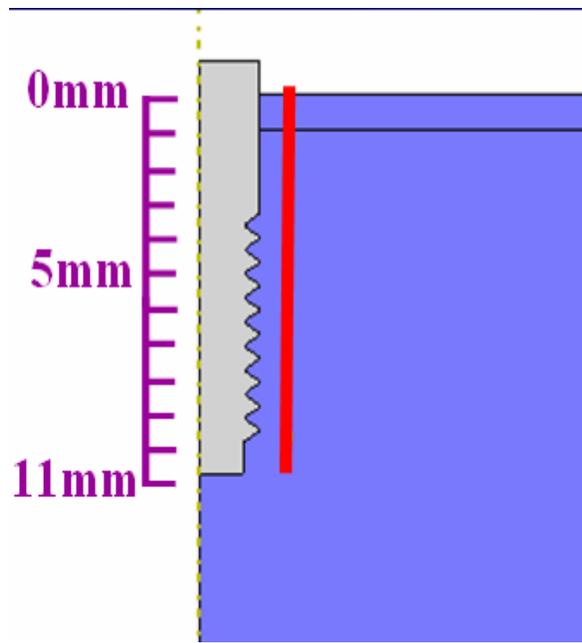


圖 58 紅線為與實驗比較之模擬取點處

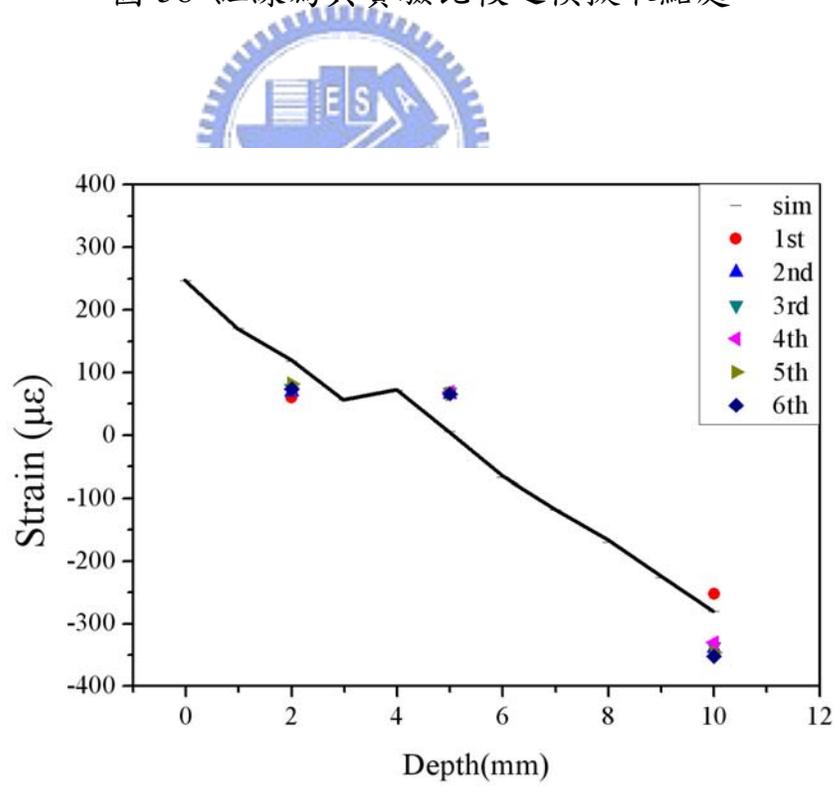


圖 59 公制螺紋-骨頭與植體無間隙 實驗與模擬之比較結果

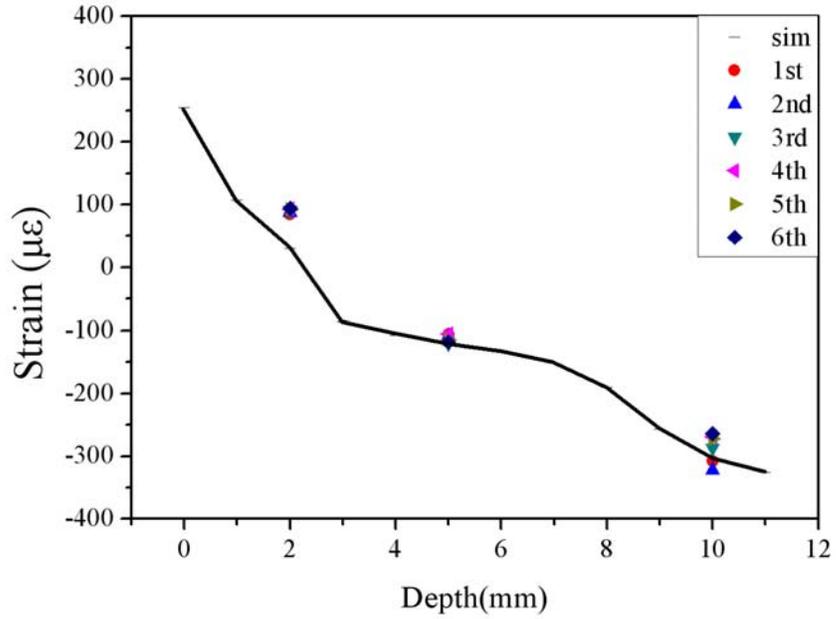


圖 60 公制螺紋-骨頭與植體完美骨整合 實驗與模擬之比較結果

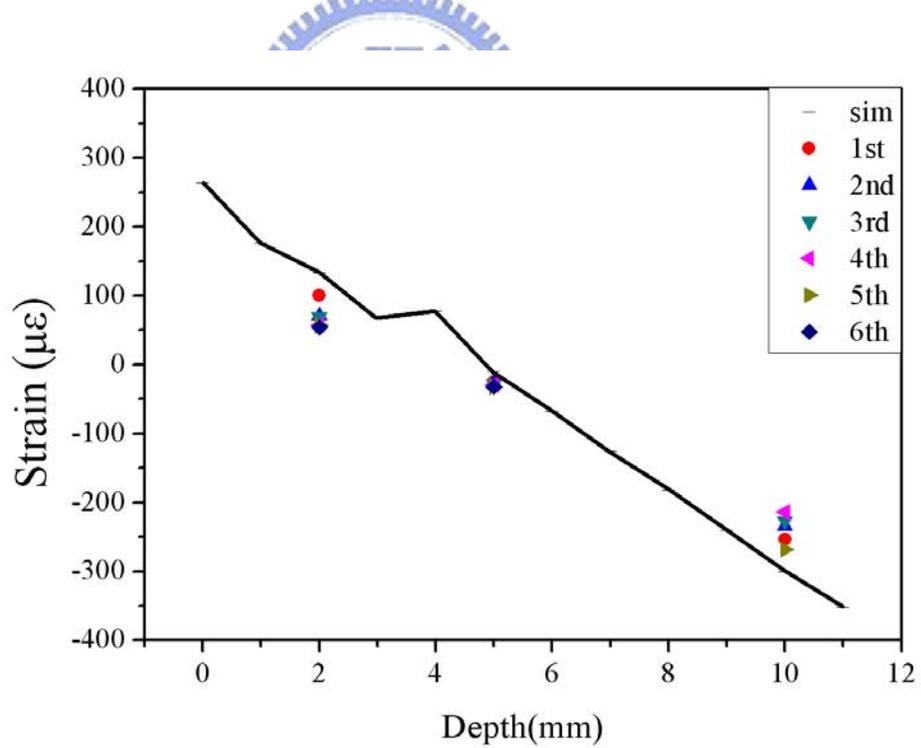


圖 61 角螺紋-骨頭與植體無間隙 實驗與模擬之比較結果

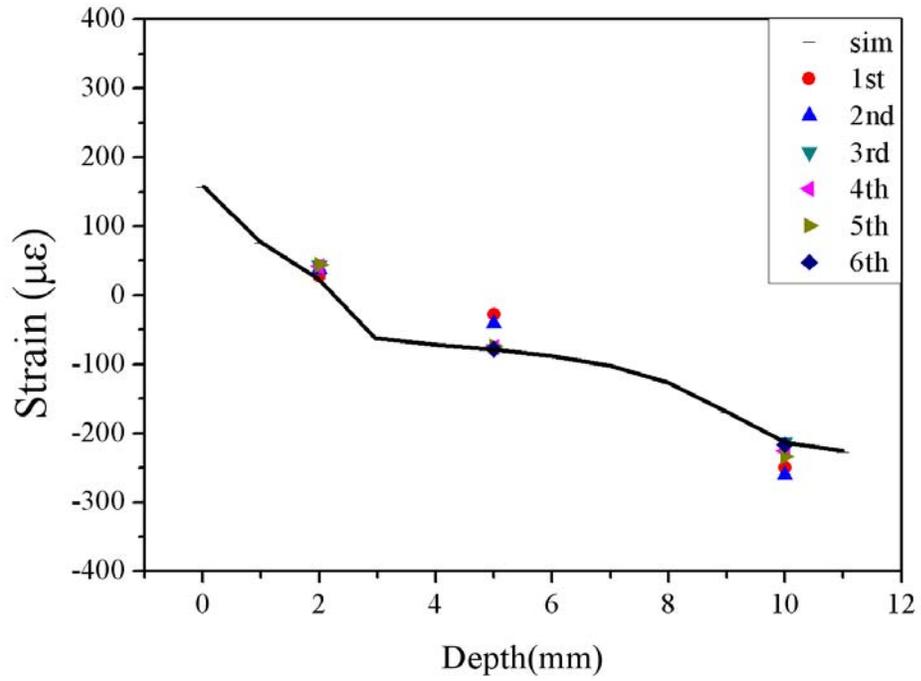


圖 62 角螺紋-骨頭與植體完美骨整合實驗與模擬之比較結果

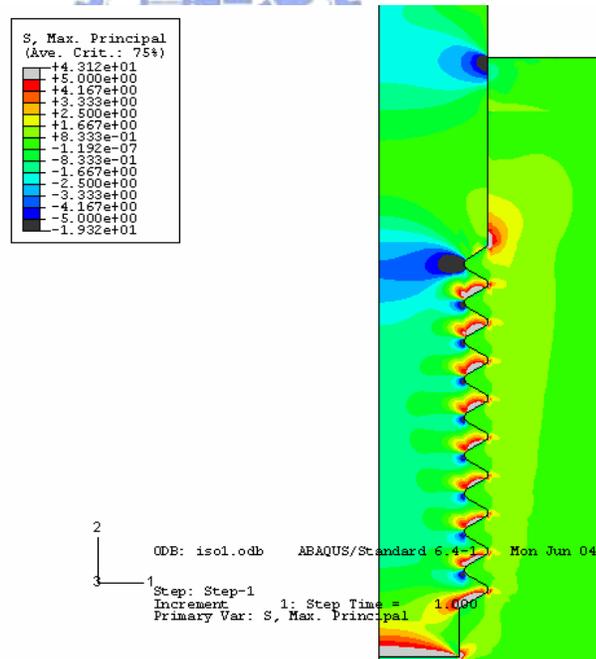


圖 63 公制螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力在植體之分佈

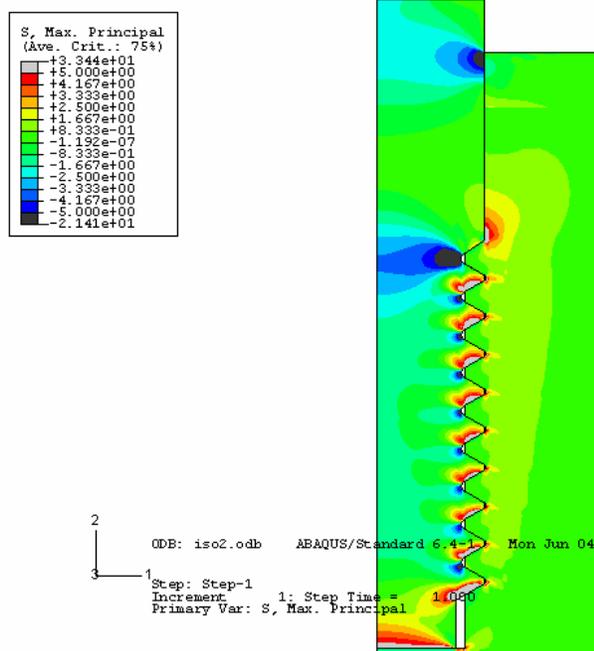


圖 64 公制螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應力在植體之分佈

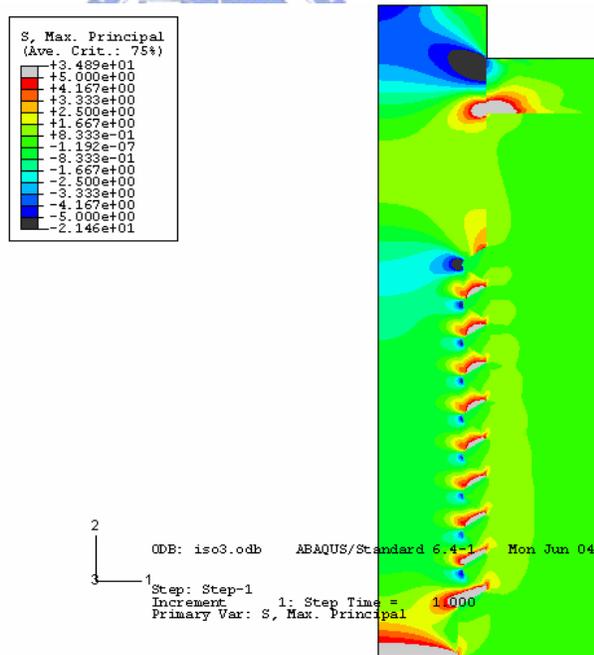


圖 65 公制螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力在植體之分佈

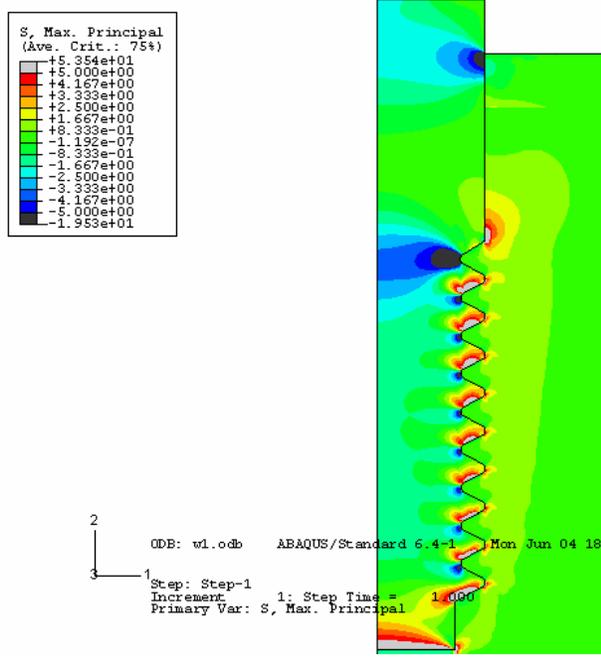


圖 66 惠氏螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力在植體之分佈

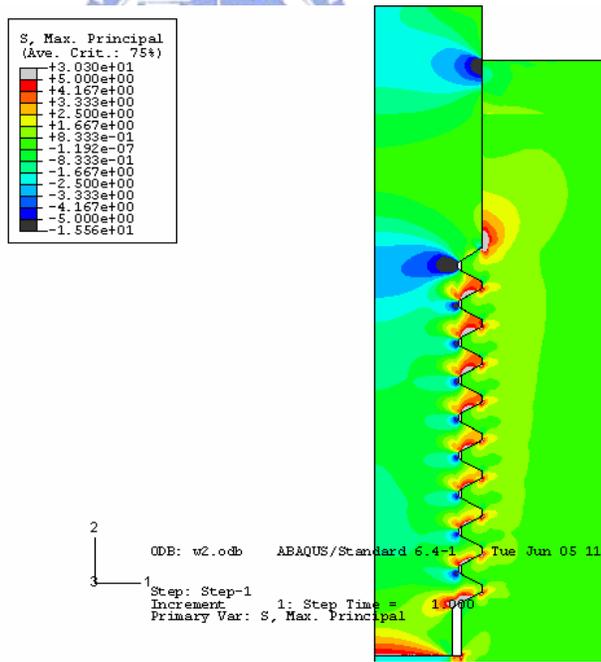


圖 67 惠氏螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應力在植體之分佈

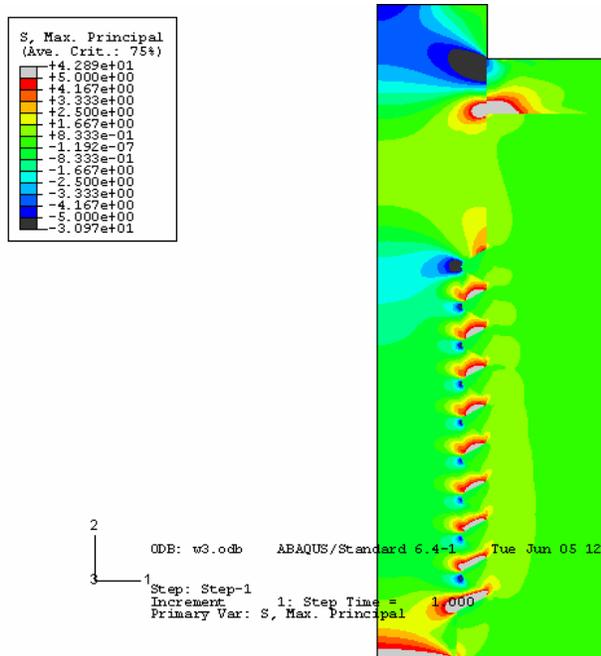


圖 68 惠氏螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力在植體之分佈

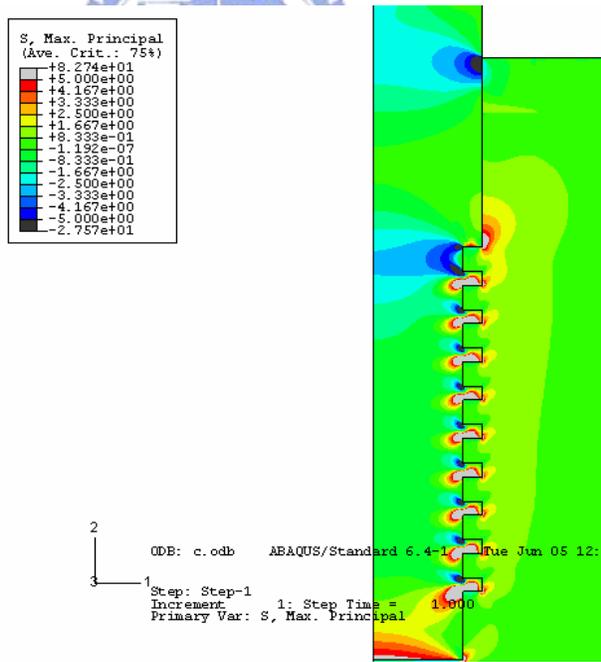


圖 69 角螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力在植體之分佈

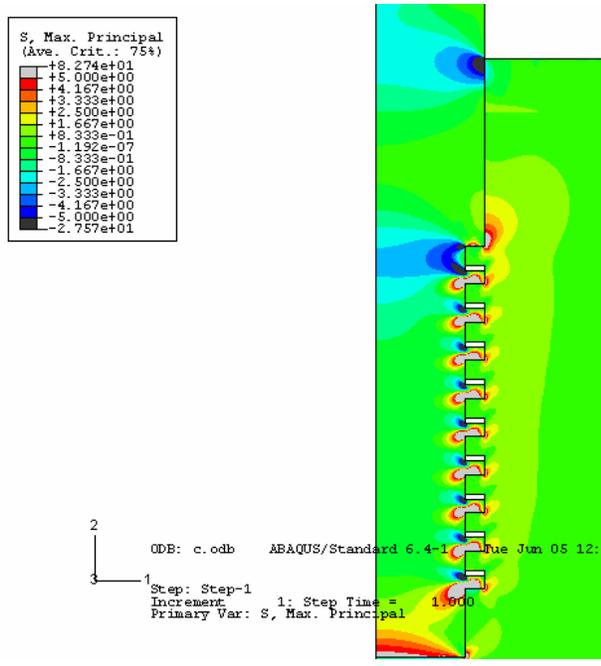


圖 70 角螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應力在植體之分佈

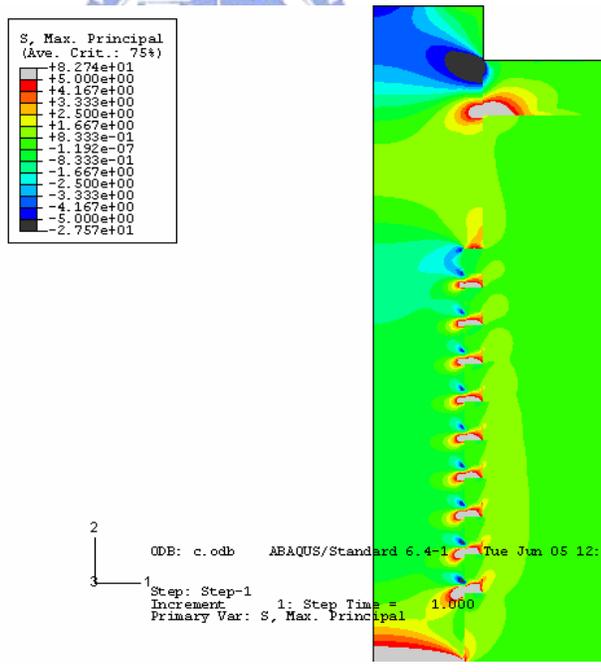


圖 71 角螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力在植體之分佈

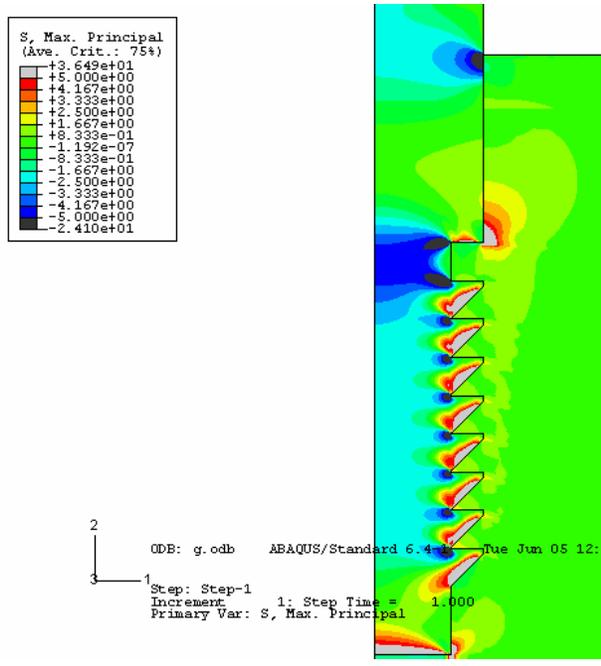


圖 72 鋸齒螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力在植體之分佈

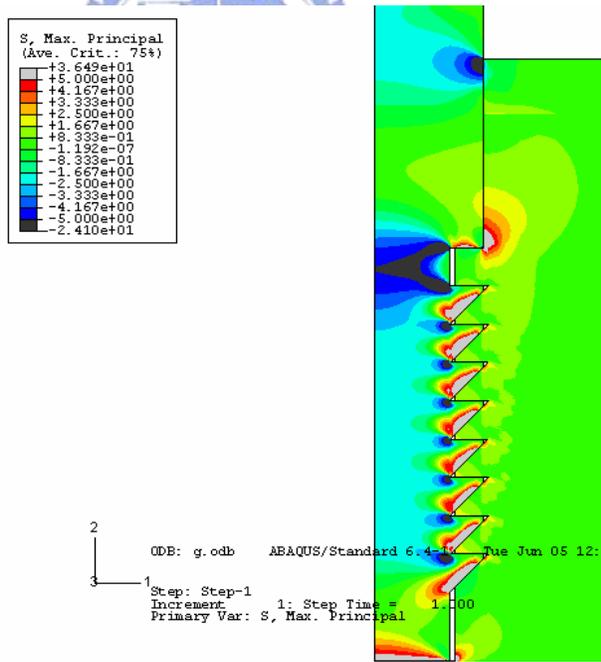


圖 73 鋸齒螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應力在植體之分佈

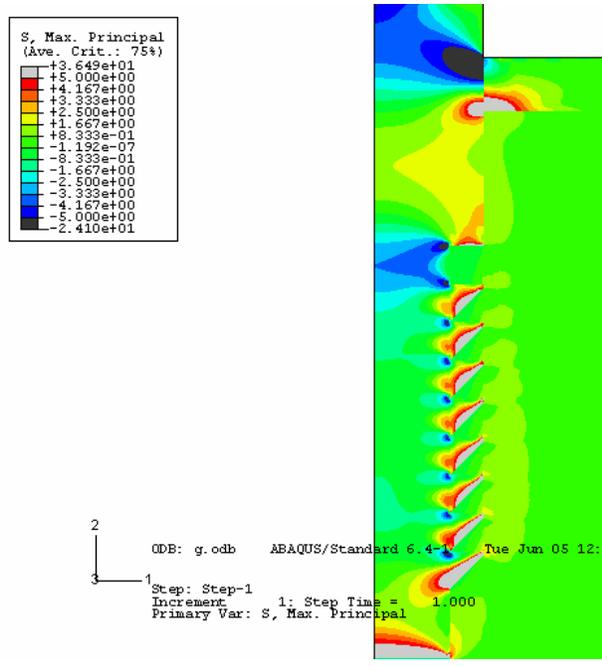


圖 74 鋸齒螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力在植體之分佈

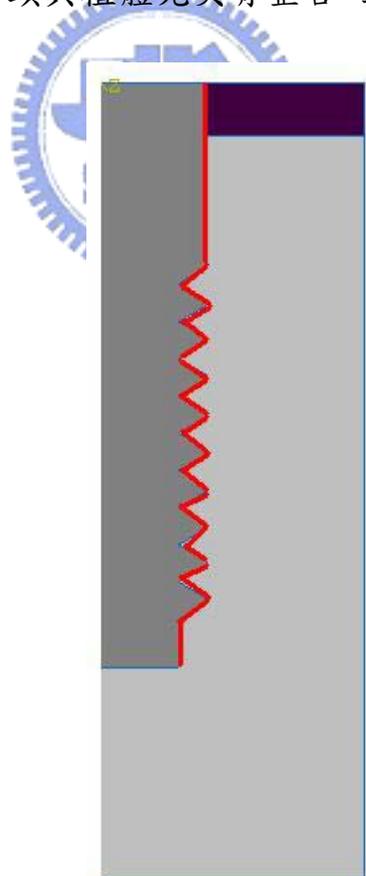


圖 75 沿紅線取植體之邊界最大主應力

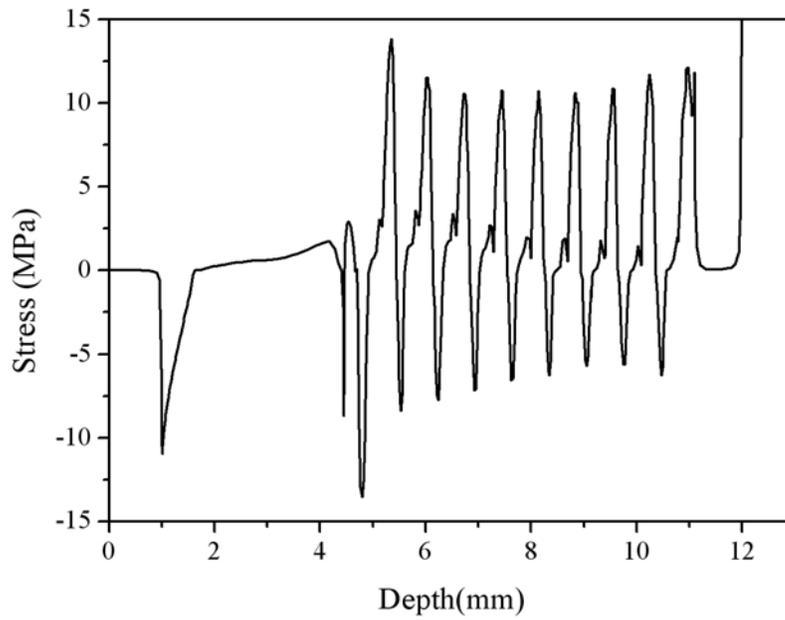


圖 76 公制螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力植體邊界分佈

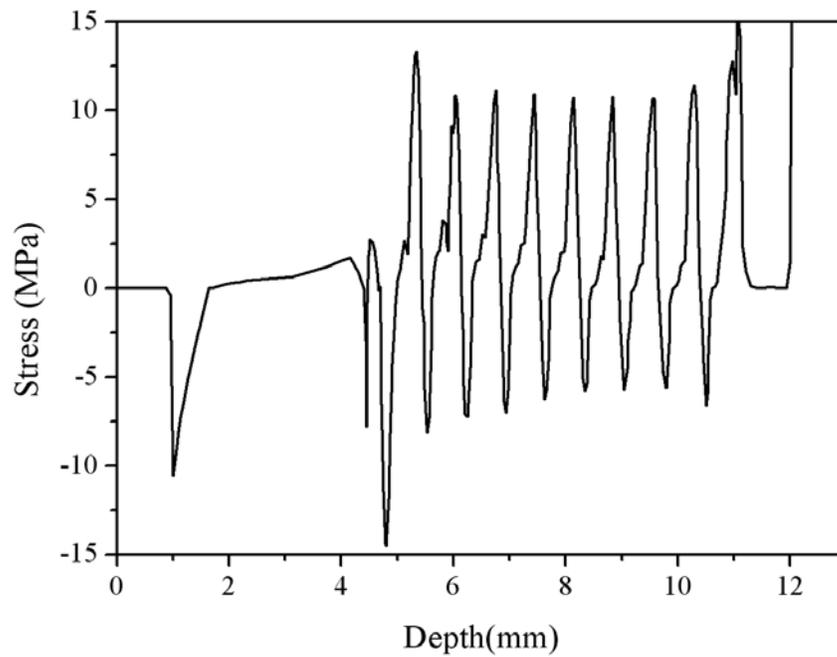


圖 77 公制螺紋-骨頭與植體有無間隙 最大主應力植體邊界分佈

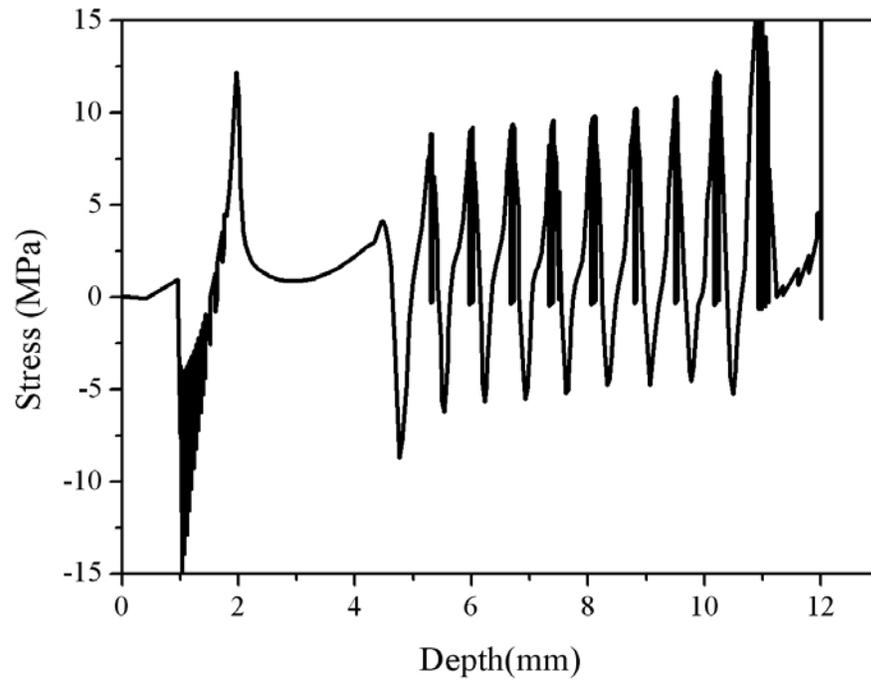


圖 78 公制螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力植體邊界分佈

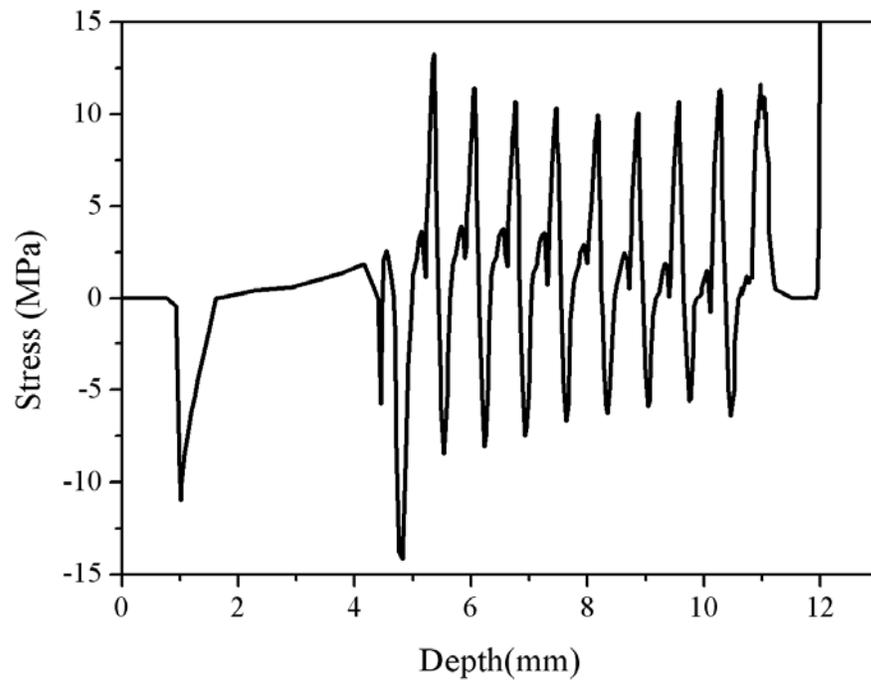


圖 79 惠氏螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力植體邊界分佈

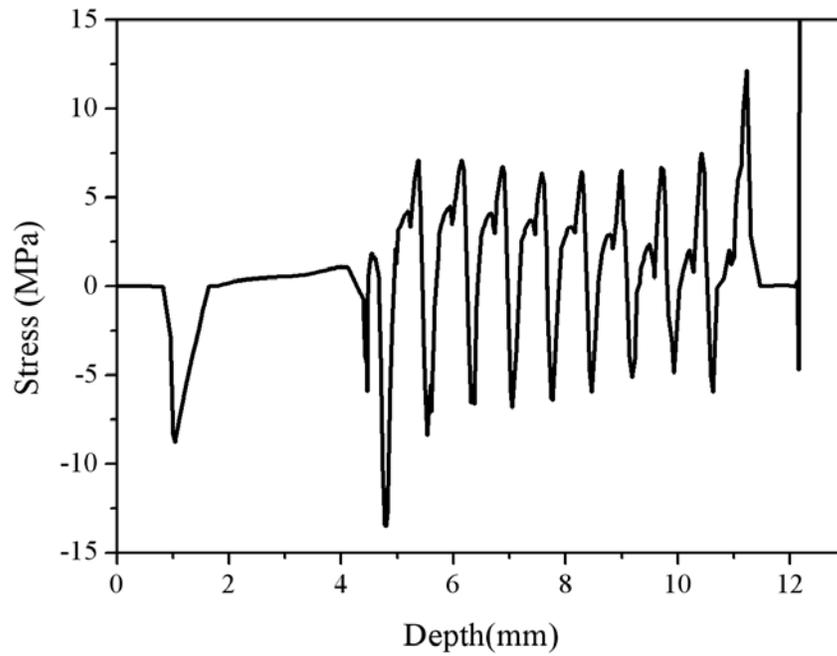


圖 80 惠氏螺紋-骨頭與植體有無間隙 最大主應力植體邊界分佈

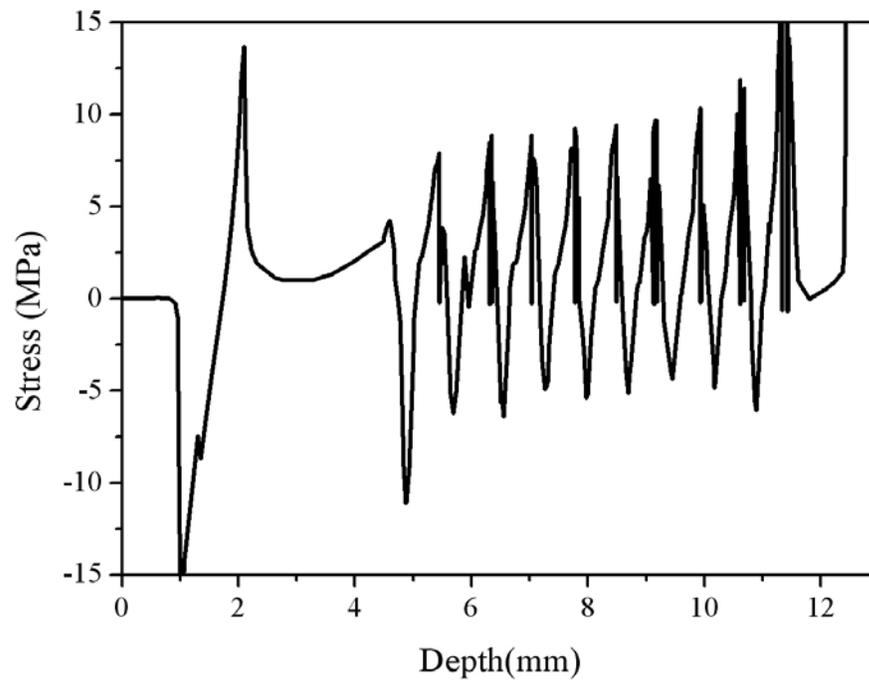


圖 81 惠氏螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力植體邊界分佈

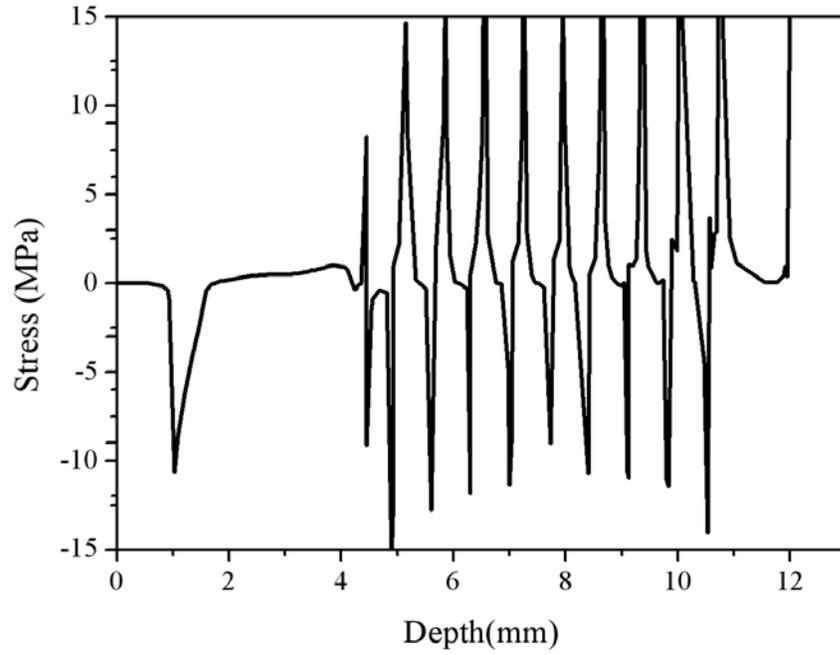


圖 82 角螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力植體邊界分佈

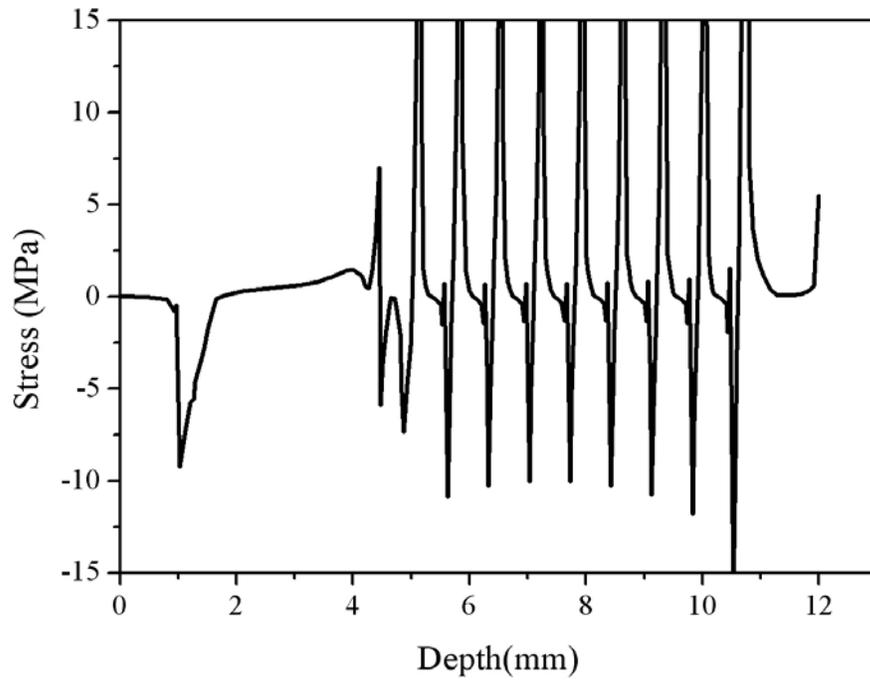


圖 83 角螺紋-骨頭與植體有無間隙 最大主應力植體邊界分佈

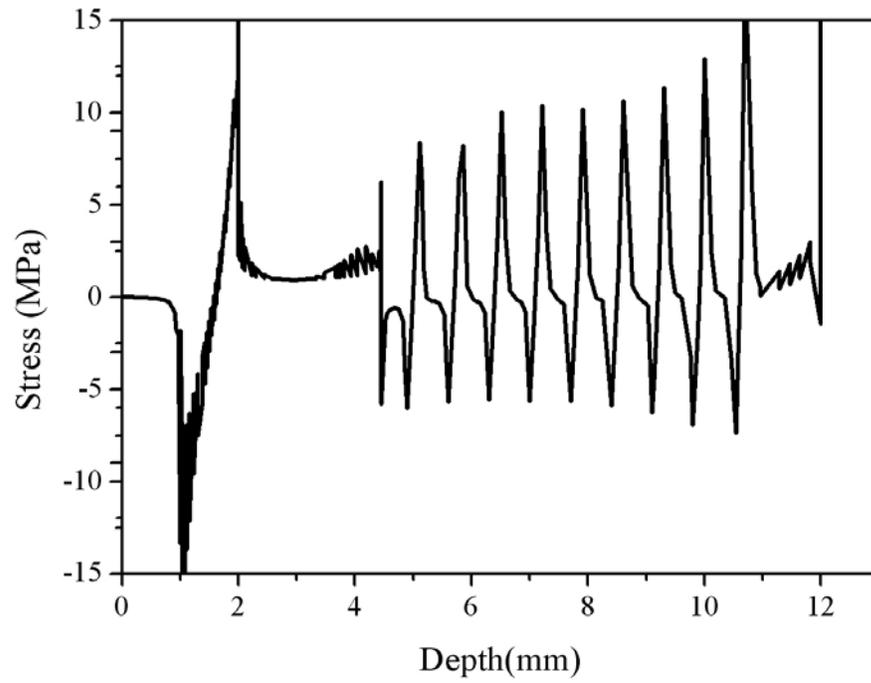


圖 84 角螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力植體邊界分佈

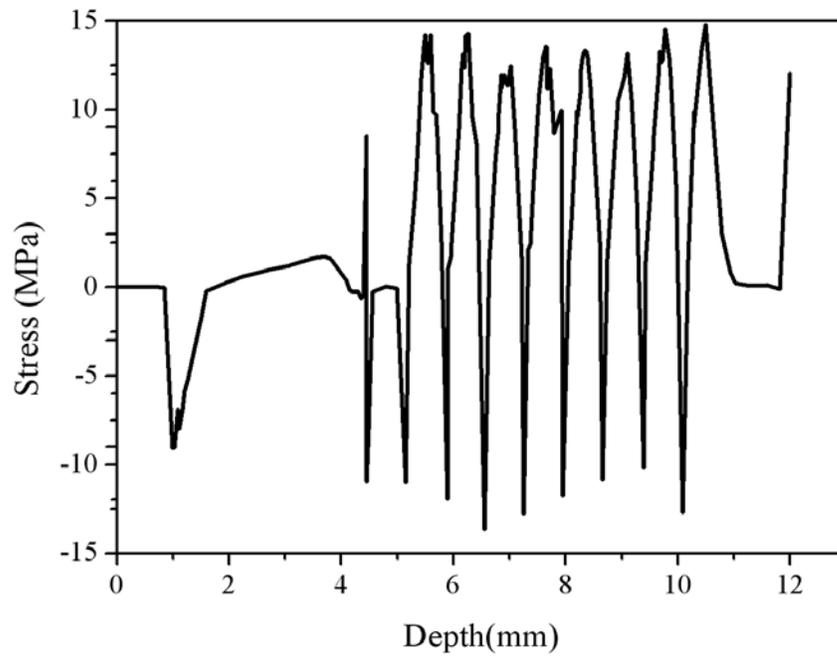


圖 85 鋸齒螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應力植體邊界分佈

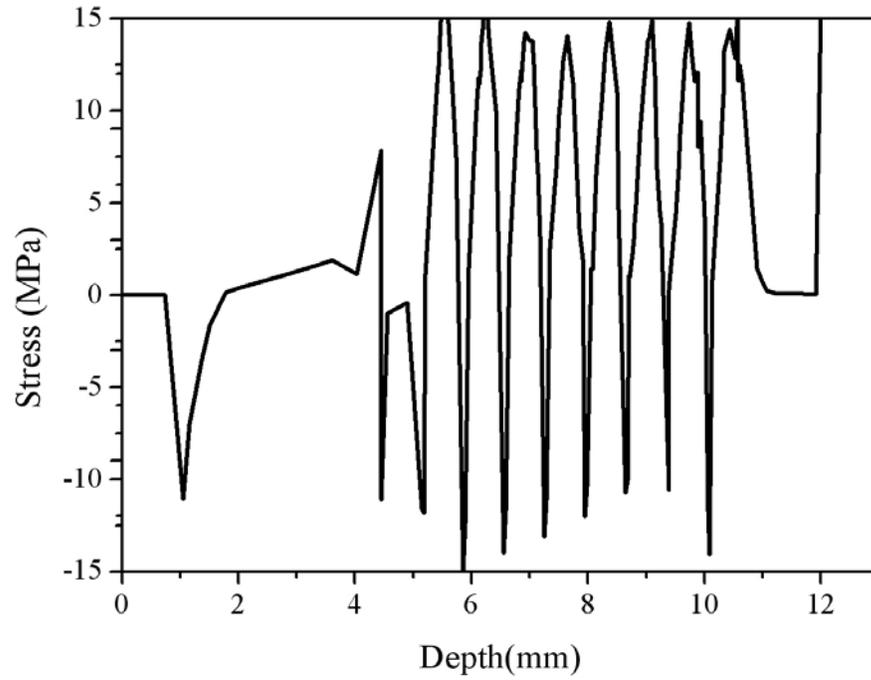


圖 86 鋸齒螺紋-骨頭與植體有無間隙 最大主應力植體邊界分佈

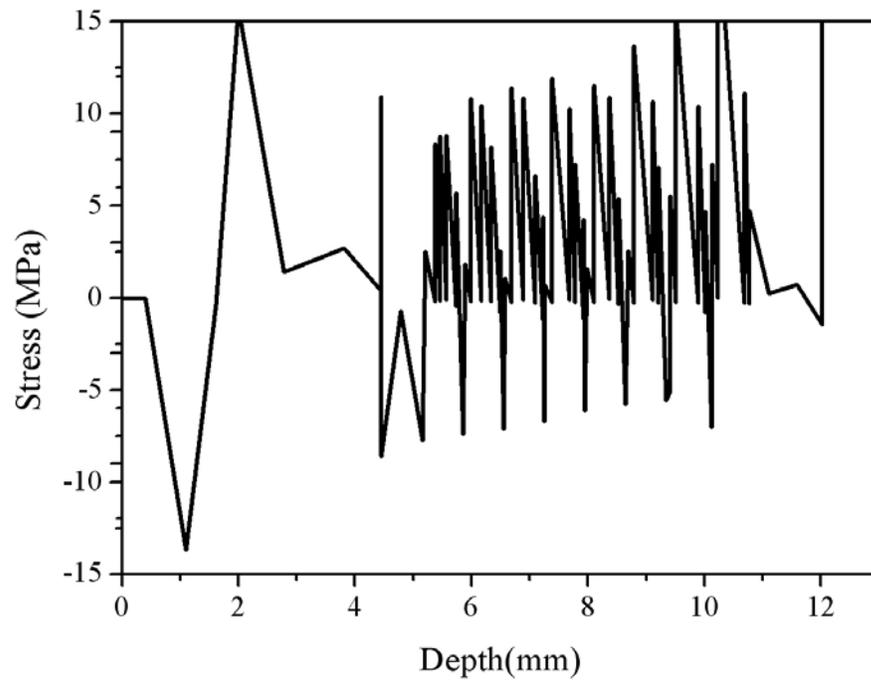


圖 87 鋸齒螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應力植體邊界分佈

表二 植體上大於 3 MPa 的元素體積及最大與最小之主應力

	ISO Thread		
	no misfit	misfit	perfect osseointegration
Max. Principal Stress (MPa)	27.97880	17.87820	19.65190
Min. Principal Stress (MPa)	-17.82890	-17.94550	-16.93190
≥ 3 MPa Element Volume (mm ³)	20.00520	19.95680	30.72290
	Whitworth Thread		
	no misfit	misfit	perfect osseointegration
Max. Principal Stress (MPa)	23.50330	12.77220	24.56530
Min. Principal Stress (MPa)	-17.91520	-13.60810	-19.50460
≥ 3 MPa Element Volume (mm ³)	20.62330	19.01480	30.58520
	Square Thread		
	no misfit	misfit	perfect osseointegration
Max. Principal Stress (MPa)	64.67960	66.38350	40.30030
Min. Principal Stress (MPa)	-22.29940	-23.15510	-21.28750
≥ 3 MPa Element Volume (mm ³)	23.73220	24.24690	30.66850
	Buttress Thread		
	no misfit	misfit	perfect osseointegration
Max. Principal Stress (MPa)	16.15840	17.40740	19.71730
Min. Principal Stress (MPa)	-18.81090	-19.86770	-18.33750
≥ 3 MPa Element Volume (mm ³)	30.26690	30.46140	39.95460

表三 植體上大於 3 MPa 的元素體積佔其植體元素體積之比例

ISO Thread Total Element Volume = 128.373 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
no misfit	15.58370
misfit	15.54590
perfect osseointegration	23.93250
Whitworth Thread Total Element Volume = 127.998 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
no misfit	16.11220
misfit	14.85550
perfect osseointegration	23.89510
Square Thread Total Element Volume = 129.524 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
no misfit	18.32260
misfit	18.72000
perfect osseointegration	23.67790
Buttress Thread Total Element Volume = 121.153 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
no misfit	24.98240
misfit	25.14290
perfect osseointegration	32.97860

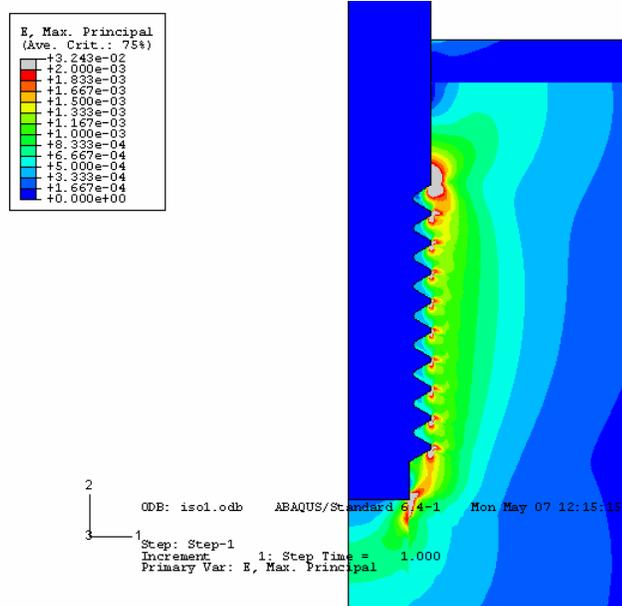


圖 88 公制螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨

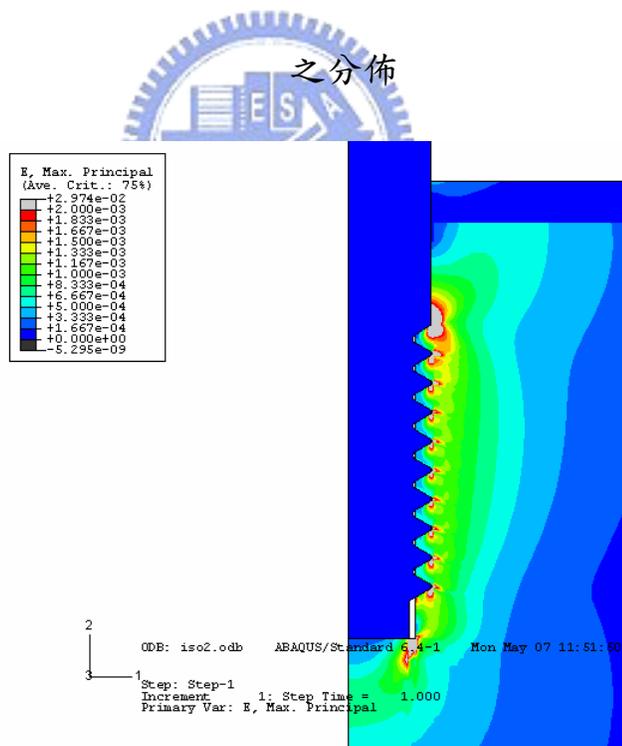


圖 89 公制螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨

之分佈

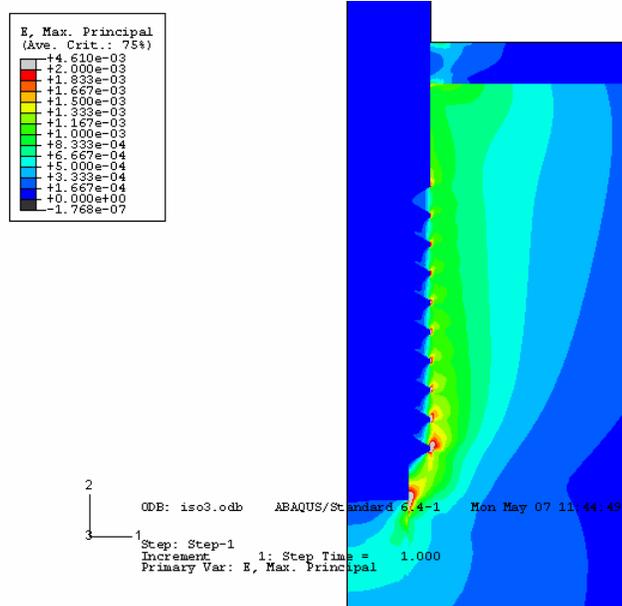


圖 90 公制螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊齒

槽骨之分佈

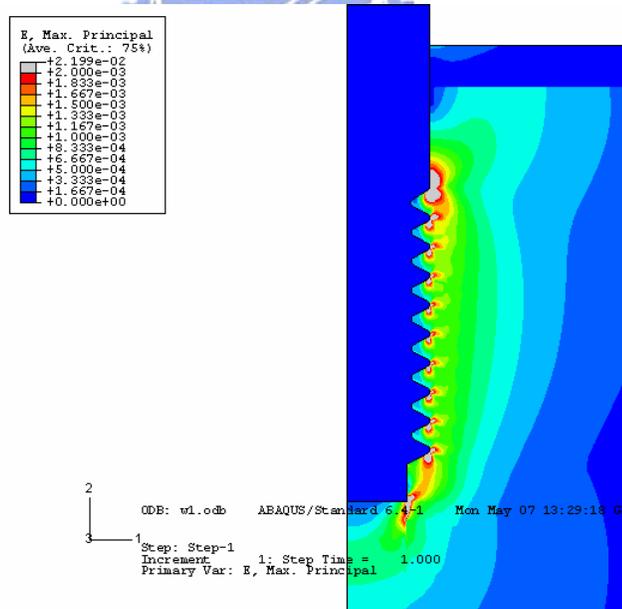


圖 91 惠氏螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨

之分佈

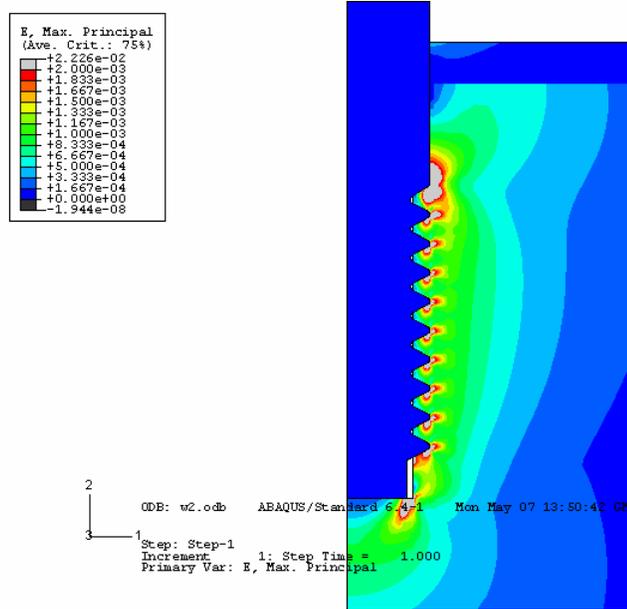


圖 92 惠氏螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨

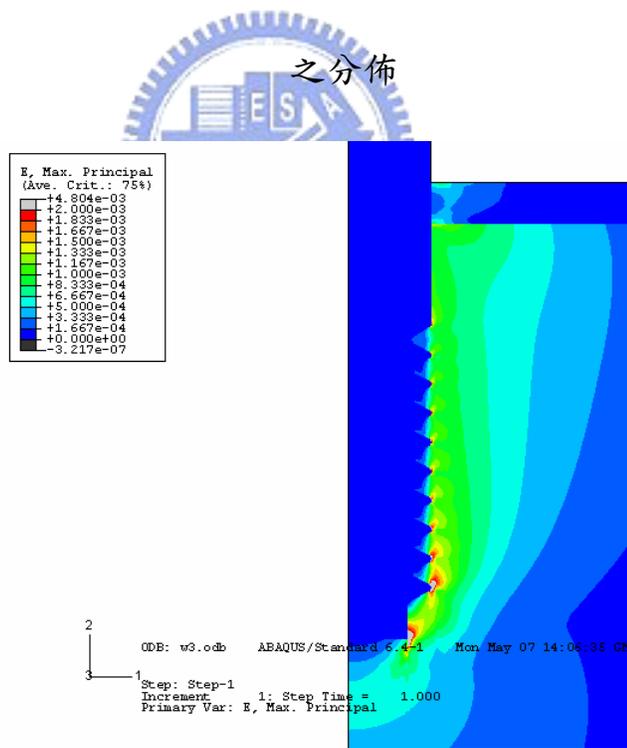


圖 93 惠氏螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊齒

槽骨之分佈

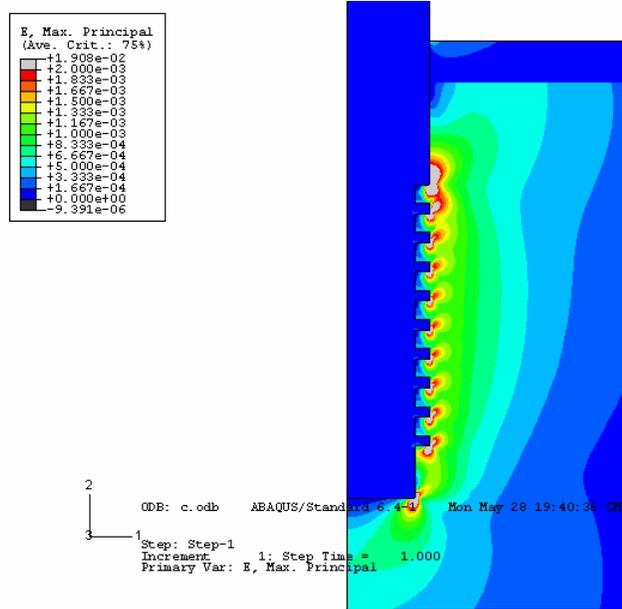


圖 94 角螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨之

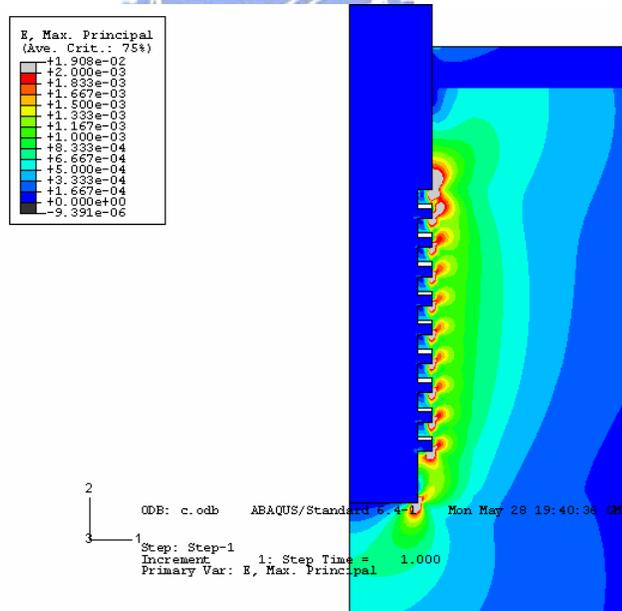


圖 95 角螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨之

分佈

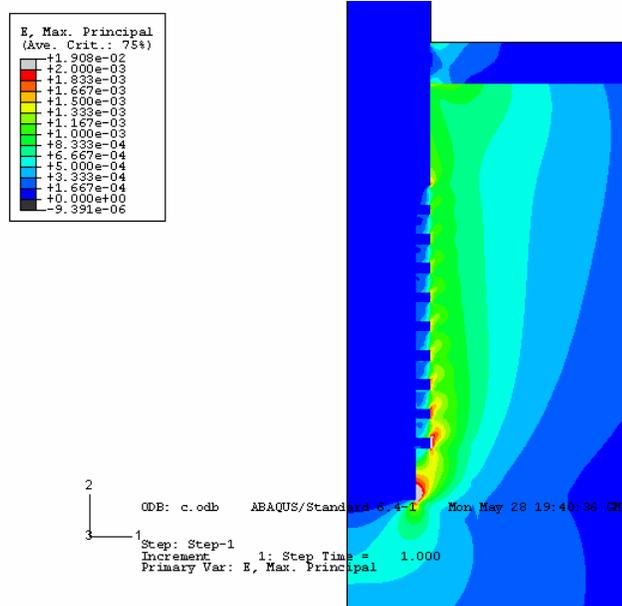


圖 96 角螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊齒槽

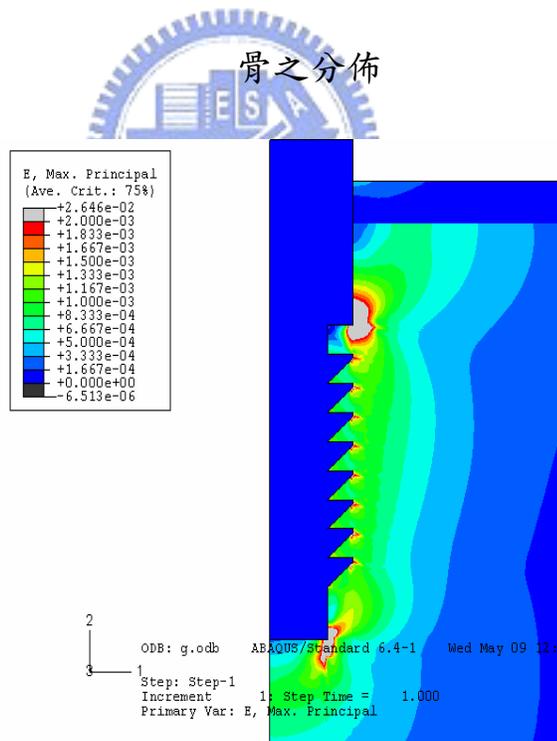


圖 97 鋸齒螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨

之分佈

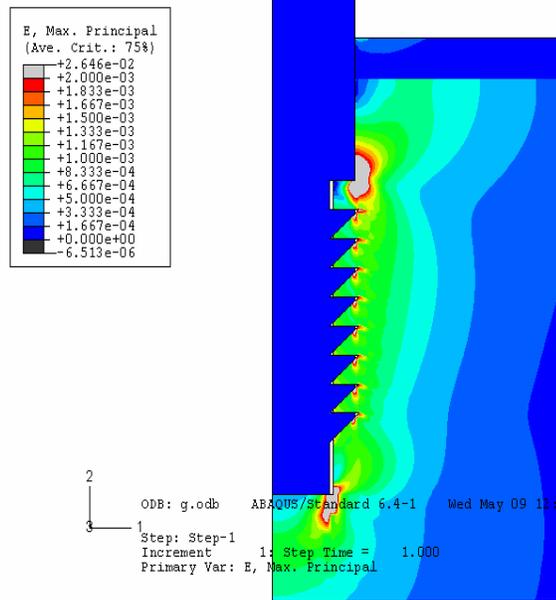


圖 98 鋸齒螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨

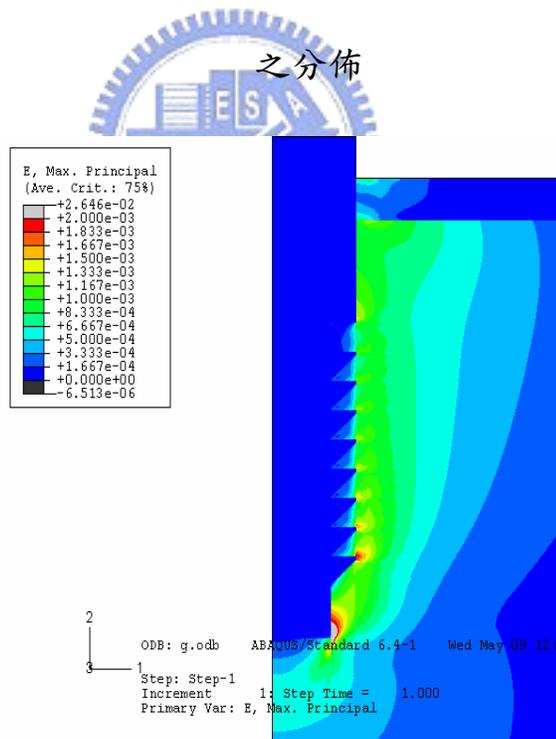


圖 99 鋸齒螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊齒

槽骨之分佈

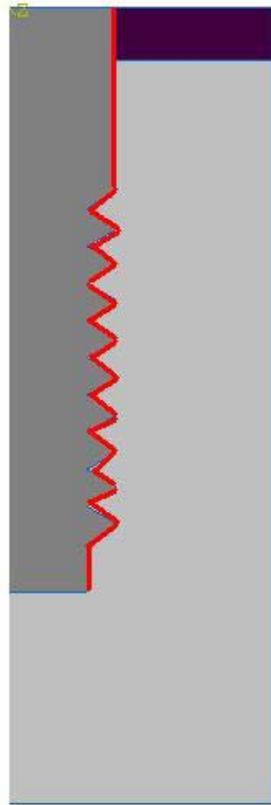


圖 100 沿紅線取植體與齒槽骨邊界之齒槽骨的最大主應變

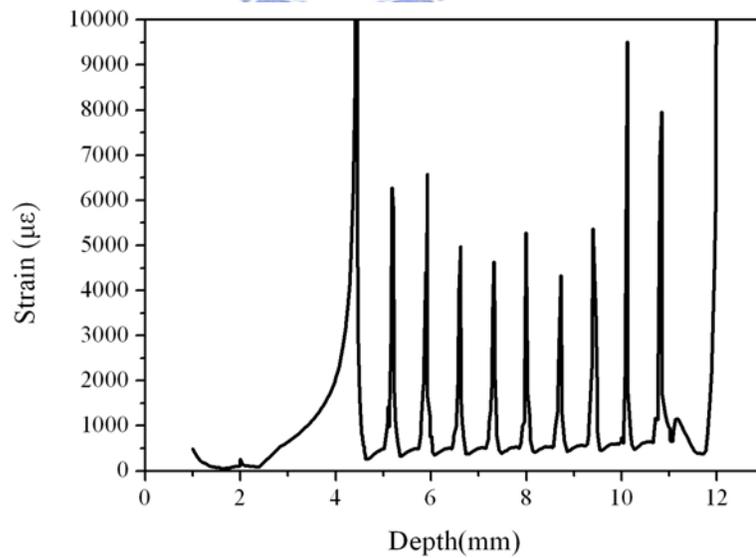


圖 101 公制螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽

骨邊界分佈

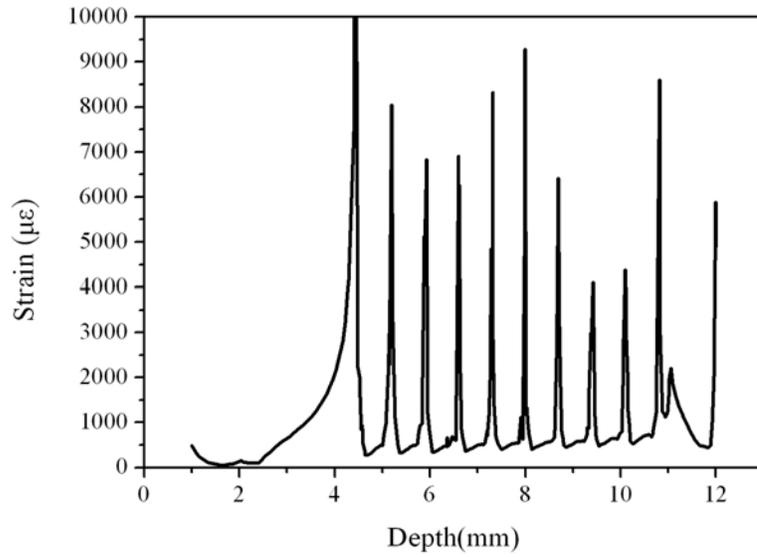


圖 102 公制螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽

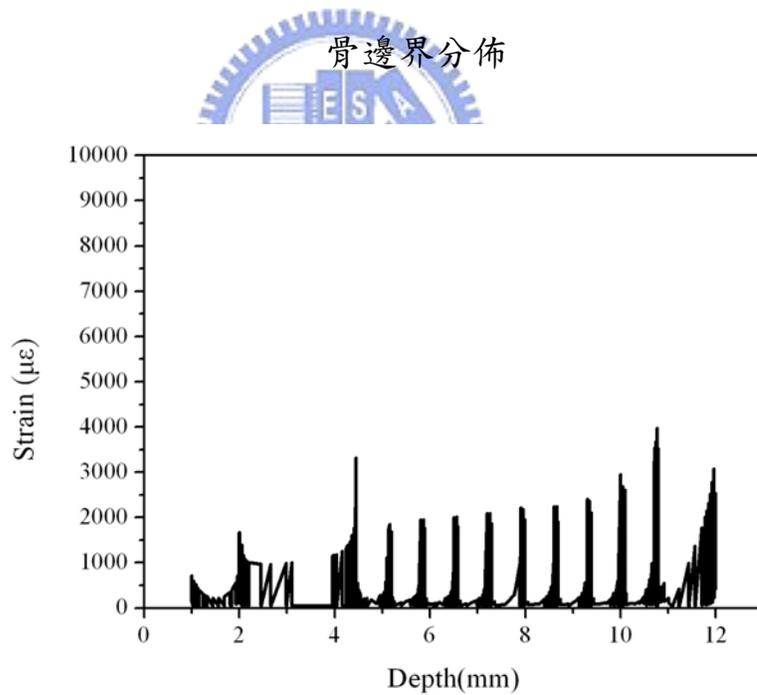


圖 103 公制螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊

齒槽骨邊界分佈

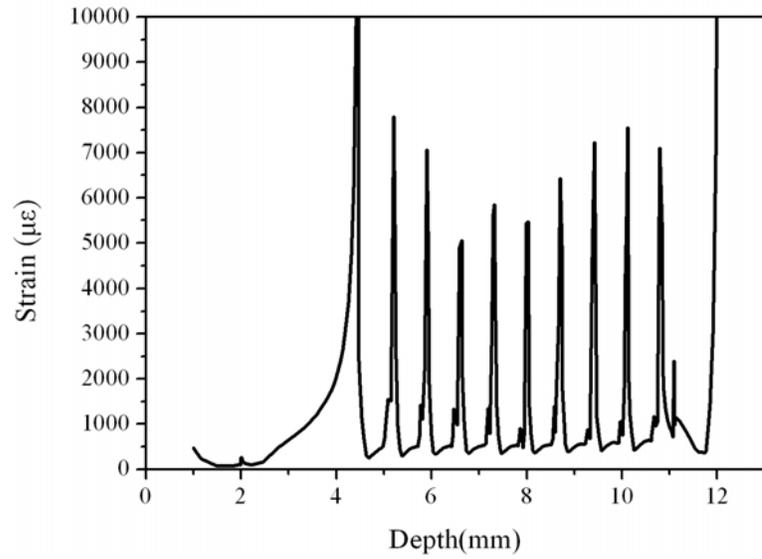


圖 104 惠氏螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽

骨邊界分佈

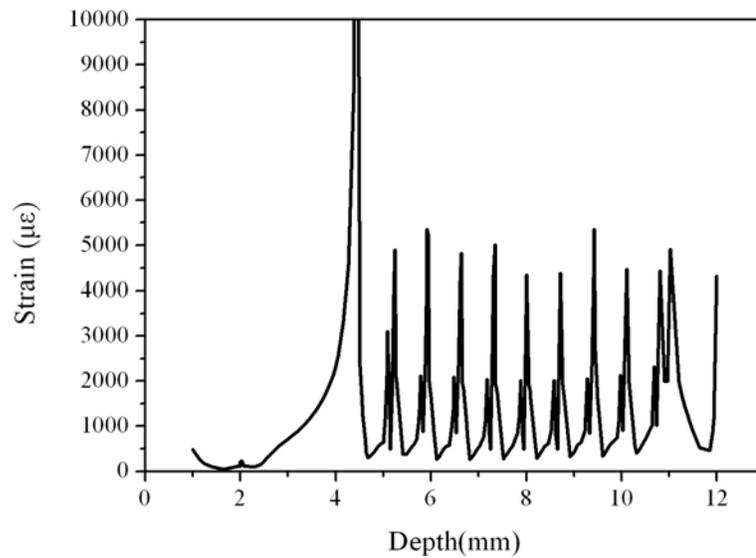


圖 105 惠氏螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽

骨邊界分佈

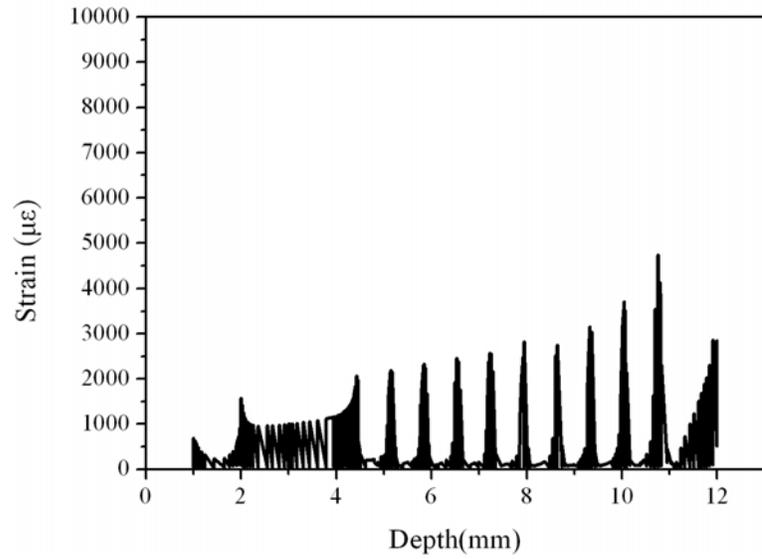


圖 106 惠氏螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊

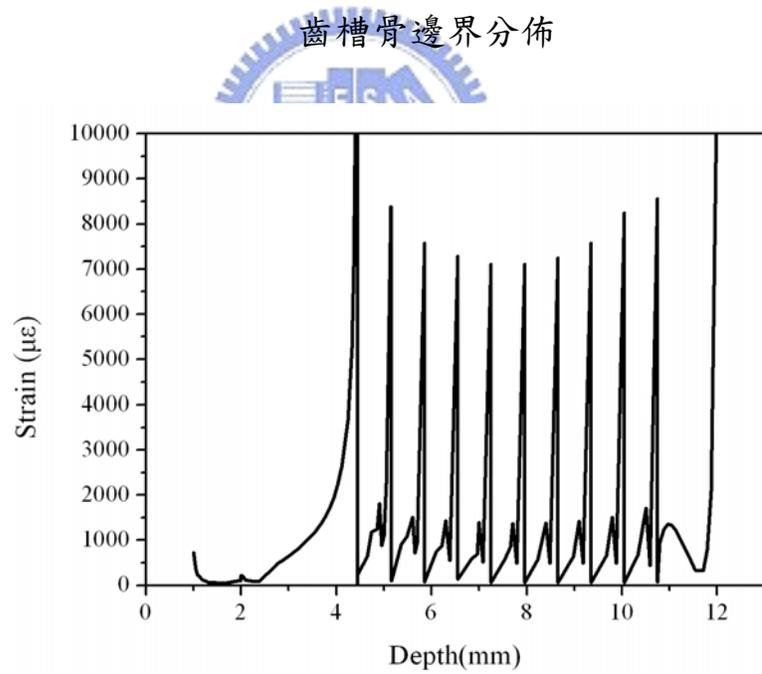


圖 107 角螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨

邊界分佈

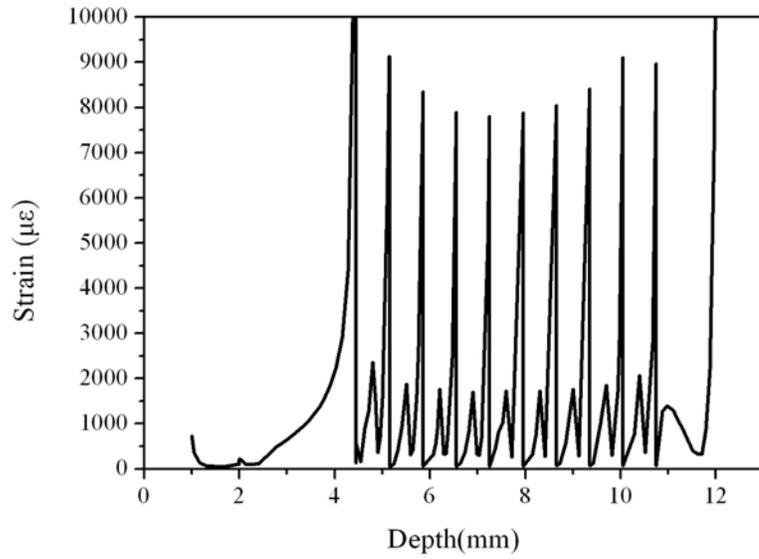


圖 108 角螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽骨

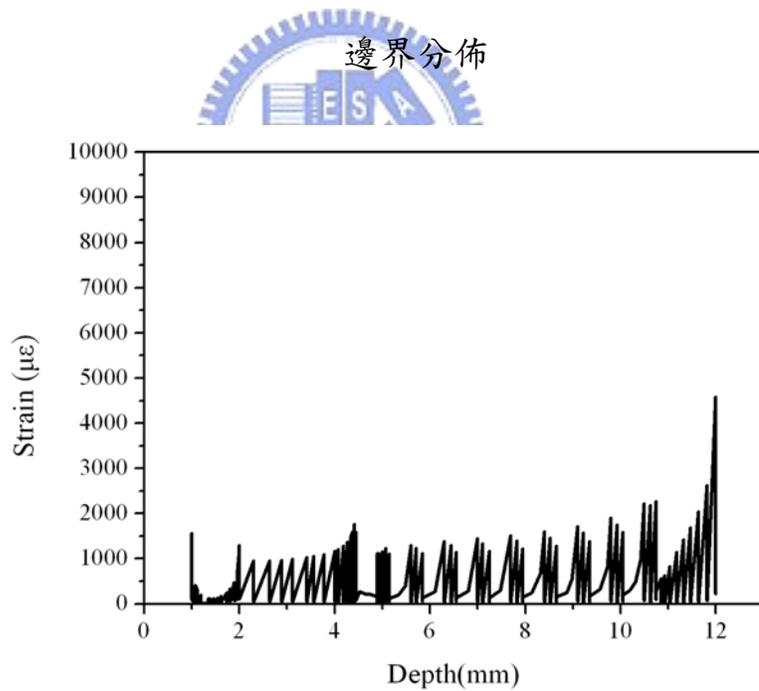


圖 109 角螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊齒

槽骨邊界分佈

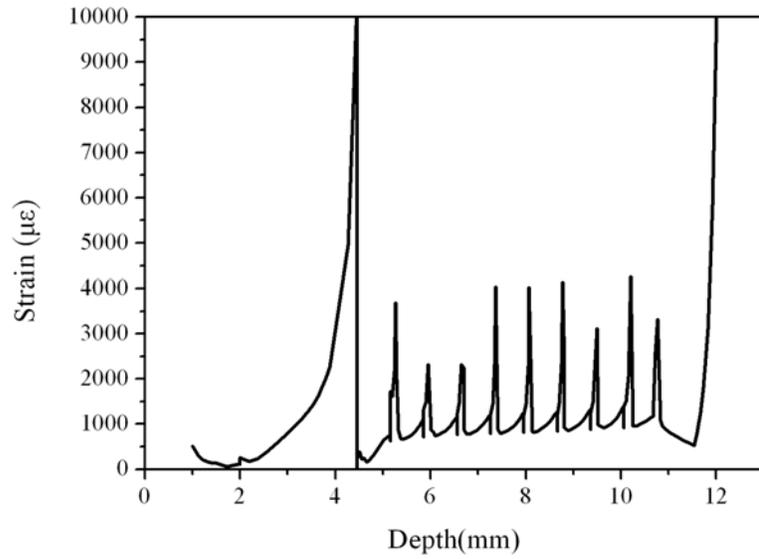


圖 110 鋸齒螺紋-骨頭與植體無間隙 最大主應變在植體周邊齒槽

骨邊界分佈

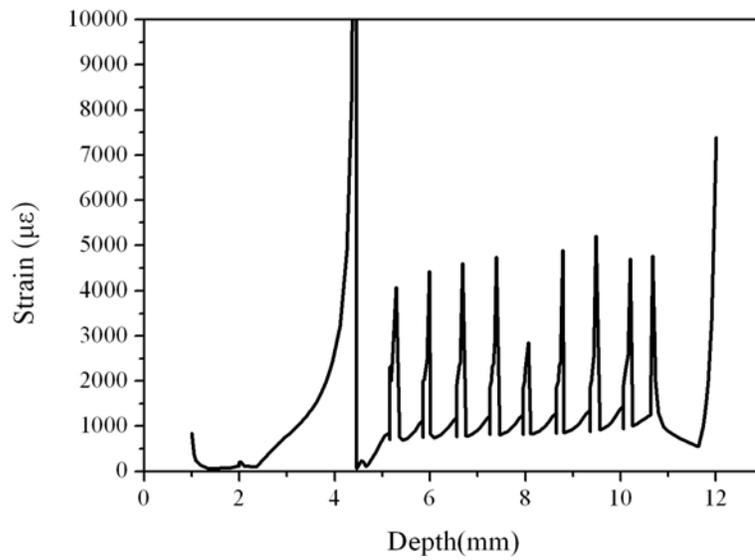


圖 111 鋸齒螺紋-骨頭與植體有間隙 最大主應變在植體周邊齒槽

骨邊界分佈

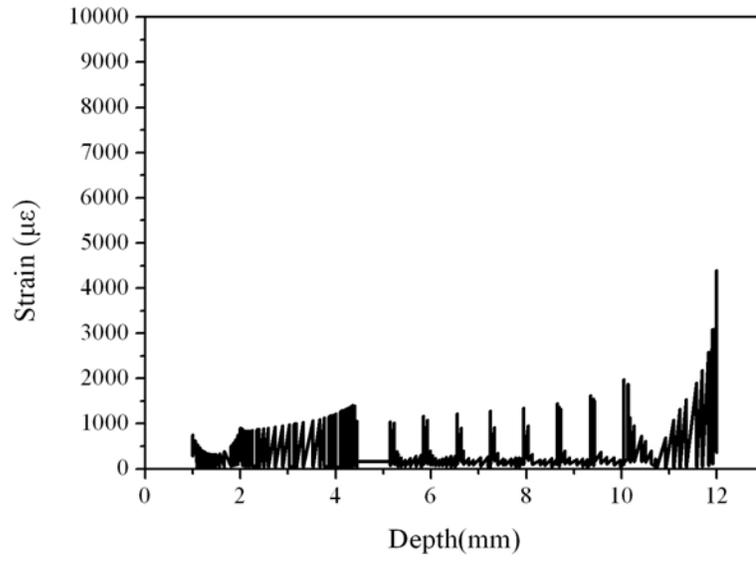


圖 112 鋸齒螺紋-骨頭與植體完美骨整合 最大主應變在植體周邊



齒槽骨邊界分佈

表四 植體周邊 1 mm 齒槽骨在不同區域的元素體積及最大主應變（公制螺紋與惠氏螺紋）

	ISO Thread		
	no misfit	misfit	perfect osseointegration
Disuse Window (mm³)	14.38	14.27	18.30
Mild Overload Zone (mm³)	4.38	5.07	0.93
Pathologic Overload Zone (mm³)	0.26	0.09	0.00
Max. Principal Strain (μϵ)	18516.30	17463.10	4010.19
	Whitworth Thread		
	no misfit	misfit	perfect osseointegration
Disuse Window (mm³)	14.29	14.83	19.26
Mild Overload Zone (mm³)	3.38	7.75	0.62
Pathologic Overload Zone (mm³)	0.22	0.13	0.00
Max. Principal Strain (μϵ)	14857.40	14677.00	4469.54

表五 植體周邊 1 mm 齒槽骨在不同區域的元素體積及最大主應變（角螺紋與鋸齒螺紋）

	Square Thread		
	no misfit	misfit	perfect osseointegration
Disuse Window (mm³)	16.61	16.64	17.05
Mild Overload Zone (mm³)	4.23	4.97	0.30
Pathologic Overload Zone (mm³)	0.37	0.55	0.00
Max. Principal Strain (με)	11571.80	12005.50	4983.12
	Buttress Thread		
	no misfit	misfit	perfect osseointegration
Disuse Window (mm³)	17.31	17.31	24.44
Mild Overload Zone (mm³)	4.65	6.01	0.47
Pathologic Overload Zone (mm³)	0.85	0.59	0.00
Max. Principal Strain (με)	10845.60	16624.30	3777.89

表六 植體周邊 1 mm 齒槽骨在不同區域的元素體積占其齒槽骨元素體積的比例（公制螺紋）

ISO Thread with no misfit Total Element Volume = 217.8443 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
Disuse Window	6.6024
Mild Overload Zone	2.0121
Pathologic Overload Zone	0.1206
ISO Thread with misfit Total Element Volume = 217.2846 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
Disuse Window	6.5658
Mild Overload Zone	2.3319
Pathologic Overload Zone	0.0423
ISO Thread with perfect osseointegration Total Element Volume = 217.8443 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
Disuse Window	8.4205
Mild Overload Zone	0.4268
Pathologic Overload Zone	0.0000

表七 植體周邊 1 mm 齒槽骨在不同區域的元素體積占其齒槽骨元素體積的比例（惠氏螺紋）

Whitworth Thread with no misfit Total Element Volume = 231.1559 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
Disuse Window	6.1816
Mild Overload Zone	1.4615
Pathologic Overload Zone	0.0966
Whitworth Thread with misfit Total Element Volume = 227.0468 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
Disuse Window	6.5317
Mild Overload Zone	3.4135
Pathologic Overload Zone	0.0573
Whitworth Thread with perfect osseointegration Total Element Volume = 231.1559 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
Disuse Window	8.3302
Mild Overload Zone	0.2684
Pathologic Overload Zone	0.0000

表八 植體周邊 1 mm 齒槽骨在不同區域的元素體積占其齒槽骨元素體積的比例（角螺紋）

Square Thread with no misfit Total Element Volume = 222.334 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
Disuse Window	7.4703
Mild Overload Zone	1.9031
Pathologic Overload Zone	0.1675
Square Thread with misfit Total Element Volume = 218.719 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
Disuse Window	7.6086
Mild Overload Zone	2.2725
Pathologic Overload Zone	0.2507
Square Thread with perfect osseointegration Total Element Volume = 222.334 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
Disuse Window	7.6699
Mild Overload Zone	0.1352
Pathologic Overload Zone	0.0000

表九 植體周邊 1 mm 齒槽骨在不同區域的元素體積占其齒槽骨元素體積的比例（鋸齒螺紋）

Buttress Thread with no misfit Total Element Volume = 270.6385 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
Disuse Window	6.3942
Mild Overload Zone	1.7175
Pathologic Overload Zone	0.3130
Buttress Thread with misfit Total Element Volume = 269.0854 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
Disuse Window	6.4343
Mild Overload Zone	2.2330
Pathologic Overload Zone	0.2195
Buttress Thread with perfect osseointegration Total Element Volume = 270.6385 mm³	Percentage of Total Element Volume (%)
Disuse Window	9.0323
Mild Overload Zone	0.1748
Pathologic Overload Zone	0.0000

第五章 結論與未來展望

5.1 結論

此研究之目的在於分析植牙時，不同植體對齒槽骨造成的應力及應變分佈，從骨頭的生長觀點來看，承受適當大小的應變量可以促進骨頭的成長，反之，若承受過大的應變量則容易破壞骨頭，應變量太小則會使骨頭萎縮。因此植牙後之初期階段即完美骨整合之前，希望有較佳的骨整合環境，也就是較少的萎縮區域及較多的微過重負荷區域；植牙後期即完美骨整合後，希望植體可以承受較少的應力，以減少因疲勞破壞而造成植體斷裂之機會。根據完美骨整合前後來討論，可得出以下之結論。

完美骨整合前：

1. 植體尚未完美骨整合之前，其應力容易集中在第一個螺紋處。
2. 齒槽骨之應變量會在第一個螺紋與齒槽骨接觸區域以及底部有最大的應變量。
3. 無間隙與有間隙之模型，並無顯著之差別。
4. 螺紋之圓角可以有效減少應力集中之現象。
5. 三角螺紋比之角螺紋及鋸齒螺紋有較好的骨整合環境。

6. 角螺紋之萎縮區域比例為最高，且其微過重負荷區域比例並無較佳之表現。
7. 鋸齒螺紋在容易造成疲勞破壞區域的比例為最高，其他區域則與三角螺紋差異不大。
8. 惠氏螺紋在有間隙的模型中，有最佳的骨整合環境。

完美骨整合後：

1. 完美骨整合後，應力則容易集中於植體與緻密骨之交界處。
2. 完美骨整合後，應變量明顯減少許多，雖說以螺紋區域來看，依舊是以第一個螺紋與齒槽骨接觸區域有較大之應變量，但整體觀察，發現應變量以集中在底部為主。
3. 角螺紋容易有較大應力集中，其可能在疲勞破壞的情況下造成植體的斷裂，有較短的使用壽命。
4. 鋸齒螺紋有較多的應力集中區域，有較高的機率會在疲勞破壞的情況下造成植體的斷裂。
5. 兩種類型的三角螺紋在完美骨整合之後無明顯之差別。

5.2 未來展望

現實世界中，影響人工植牙的因素很多，此篇研究提供了不同植體類型在不同情況下的預測。現實狀態中，除了垂直咬合力以外，尚有不同角度的力量

與扭力，會對植體造成影響，這是未來可以提供更多研究者去探討的方向。在與模擬比對的實驗中，尋求更貼近所需了解部位之量測方法為最重要的課題，其次便是尋找更加符合真實人工植牙的實驗模型及方法，以與模擬相互比較。



參考文獻

1. Branemark PI, Brerine U, Adell R, “Intraosseous anchorage of dental prostheses. I Experimental Studies”, Scand J Plast Reconstr Surg 1963; 3, 81-100.
2. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. “Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period.” , Scand J Plast Reconstr Surg Suppl 1977;16: 1-132.
3. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. “Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws.”, Int J Oral Maxillofac Implants 1990; 5: 347-359.
4. Piattelli A, Scarano A, Piattelli M.S. “Histologic observations on 230 retrieved dental implants: 8 years' experience (1989-1996).”, J Periodontol 1998; 69: 178-184.
5. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. “The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review.”, J Dent 2002; 30: 271-282.
6. Skalak R. “Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. “, J Prosthet Dent 1983; 49: 843-848.
7. 台北市牙科植體學學會，臨床口腔植體學，日毅企業有限公司出版部，台北，民國八十八年
8. Wadamoto M, Akagawa Y, Sato Y, “The three-dimension bone interface of an osseointegrated implant. I: A morphometric evaluation in initial healing”, J Prosthet Dent 1996;76;170-175
9. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO, “Finite element analysis of six endosseous implants”, J Prosthet Dent 1990;63;671-676

10. Atilla Sertgiiz, Sungur Giivener. "Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis", *J Prosthet Dent* 1996; 76: 165-169.
11. Lucie Himmlova', Tat'jana Dosta'lova', Alois Ka'covsky', Svatava Konvic'kova'. "Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis", *J Prosthet Dent* 2004; 91: 20-25.
12. Allahyar Geramy, Steven M. Morgano. "Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown" ,*J Prosthet Dent* 2004; 92: 434-440.
13. 劉寶林、陳小文，口腔顱頷面種植學，網路版
14. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark, P-I. "A 15-year study of osseointegration implants in treatment of the edentulous jaw", *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416
15. Isidor F, "Loss of osseointegration caused by osslusal load of oral implant. A clinical and radiographic study in monkeys", *Clin Oral Implants Res* 1996;8:143-152
16. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, "The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: a histologic study in monkeys", *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:425-431
17. Roos J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Grondahl K, Albrektsson T. "A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: a 5-year retrospective analysis of the Branemark implant.", *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 504-514.
18. Rigsby DF, Bidez MW, Misch CE. "Bone response to mechanical loads. ",*Contemporary Implant Dentistry* : 317.
19. Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. "A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report.", *J Periodontol* 2001; 72: 1276-1286.
20. Wolff J. "Principles of bone transformation", translated by Hujust Hurschwald. Berlin 1892.
21. Bouvier M. "Application of in vivo bone strain measurement techniques to problems of skeletal adaptations.", *Yrbk Phys Anthropol* 1985; 28: 237-247.

22. Currey JD. "The mechanical adaptations of bones.", Princeton University Press, Princeton 1984.
23. Lanyon LE. "Functional strain as a determinant for bone remodeling. ", *Calcif Tissue Int* 1984; 36: 56-61.
24. Frost HM. "Bone "mass" and the "mechanostat" : a proposal.", *Anat Rec* 1987; 219: 1-9.
25. Frost HM. "A determinant of bone architecture. The minimum effective strain.", *Clin Orthop Relat Res* 1983; 175: 286-292.
26. Bidez MW, Misch CE. *Clinical biomechanics in implant dentistry. Contemporary implant dentistry ; chap 21: 303-316.*
27. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. "Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis.", *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(3): 326-334.
28. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. "Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing.", *Clin Oral Implants Res* 2003; 14: 97-102.
29. 日本螺紋工業協會編集委員，螺紋・螺絲・螺帽，復文書局，台南，民國七十六年
30. Hansson S. "The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach.", *Clin Oral Impl Res*, 10: 394-405, 1999.
31. Ciftci Y, Canay S, "The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations", *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:571-582
32. Dincer Bozkaya, Sinan Muftu, "Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants." *J Biomech* 2005; 38: 87-97.
33. Carlsson GE, Haraldson T. Functional response. In: Brånemark. P-I, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence,. 1985:155-163.