行政院國家科學委員會補助專題研究計畫成果報告

人工牙根的結構應力分析：使用有限元素分析法

Stress Analysis of Dental Implant Structures Using Finite Element Method

計畫類別：☑個別型計畫　□整合型計畫
計畫編號：NSC89－2314－B－038－024
執行期間：88 年 08 月 01 日至 89 年 07 月 31 日

計畫主持人：　林哲堂 教授
共同主持人：　李勝揚 教授
計畫參與人員：　黃豪銘 講師

執行單位：台北醫學大學口腔復建醫學研究所

中　華　民　國　89 年 12 月 30 日

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

國科會專題研究計畫成果報告撰寫格式說明

Preparation of NSC Project Reports

計畫編號：NSC 89-2314-B-038-024

執行期限：88 年 08 月 01 日至 89 年 07 月 31 日

主持人：林哲堂教授，台北醫學大學口腔復健醫學研究所

共同主持人：李勝揚教授，台北醫學大學口腔復健醫學研究所

計畫參與人員：黃豪銘講師，台北醫學大學醫事技術學系

一、中文摘要

在齒槽骨的有限空間中，找到一最佳的人工牙根內壁尺寸，使其既能提供足夠的承力強度又要能給與連接體螺桿(retaining screw)足夠的體積以容納其外徑，是本研究的主要目的。本研究首先利用最佳化設計技巧，利用參數變化建立一可改變內壁厚度的人工牙根三維有限元模型，模型本身包含有精確的內外螺紋。將 150 N 的力量均勻作用於人工牙根的上螺帽處，以模擬水平咬合力量。並在不同的邊界骨高度下，計算不同人工牙根壁厚時人工牙根內的應力集中情形。研究結果顯示，應力集中多發生在人工牙根與邊界束縛位置，而具有 0.97 mm 壁厚的人工牙根則在邊界高度下降時，有最小的應力增加率，亦即人工牙根的壁厚與邊界高度均是影響人工牙根內應力分布的重要因素。

關鍵字：人工牙根，最佳化設計，有限元素法，應力

英文摘要

It is critical to achieve an ideal relationship among major components of an implant system in the limited width of alveolar bone. The aim of the present work was to develop implant fixture models to predict maximum stress concentration sites and distribution contours after loading. Three-dimensional finite element models of a standard Brånemark fixture with different wall thicknesses were developed and the geometric details, such as threads of inner and outer screws were realistically modeled. A maximum lateral force of 150 N was applied to simulate horizontal occlusal forces to predict stress distribution contours within the implant system using an optimal design technique (APDL, ANSYS Parametric Design Language). The effects of different wall thicknesses and boundary levels of the fixtures were then evaluated to help design a better implant system. When the fixtures were directly constrained to simulate different boundary levels, the maximum equivalent stress (max EQV) was always located at the implant-bone interface. Max EQV increased when the wall thickness or boundary level was reduced to a certain extent. The fixture with a wall thickness of 0.97 mm demonstrated the smallest stress increase ratio when the boundary level was lowered. The relationship between wall thickness of the fixture and the boundary level played an important role in maintaining a well-distributed stress level within the fixture.

Keywords *: dental implant, optimal design, finite element analysis, stress*

二、緣由與目的

自 1960 年代牙根植體學引入牙科臨床治療後，因手術技術的精進與植體設計的改善，其成功率已逐年的提高，再加上人工牙根可以提供病人舒適的咬合感，因此漸漸成為口腔復健治療的主流[1,2]。臨床統計顯示，45 至 69 歲的缺牙病人有近四分之一願意接受人工牙根的治療，而缺一至二顆牙的病人亦有近二分之一的接受度[3]。然而人工牙根的成功率並非百分之一百，除病人的骨質狀態導致的初期植牙失敗外，受力後植體的鬆脫與斷裂依然是常見的失敗原因。

以生物力學的角度來看，作用在人工牙根上的力量與此力量的傳導是影響人工牙根內應力分佈最主要的因素，當骨整合(osseointegration)完成之後，植體與邊界骨組織會有較緊密的結合，因此作用於人工牙根上的力量可以直接傳導至邊界骨上。雖然適當的應力是骨組織再生(remodeling)所必須[4]，但此應力若過大，卻會造成骨組織的傷害或引起骨組織的吸收[5,6]。過去的研究結果顯示，不正常的外力與疲勞性的咬合力，均是導致人工牙根元件破壞的原因[7,8]。以力學的角度來看，在不同材料邊界上產生的應力集中會同時發生在兩接觸的材料內，因此評估人工牙根斷裂的機制，也可以推論其邊界骨受力的情形。

曾有一種稱為 IME 的人工牙根(FRIATEC, IMZ Implant Company, Aktiengesell schaft, Mannheim, Germany)，利用內部的緩衝裝置試圖降低與界面間的應力集中[9]，雖然光彈分析結果顯示 IMZ 系統內的應力值確有減少[10]，但應力卻反而集中在連接體螺桿(retaining screw)上，造成更大的問題[8,11-13]，這樣的結果使得 IMZ 系統在五年內的失敗率非常之高[14]。這些研究的結果顯示，人工牙根系統在製造前，若能先對各組成元件間的相對尺寸作最佳化的輔助設計與分析，當可減少未來植體治療的失敗。

臨床研究顯示，雖然人工牙根的成功率已漸漸提高，但植入後的第一年仍可能有鬆脫與元件斷裂的問題。而發生斷裂的元件主要是 retaining screw，其次是 abutment screw 及 fixture body[14,15-19]。而過去的研究也發現，植體損壞的原因包括了力學與材料的因素，其中又以前者較為複雜，且所知的資訊也較不完整。但可以確知的是，人工牙根的形狀設計確實是影響其內部應力及整體力學表現的一項重要因素[20]。

Ivanoff et al.(1997)曾對不同尺寸的人工牙根加以測試，他們發現外徑愈大的人工牙根可以增加與周圍骨組織的接觸面積，並因此提高其穩定度[21]。但在有限的齒槽骨中，人工牙根尺寸的增加卻受到相當的限制。至於人工牙根的內徑則是另一個有相同情形的參數，較大的壁厚雖然可以增加人工牙根承受力量的能力，但卻也可能因此使得 abutment screw 的尺寸不足，而導致損壞。相反的，減少人工牙根的壁厚雖然可以改善 abutment screw 強度不足的問題，但卻會使得植體的 fixture body 承受力量的能力下降。因此在一定的外徑尺寸之下，必定存在一個最佳化的內外徑比例。然而到目前為止，仍沒有任何的研究指出人工牙根最佳的內外徑比例，及最適當的壁厚標準，且有關邊界骨高度對人工牙根內應力分布的影響，也仍未被有系統的研究[22]。

有限元素法是生物力學研究上的一項利器，近年來由於程式語言與中央處理器的發展，使的這項技術的使用更加的便利與精確[23]。本研究即是利用三維有限元模型在不同邊界骨高度的情形下，分析不同壁厚的人工牙根在應力集中與應力分布的表現。

三、材料與方法

圖一 a 為本研究所建立的三維人工牙根植體的有限元模型，模型的幾何形狀取自 Brånemark 標準型鈦金屬人工牙根(3.75×10 mm , Brånemark implant system®, Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden)，模型包括有真實尺寸的內螺紋與外螺紋（如

圖一 b)。模型的建立係在 NT-based 個人電腦上利用 ANSYS® (Rev. 5.4, Swanson Analysis System, Houston, PA, USA) 有限元套裝軟體所提供的 APDL 最佳化設計程式語言 (ANSYS Parametric Design Language)，以參數化的程式定義人工牙根的內外徑尺寸，因此只要改變程式中的參數，即可以改變有限元模型的內外徑尺寸，不須重新建構模型。有限元模型的單元(element)分割數目則經過驗證，以確保計算之收斂性。在外徑固定的情形下，改變程式內徑的參數分別建立壁厚為 0.87 mm (模型一)、0.97 mm (模型二)、1.07 mm (模型三)及 1.17 mm (模型四)等四個人工牙根(如圖二所示)。網格化(meshing)後各模型的節點與單元數目略有不同，均列於表一中。此外各模型的材料性質均假設為均質、等向性及線性彈性。鈦金屬的楊氏模數(110 GPa)及波松比(0.33)則是參考過去的文獻資料[24,25]。由於邊界骨組織所產生的應力並不在本研究討論的範圍內，因此本研究中選擇直接固定人工牙根外表面節點的自由度作為邊界條件，以模擬完整的骨整合作用。而為了模擬不同的邊界高度對各模型內應力集中的影響，各模型的邊界束縛分別由正常高度(9mm)以每次 1 mm 的間隔下降至 6 mm，並於各種邊界高度狀態下計算四種人工牙根在受到模擬咬合力時，內部的應力集中的情形。

根據 Rugh 與 Smith 在 1988 年的研究發現，最大的咬合力大約為 20.5 Kg (244N) 至 104.4 kg (1245 N)，以 30 度角作用於人工牙根上[26]。由於彎矩是造成人工牙根與邊界束縛的間應力集中的主要原因，因此本研究選擇 150 N 的水平力施加在人牙根的上螺帽，以模擬 300 N 的咬合力。在外力施加的同時，計算人工牙根內的等效應力(equivalent stress, EQV)值作為分析之參數。

四、研究結果

本研究之計算結果顯示，在不同的邊界高度之下，最大等效應力總是發生在束縛界面位置。圖三為壁厚 1.07 mm 的人工牙根(模型三)在 8 mm 束縛高度時的應力集中情形，所有不同壁厚的人工牙根在不同束縛高度時，其應力集中情形均與圖三類似，只是位置與大小隨束縛高度的不同而變化。表二列出了不同壁厚的人工牙根在不同邊界束縛高度時的最大等效應力值(Max. EQV)，且如圖四所示，不同壁厚之人工牙根的最大等效應力隨邊界高度的減低，會呈現一線性遞減的現象。這樣的結果顯示，應力集中的數值，明顯的隨著邊界高度的下降而增高。

圖五為邊界高度與等效應力增加率(Max. EQV Increase Ratio)的關係，等效應力增加率是指當壁厚或邊界束縛高度由最大減少至最小時，最大等效應力的增加比率。當邊界高度在 9 mm 時，壁厚由 1.17 增加至 0.87 mm 會使得最大等效應力由 55.6 MPa 增加至 83.4 MPa (增加了 50%)，因此有 0.5 的等效應力增加率。同理，在邊界高度分別為 8 mm 及 7 mm 時，其等效應力增加率分別為 0.3 及 0.22。而當邊界高度在 6 mm 時 (3mm 的邊界降低)，壁厚由 1.17 增加至 0.87 mm 反而會使得最大等效應力由 221.6 MPa 減少至 209.6 MPa (等效應力增加率為-0.05)，這與臨床上所見，3 mm 的邊界骨流失會導致人工牙根過負荷，且導致植體失敗的觀察一致[25,27]。由於植體在邊界高度降低至 3 mm 以下便會因過負荷而失敗，而鬆脫後的植體會表現出非線性的破壞力學現象，因此在接下來的結果計算中，便不再包括邊界高度 6 mm 時的情形。

由表二中可以見到，最大等效應力明顯的隨邊界束縛高度的減少而增加，然而，圖六中卻顯示在四種模型中，隨著邊界束縛的降低，等效應力增加率有非線性的改變趨勢。具有 1.17 mm 壁後的人工牙根(模型一)，其邊界高度由 9 mm 下降至 7 mm 時，其最大等效應力值會由 55.6 MPa 增加至 165.8 Mpa，即有 1.98 的等效應力增加率，相同的趨勢也可以在其他三個模型中見到，而在壁厚 0.97 mm 時，有最小的等效應力增加率(1.37)。

五、討　論

受力狀態與力量的傳遞是決定人工牙根成功率的重要因素，而人工牙根的幾何形狀、界面狀態，及各元件間的相對尺寸，則與其力量的傳遞和其產生的內應力分佈息息相關。在本研究中，利用最佳化設計的技巧，將人工牙根有限元模型的內徑參數化，利用參數的改變來控制人工牙根模型的內外徑比例，這樣的方法不須建構額外的模型，可以非常有效率的檢視各種參數變化對人工牙根受力後的反應。

因為定量分析並不是本研究的目的與重點，所以為免除非必要因素的影響，所以本研究中給予的邊界條件及施力的大小與方向，均是真實情形的簡化。本研究係以人工牙根內徑為變數，藉由內徑的改變做各模型間相對值的比較與定性的分析。由於人工牙根在口腔中所受到的力量極為複雜，且在口腔力學的研究中，特別去模擬某種特殊的外力情形並沒有太大的意義[31]。因此在本研究中，只模擬一般性正常咬合力的水平分量在人工牙根植體內所形成的應力分布，分析結果顯示，應力集中主要是在牙根與邊界束縛交接處，這樣的現象符合破壞力學中對於應力集中現象的描述。根據 Rangert 等人(1995)的研究結果顯示，造成 Brånemark 人工牙根系統破壞的彎矩力量大約為 10 – 15 N-cm [28]，而本研究所使用的外力在界面應力集中位置所產生的彎矩則達到 30 N-cm 以上，因此已足以造成人工牙根的破壞。

由於 retaining screw 是人工牙根系統中最容易損壞的元件，雖然增加人工牙根的內徑，以容許更大直徑的 retaining screw 可以解決這個問體，但在有限的齒槽骨中，植體的外徑增加受到了很大的限制。因此一味的增加 retaining screw 的直徑，便會使得人工牙根的壁厚減少，導致 fixture body 的強度不足。為了減少 retaining screw 的應力，外力必需經由 fixture body 傳遞至周圍的骨組織，但當邊界骨高度下降後，產生於界面位置的應力會因為力臂增加的效應而增加，這些邊界應力便可能導致骨組織的吸收與萎縮。在圖四中，邊界高度愈低，應力集中現象就愈明顯，這樣的結果與 Gross 及 Laufer 的發現一致[22]。而在圖六中，不同壁厚的人工牙根在邊界束縛高度下降時，會有不同的等效應力增加率，其中具有 0.97 mm 壁厚的人工牙根有最低的等效應力增加率，這表示標準型人工牙根(外徑 3.75 mm)在具有 0.97 mm 壁厚的情況下，於束縛高度下降時會有較大的應力增加抵抗能力。

由圖五中可以見到，當邊界高度大於 6 mm 時，最大等效應力均會隨著壁厚的增加而減少，且其比率隨著邊界高度的降低而降低，這表示當邊界愈低時，壁厚的效應愈不明顯。而當邊界高度下降至 6 mm 時(3mm 的邊界降低)最大等效應力增加率變為為負值，即內應力隨壁厚的增加反而增加，這可能與臨床上所見，當 3 mm 的邊界骨流失會導致人工牙根過負荷有關[25,27]。

雖然本研究只針對 Brånemark 標準型植體系統進行分析，其結論對於其他系統人工牙根的適用性仍有待證明，但本研究之方法卻可以提供其他人工牙根系統，或未來相關牙根植體產品設計時之參考。

六、參考文獻

T. Jemt, "Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup", Int J Oral Maxillofac Implants, 16: 849-856, 1991.

T. Jemt, B. Linden, and U. Lekholm, "Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: From prosthetic treatment to first annual checkup", Int J Oral Maxillofac Implants, 7: 40-44, 1992.

S. Palmqvist, B. Soderfeldt, and D. Arnbjerg, "Subjective need for implant dentistry in a Swedish population aged 45-69 years", Clin Oral Implan Res, 2: 99-102, 1991.

H. Vaillancourt, R.M. Pillar, and D. McCammond, "Finite element analysis of crestal bone loss around porous-coated dental implant", J Appl Biomater, 6: 267-282, 1995.
J.B. Brunski, "Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface", Clin Mater, 10: 153-201, 1992.
F. Isidor, "Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys", Clin Oral Implan Res, 7: 143-152, 1996.
M.J. Morgan, D.F. James, and R.M. Pillar, "Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant", Int J Oral Maxillofac Implan, 8: 409-414, 1993.
B. Rangert, P.H. Krogh, B. Langer and N. Van Roekel, " Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis", Int J Oral Maxillofac Implan, 3: 326-334, 1995.
C.A. Babbush, A. Kirsch, P.J. Mentag, and B. Hill, "Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osteointergrated implant system with the intramobile element (IME): Part I. Its rationale and procedure for use", Int J Oral Maxillofac Implan, 2: 203-216, 1987.
E.A. McGlumphy, W.V. Campagni, and L.J. Peterson, "A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or resilient internal element", J Prosthet Dent, 62: 586-593, 1989.
D.C. Holmes, W.R. Grigsby, V.K. Goel, and J.C. Keller, "Comparison of stress transmission in the IMZ system with polymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis", Int J Oral Maxillofac Implan, 7: 450-458, 1992.
D.C. Holmes, C.R. Haganman, and S.A. Aquilino, "Deflection of superstructure and stress concentrations in the IMZ implant system", Int J Prothod, 7: 239-246, 1994.
D.C. Holmes, C.R. Haganman, S.A. Aquilino, A.M. Arnold and C.M. Stanford, "Finite element stress analysis of IMZ abutment designs: development of a model", J Prosthod, 1: 31-36, 1997.
J. Cummings, N.S. Arbree, "Prosthodontic treatment of patients receiving implants by predoctoral students: Five-year follow-up with the IMZ system", J Prosthet Dent, 74: 56-59,1995.
I. Naert, M. Quirynen, D. Van Steenberghe, and P. Darius, "A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects", J Prosthet Dent, 68: 949-956, 1992.
R.L. Sakaguchi and S.E. Borgersen, "Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components", Int J Oral Maxillofac Implan, 8: 655-661, 1993.
G.J. Meijer, F.J.M. Starmans, C. De Putter, and C.A. Van Bliterswijk, "The influence of a flexible coating on the bone stress around implants", J Oral Rehabil, 22: 105-111, 1995.
C.H. Basten, J.I. Micholls, C.H. Daly, and R. Taggart, "Load fatigue performance of two implant-abutment combinations", Int J Oral Maxillofac Implan, 11: 522-528, 1996.
P.P. Binon and M.J. McHugh, "The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability", Int J Prosthod, 9: 511-519, 1996.
D.C. Smith, "Dental implants: Materials and design considerations", Int J Prosthod 6: 106-117, 1993.
C.J. Ivanoff, L. Sennerby, C. Johansson, B. Rangert, and U. Lekholm, "Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits", Int J Oral Maxillofac Surg, 26: 141-148, 1997.
M. Gross and B.Z. Laufer, "Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: laboratory and clinical studies", J Oral Rehabil, 11: 863-870, 1997.
C.H. Lloyd and S.N. Scrimgeour, "Dental materials: 1993 literature review", J Dent, 23: 67-93, 1995.
S.D. Cook, J.J. Klawitter, and A.M. Weinstein, "The influence of implant elastic modulus on the stress distribution around LTI carbon and aluminum oxide dental implants", J Biomed Mater Res, 15: 879-887, 1981.
I.P. Van Rossen, L.H. Braak, C. De Putter and K. De Groot, "Stress-absorbing elements in dental implants", J Prosthet Dent, 64: 198-205, 1990.
N.D. Mohl, A textbook of occlusion, Mastication: Masticatory forces. Chicago: Quintessence, 1988, Ch. 5: 147-148.

I. Ericsson, U. Lekholm, P.I. Bråemark, J. Lindhe, P.O. Glantz and S. Nyman, "A clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by combination of teeth and osseointegrated titanium implants", J Clin Periodont, 4: 307-312, 1986.

B. Rangert, J.Gunne, P.O. Glantz and A. Svensson, "Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Brånemark implant. An in vivo study" Clin Oral Implan Res, 6: 40-46, 1995.

Table 1. Numbers of nodes and elements used in the models of different wall thicknesses

	Model I (0.87 mm)	Model II (0.97 mm)	Model III (1.07 mm)	Model IV (1.17 mm)
Nodes	3025	3263	3284	3462
Elements	11026	12470	12768	14073

Table 2. Maximum equivalent stress (max EQV) (MPa) in all the models of different wall thicknesses under various boundary levels

Wall Thickness / Boundary Level	Model I (0.87 mm)	Model II (0.97 mm)	Model III (1.07 mm)	Model IV (1.17 mm)
6 mm	209.6	215.2	232.8	221.6
7 mm	202.0	174.7	169.7	165.8
8 mm	132.5	130.0	134.7	101.6
9 mm	83.4	73.7	68.7	55.6

圖　說

圖一、人工牙根有限元模型的幾何形狀，由(a)及(b)可以見到其外及內螺紋(壁厚 1.07 mm)。

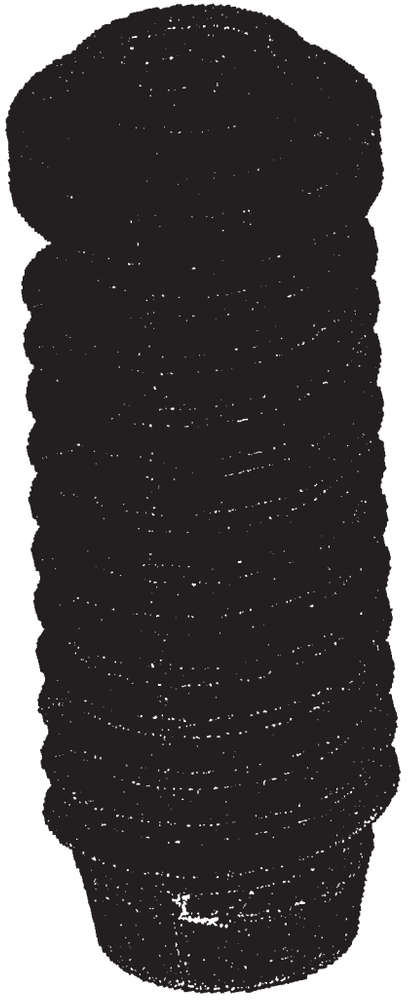
圖二、有限元素模型在矢狀切面的網格化情形，(a)-(d)分別為壁厚 0.87 mm、0.97 mm、1.07 mm、1.17 mm 的模型。

圖三、圖中所示為具有 1.07 mm 壁厚之人工牙根模型，在邊界高度 8 mm 時之受力後的等效應力集中情形。

圖四、最大等效應力與邊界高度的關係

圖五、等效應力增加率與邊界高度之間的關係

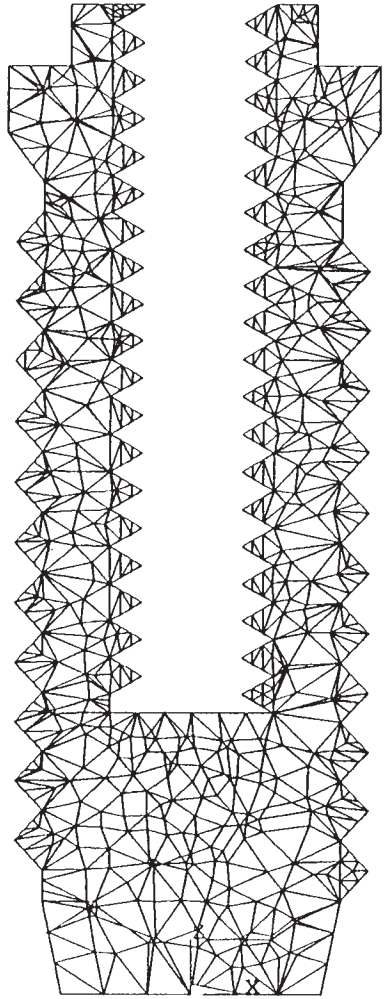
圖六、等效應力增加率與壁厚之間的關係



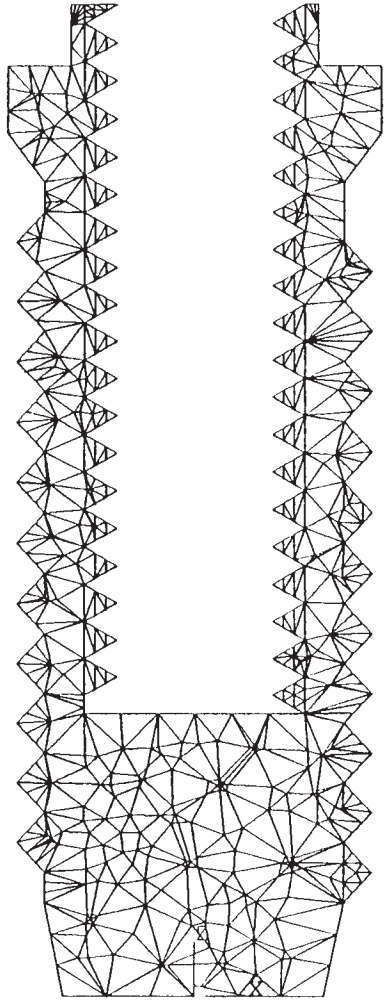
a

b

Fig. 1



a



b

Fig . 2

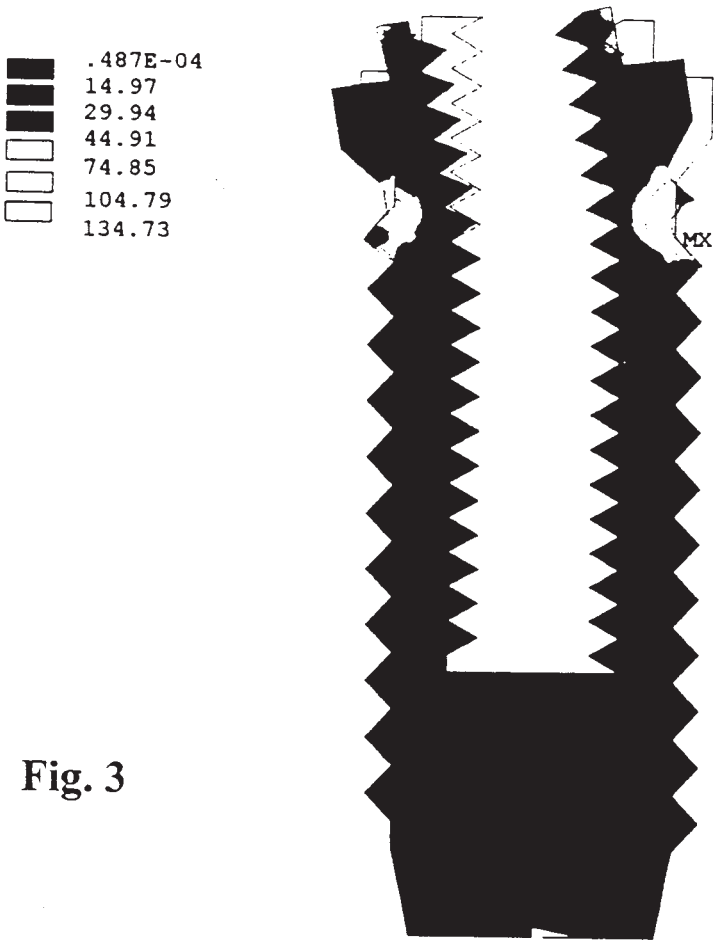


Fig. 3

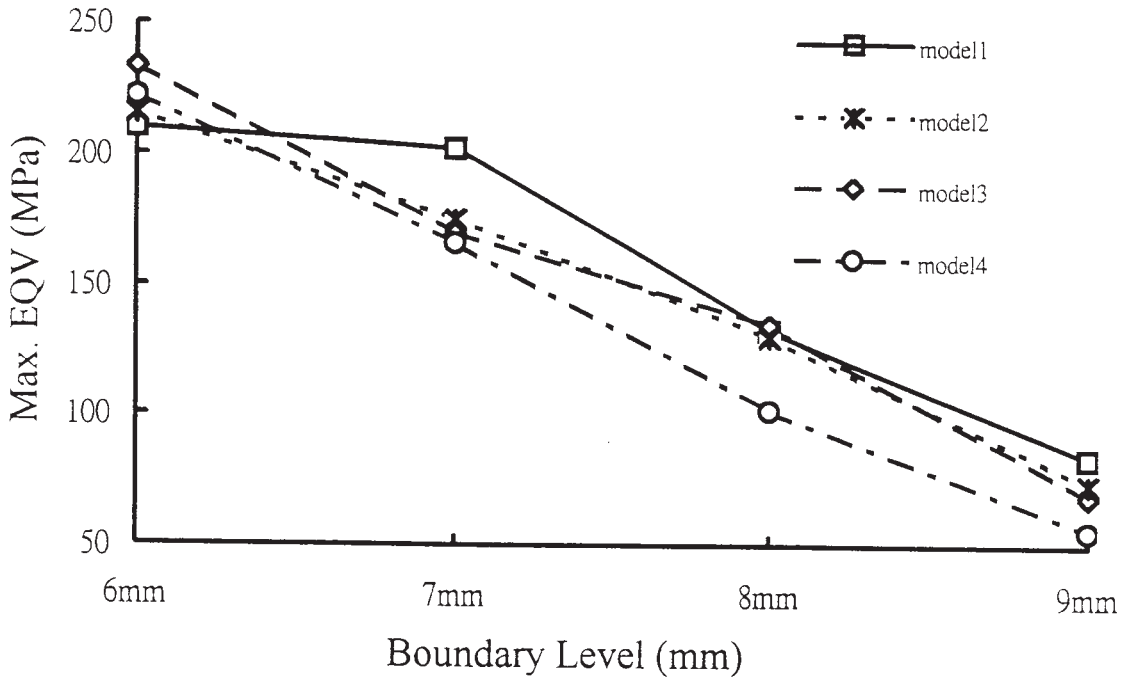

250
200
150
100
50
Max. EQV (MPa)
model1
model2
model3
model4
6mm
7mm
8mm
9mm
Boundary Level (mm)

Fig. 4

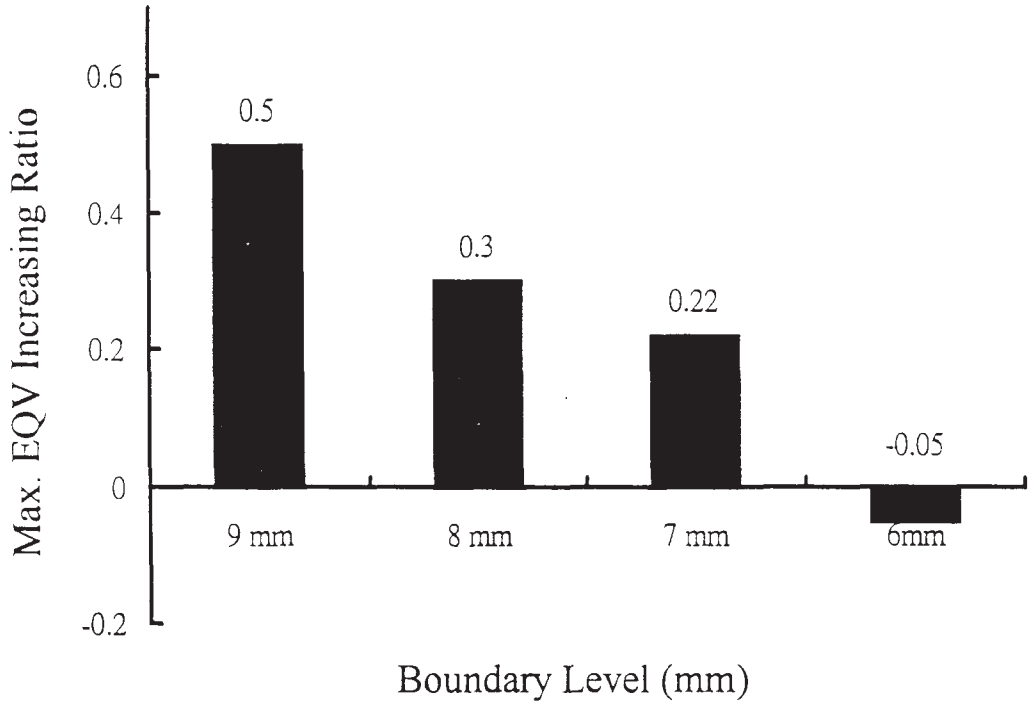

Max. EQV Increasing Ratio
0.6
0.4
0.2
0
-0.2
0.5
0.3
0.22
-0.05
9 mm
8 mm
7 mm
6mm
Boundary Level (mm)

Figure 5

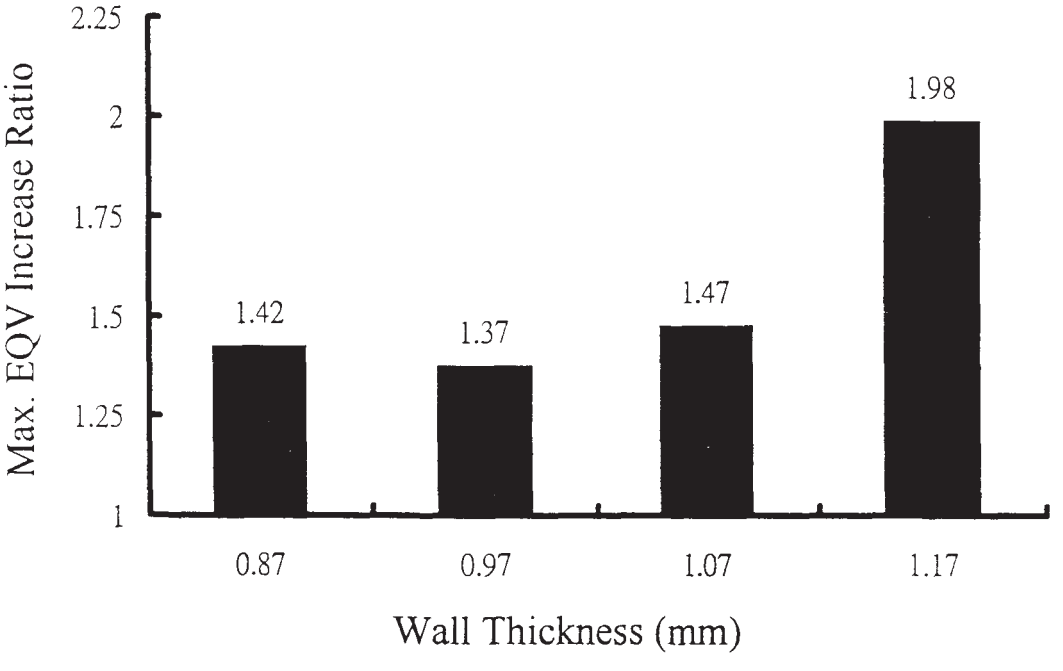

Max. EQV Increase Ratio
2.25
2
1.75
1.5
1.25
1
1.42
1.37
1.47
1.98
0.87
0.97
1.07
1.17
Wall Thickness (mm)

Figure 6