RRPC89100550 (16 .P)

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫成果報告

非侵入式人工牙根診斷裝置之研發並結合有限元素分析骨整合

計畫類別：☑個別型計畫　□整合型計畫

計畫編號：NSC 89－2314－B－038－053－

執行期間：89 年 08 月 01 日至 90 年 07 月 31 日

計畫主持人：**李勝揚　教授**

共同主持人：**潘力誠　助理教授**

本成果報告包括以下應繳交之附件：

□赴國外出差或研習心得報告一份

□赴大陸地區出差或研習心得報告一份

□出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份

□國際合作研究計畫國外研究報告書一份

執行單位：台北醫學大學口腔復健醫學研究所

中　華　民　國　91　年　1　月　23　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－038－053－

執行期限：89 年 08 月 01 日至 90 年 07 月 31 日

主持人：李勝揚 台北醫學大學口腔復健醫學研究所

共同主持人：潘力誠 台北醫學大學口腔復健醫學研究所

計畫參與人員：黃豪銘 台北醫學大學醫技學系

一、中文摘要

目前有關人工牙根植入後，與邊界骨間固持狀態大多是經由放射線 X-Ray 影像來偵測，但 X-Ray 卻有其侵入性傷害的缺點，因此發展並評估一套新的非侵入性診斷技術，以解決 X-Ray 影像的不便，是本研究的主要目的。本研究利用模態測試法配合有限元素分析，分別從體外實驗及數值運算的模擬中，分析人工牙根自然頻率與骨質流失程度的關係。在方法上首先建立一人工牙根與癒合連接體的三維有限元素模型，並經由一系列的體外模態測試實驗來驗證有限元素模型的可信度。接著，在計算運算收斂性的檢視之後，藉由同時改變人工牙根邊界骨質密度與剛性係數等材料性質參數，計算在不同的邊界骨質密度下，人工牙根自然頻率的變化。分析結果顯示，不論是經由體外模態實驗或是經由有限元素法的數值計算，人工牙根的自然頻率均會隨著邊界骨高度的下降而呈現線性遞減的現象。而當人工牙根的邊界骨質密度由 100%依序遞減至原來的 10%之後，人工牙根的自然頻率亦以線性方式降低($r=-0.996$, $P<0.01$)，其值由 17921 Hz 下降至 641 Hz。本研究結果顯示，利用自然頻率為參數作為評估人工牙根邊界骨高度或邊界骨質密度，是可信且可行的。

關鍵詞： *自然頻率，人工牙根，骨整合，有限元素法*

Abstract

For years, radiographic examination has been the main clinical method for the assessment of the dental implant *in vivo* condition. However, the use of such method is limited for many applications due to its low sensitivity. As a result, it is thus difficult to diagnose in the early stages of bone losses. Therefore, there is a strong clinical demand for a novel non-invasive technique to evaluate objectively the status of the dental implant under various bone qualities. Thus, the goal of current study is to provide a preliminary numerical analysis of the vibrating behavior of a dental implant at implant-bone interface. A 3D cylinder-type titanium implant FE model was established, with physical dimensions of 3.75 mm x 10 mm. The implant was placed into a 10x10x15 mm^3 section of bone. The natural frequencies of the FE model were calculated under different boundary levels and bone densities. Our results indicated that the modeled natural frequency decreased linearly ($r=-0.975$, $p<0.01$) from 17921 to 4966 Hz, with a decreased ratio of 72.3%, while boundary levels decreased 6.8 mm below the first thread of the screw. On the other hand, a linear relationship ($r=-0.996$, $p<0.01$) also found between the bone density and natural frequencies of the implant. Natural frequencies decreased linearly from 17921 Hz (without bone loss) to 641 Hz (90% bone loss) when the bone densities decreased. Our results supported that natural frequency analysis could be a useful clinical tool in the diagnosis during surgical process, and

prognosis of implanted dental implant during the healing stages and subsequent routine follow-up care after the treatment.

Keywords: ***natural frequency, dental implant, osseointegration, finite element analysis***

二、緣由與目的

半世紀以來，人工牙根的發展一直是口腔復健醫學的重要課題，然而到目前為止仍無法達到百分之百的成功率，主要原因是由於植體在不當的受力情形下，導致骨骼受到應力遮蔽效應或微傷害(microdamage)而引發骨萎縮現象，這時固持人工牙根的邊界條件發生變化，導致人工牙根鬆脫斷裂。

目前在臨床上對於人工牙根植入後的評估主要是以放射線 X-Ray 影像的灰階密度為主要的方法。但 X-光影像卻無法偵測 30%以下的骨質流失[1]，且在定量分析上有相當大的困難，再加上放射線有害人體，是一種侵入性的診斷方法，因此不論是長時間的追蹤治療或早期的預防診斷，均有相當大的限制。

近幾年來，Periotest® (Simens AG, Bensheim, Germany)也被用來量測人工牙根植體的邊界問題，它是利用定力激發裝置撞擊人工牙根之後，由人工牙根的反彈回撞時間為數值根據[2]，然而很多的研究均指出，Periotest®在探討人工牙根與骨邊界現象時仍有許多問題有待克服[3,4]。

自然頻率(natural frequency)為物質楊氏係數與質量的函數，因此又稱為物質的動態參數(dynamic parameter)。在物理意義上，它能表現出材料結構發生變化時，其剛性係數與質量變化的情形。此外，自然頻率也可用來檢測結構的邊界條件，再加上量測自然頻率的方法-模態測試(modal testing)是非侵入性且非破壞性的，因此近年來除了工業材料的檢測外，亦被廣泛的運用在生物醫學的領域裡。尤其在骨科的骨質密度檢查、骨折癒合程度的評估、長骨邊界關節的診斷及骨植入物(implant)的設計與植入技術及診斷評估的探討等[4,5]，均表現出極佳的理論優異性。

在口腔復健醫學的研究上，利用振動理論探討牙齒或人工牙根的穩定度問題，雖已被證實為一可行的方法[2,6,7]。然而仍有許多基礎的研究有待努力；例如對於界面問題的分析仍只著重於圖譜的定性描述，而未就其值作趨勢的檢定與其涵義的討論，且大部分的研究均著重在邊界條件的量測技術上，對於牙根植體邊界條件的變化如骨質密度的改變，邊界骨高度的下降所導致的振動訊號變化情形並未有深入的探討。

有限元素模型不但可以模擬複雜的幾何形狀、邊界條件及材料性質，也能模擬許多實驗無法完成的條件，因此漸漸成為生物醫學研究上的一項利器。利用有限元素法模擬模態測試，分析結構的自然頻率，則可以完成許多實驗不足之處，這樣的分析方法在骨科相關研究中已有多例[4]。但仍少見其應用於口腔復健醫學的研究上。一直到 1997 年 Williams & Williams 才首次同時利用這兩種方法作為口腔醫學方面研究的工具，他以模態測試的實驗結果搭配 FEM 的數值方法來分析人工牙根與骨界面的問題，並驗證與比較兩種方法的結果[3] 。Lee 等人則曾同時利用有限元素法與體外的模態測試，分析邊界骨高度對自然牙自然頻率的影響[8]。他們的結果顯示，牙齒的自然頻率與不同的邊界骨高度間具有線性關係。至於本研究則是利用有限元素法分析人工牙根植體的振動特性，以探討人工牙根植體與骨界面間的問題。首先將利用模態測試法驗證模型的可信度，接著在不同的邊界條件下計算人工牙根植體的自然頻率值，並探討人工牙根植體的周圍組織界面間與其自然頻率的關係。

三、材料與方法

為分析不同的邊界骨狀態對人工牙根自然頻率的影響，本研究首先在 PC-WinNT (Microsoft Co., USA) 架構下執行 ANSYS 有限元素分析軟體 (Rev. 5.4, Swanson Analysis System, Houston, PA)，利用其所提供的前處理模組建構一人工牙根 (Brånemark system, Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) 及癒合連接體 (healing abutment) 的三維有限元素模型 (如圖一 a)。人工牙根直徑為 3.75 mm，長 10 mm，癒合連接體長 3 mm，材料均為純鈦金屬。如圖一 b 所示，人工牙根植入一 10 mm 見方，長 15 mm (其中硬質骨高 2mm) 的骨塊中，植入高度為人工牙根頸部下 0.8 mm。邊界條件為固定近-遠心兩側面 (mesial-distal side) 上所有節點的自由度。整個模型共含 4586 個節點及 3996 個單元。各部位材料的力學性質列於表一，皆是參考文獻中之實驗值[9-13]，此外本研究所使用的模型之螺紋部份已被簡化。

為了驗證模型的可信度，本研究首先利用模態測試法 (modal testing) 於體外量測相同的人工牙根系統在真實骨內的情形。首先將豬的腰椎骨切割成如同有限元素模型的大小 (10 mm*10 mm*15 mm，其中硬質骨高 2 mm) 並將人工牙根系統植入骨塊中。如圖二所示，受測的人工牙根與骨塊系統利用固定箝夾固定，並於測試過程中以生理食鹽水保持濕潤。利用一衝擊槌 (Model GK291C80, PCB Piezotronics, Buffalo, NY) 作用一力於待測物上，激發牙根振動。待測物被激發的瞬間，啟動一微小的壓電式麥克風 (FM-10B, Sensitivity 20 kHz, FC Electronic, Taipei, Taiwan) 接收振動信號，信號經由 A/D 轉換卡 (AD102A, Prowave Engineering, Hsinchu, Taiwan) 轉入電腦後，即可由頻譜分析軟體 (SD200N, Signal Doctor, Prowave Engineering, Hsinchu, Taiwan) 執行快速傅立葉轉換計算，藉由頻域訊號在實部圖的反曲點、在虛部圖的極值，及振幅的最大值判斷自然頻率的值 (如圖三)，並由時域圖中的振動訊號衰減圖形計算受測系統的阻尼比。

將模型中的骨骼高度依每次 1 mm 的距離下降至離人工牙根頸部 6.8 mm 處，依序量取不同邊界骨高度下人工牙根系統的自然頻率，每次量測時以三次激發的平均值為一個實驗值，以減少雜訊因素。以五個實驗值的平均值為一次量測之數據，以減少人為操作的誤差。整個實驗總共量測 7 個人工牙根與骨塊樣品。在有限元素的模擬方面，則自相同的邊界骨高度以第一次 0.8 mm，之後每次 0.5 mm 的距離減少邊界骨高度直到距離人工牙根頸部 6.8 mm 處。在不同的邊界骨高度下，藉由 ANSYS 所提供的模態分析 (modal analysis) 模組，計算人工牙根模型的自然頻率值。為了驗證模態分析在計算時，有限元素模型主自由度 (master degree of freedom) 選擇的收斂性，在邊界骨最高的情況下，自 0 至 350 每隔 50 增加主自由度的數量，以前後三次計算所得的自然頻率值，每次相差不到 1% 為收斂的標準[14]。

接著本研究改變有限元素模型中邊界骨的密度，以了解邊界骨密度對人工牙根自然頻率的影響。而因為骨組織密度改變時，其剛性係數亦會改變，而自然頻率又受這兩個材料性質的影響，因此必須同時改變這兩個材料性質的值。

根據 Carter 及 Hayes (1977) 的研究，骨骼組織的剛性係數與骨質密度有以下的關係：

$$E = C\dot{\varepsilon}^{0.06}\rho^{3} \quad (1)$$

其中 E 為剛性係數 (MPa)，C 為常數，$\dot{\varepsilon}$ 為試驗時的應變率 (strain rate)，ρ 為骨質密度 (g/cm^3) [15]。因為應變率項對 E 值的影響很小，因此式 (1) 可以簡化如下 [16]：

$$E = C\rho^{3} \quad (2)$$

這個關係式已被用在許多人工植入物與骨組織界面再生復原的有限元素分析中，且經證實具有很好的可信度 [16,17]。在本

研究中，將利用這個關係式計算骨密度每減少 10%時骨組織的剛性係數。並藉由同時改變骨組織的密度與剛性係數計算邊界骨高度不變時人工牙根與骨組織系統的自然頻率變化情形。

四、結果

為了驗證有限元素模型的可信度，本研究首先進行一系列的模態測試實驗。圖四為體外實驗中，七個受測樣品之自然頻率值隨邊界骨高度下降之變化情形。在邊界骨高度為人工牙根頸部下 0.8 mm 時，受測樣品的自然頻率最高為 13942 Hz，最低為 7790 Hz。當邊界骨下降至 6.8 mm 時，受測樣品的自然頻率最高為 3815 Hz，最低為 2846 Hz，受測樣品的自然頻率減少比率的平均值為 65.7%±0.8%。在沒有骨高度下降情性下，量測到的受測系統阻尼比平均值為 0.043±0.012。

在有限元素模擬方面，首先在邊界骨高度不變的情形下改變計算時的主自由度數目。如圖五所示，主自由度數目由 150 增加至 200 時，模型的自然頻率減少比率為 0.98%。由 200 增加至 250 時，模型的自然頻率減少比率為 0.08%。因此在後續的計算中均選取主自由度數目為 200。計算結果顯示，在未發生骨高度下降時，人工牙根的前四個自然頻率分別為 17921, 21383, 23876, 38416。圖六為人工牙根模型所計算的前四個模態形狀，第一個及第四個自然頻率所對應的模態形狀均為彎曲模態(bending mode, 圖六 a, d)，兩者的振動方向洽成 90 度。第二個自然頻率所對應的模態形狀為扭轉振動(torsion mode, 圖六 b)，而第三個自然頻率所對應的模態形狀，則是沿著人工牙根長軸方向的伸展振動(elongation mode, 圖六 c)。

在圖七中，當邊界骨高度由最高點下降至 6.8 mm 時，人工牙根有限元素模型的自然頻率也有線性下降的現象($r=-0.975$, $p<0.01$)，其值由 17921 Hz 減少到 4966 Hz，而減少的比率為 72.3%。這樣的減少比率和近乎線性的趨勢，與體外模態測試實驗極為近似。

為瞭解邊界骨質密度的改變對人工牙根自然頻率的影響，本研究以 10%的比率依次減少骨質密度，同時依式 2 計算不同骨質密度所對應的剛性係數。在不同骨質密度的材料性質下，計算的人工牙根自然頻率值如圖八所示，亦呈線性遞減的趨勢($r=-0.996$, $p<0.01$)，其值由 17921 Hz (100%)減少至 641 Hz (10%)，減少的比率為 96.4%。

五、討論

目前在臨床上對於人工牙根植入後的評估並無一項簡單的設備或方法，可以非侵入性的提供客觀量化的數值，供臨床牙科醫師評估植入後的人工牙根狀態。也沒有一套方法可以在病人植入人工牙根後，持續的追蹤其固持狀態或其在口腔中受腐蝕的狀態。往往牙科醫師是在病人的人工牙根植體發生鬆脫斷裂之後，才知道植體損壞了。因此發展一套符合廉價、安全、操作容易且非侵入性的人工牙根與骨邊界狀態偵測方法，不但是時代的潮流也是科技的趨勢。

以自然頻率作為骨組織狀態的分析參數已被廣泛的討論[4,5]，但因為外覆軟組織的阻尼效應，使的這項科技在骨科學的臨床應用上受到限制。相反的，由於牙齒外露於軟組織外，因此利用振動理論發展口腔醫學診斷技術卻是可行的。Meredith et al.(1998)的體內研究即顯示，利用共振理論可以有效的偵測人工牙根植入後的骨整合過程(osseointegration)[18]。Lee et al.的研究結果則顯示，自然頻率可以作為偵測牙周健康狀態的參數[19]。

有限元素法可以模擬複雜的幾何形狀與邊界條件，可以模擬許多不易進行的實驗，因此已成為生物力學分析上的一項利器，但有限元素模型必須經過實驗的驗證方能確定其可信度[4,19]。在本研究中，人工牙根的三維有限元素模型在建構完成

後，首先與一系列的模態試驗結果互相比較，並在數值運算前先進行運算收斂性的檢定以選取適當的主自由度數目。由圖四與圖七的結果顯示，有限元素模型的運算結果與體外模態測試的結果呈現出一致的趨勢。

在材料性質方面，由於黏滯性只會影響振動的振幅，而不影響自然頻率的理論值，因此在 ANSYS modal analysis 模組中將不同的黏滯性輸入有限元素模型中，其自然頻率的計算結果並不會改變。在實驗值方面，以模態測試法量測的自然頻率會受待測物黏滯性的影響，其影響程度為：

$$\omega_d = \sqrt{1-\xi^2}\ \omega_n \qquad (3)$$

其中ξ為受測人工牙根與骨系統的阻尼比，ω_d為自然頻率量測值，ω_n為自然頻率理論值。由於本研究量測之受測系統平均值僅約為 5%，因此$\omega_d \fallingdotseq \omega_n$，即在本測試樣品中，阻尼效應對自然頻率量測值所造成的影響應可忽略不計。

在本研究中，有限元素模擬的結果比體外實驗的結果稍大，此乃是因為本研究所使用的模型是假設人工牙根與骨組織之間有完美的緊密接合，這在真實情形中是不太容易的，因此自然頻率值有些高估。而在體外模擬時，因為沒有發生骨整合作用，因此人工牙根較為鬆弛，導致自然頻率值偏低。

在技術上，偵測自然頻率的方法主要有兩種，一為諧振法(harmonic response)，一為衝擊法(impulse response)。諧振法是利用一正弦波由小至大改變頻率依序激發待測物，另將一感測器附著於待測物上擷取振動位移訊號。利用這樣的方法量測自然頻率，必須不斷的改變激發源的頻率大小，不但費時且所得到的圖譜是不連續的，而使用衝擊法則可解決這些缺點，因此被認為是較有效率的方法。但因為質量為結構體自然頻率的重要參數，一般認為擷取振動信號的加速度規質量必須低於受測物的 1/20，才不會干擾受測結構物的自然頻率值，所以若在人工牙根植體(約 1g)上黏貼傳統的迷你壓電式加速度規(約 0.5g)，對於人工牙根植體的自然頻率必定產生嚴重的質量效應誤差。且口腔潮濕的環境使得黏貼加速度計非常不易，因此在真實的臨床應用上較不具可行性。這也是過去有關牙齒，或牙科植體在振動學分析上所面臨的最大瓶頸。Meredith et al. 在其研究論文的討論中即指出，振動技術在口腔醫學的應用有待未來非接觸性設備的研發[18]。在本研究中，為了避免加速度規的質量效應，特使用非接觸式的麥克風感測器，其頻率響應達 20 kHz，因此可以免除不必要的質量效應誤差。

人工牙根在植入後的第一年，其邊界骨的高度平均會下降 0.8-0.95 mm [20]，若因不當的外力作用或因植入時的技術問題，則可能使人工牙根的邊界骨質流失更快，其骨質流失的情形可能為邊界骨高度的下降，也可能是骨質密度的減少。而人工牙根的穩定度主要和人工牙根與骨組織的接觸面積大小有關[21,22]，因此當骨質流失現象發生時，必定導致人工牙根不穩定。本研究的結果顯示，不論是邊界骨高度的降低，或是骨質密度的減少，都會使得人工牙根的自然頻率下降，且均呈現線性的關係（見圖七, 圖八）。Kay et al. (1998)曾利用自然頻率作為檢測外固定骨釘的參數，他們發現自然頻率雖然可以反映出骨釘的固持狀態，但其靈敏度卻不如 X-光影像[23]，其原因可能是因為他們是沿骨釘的縱軸方向激發，並且在縱軸方向接收振動訊號。但本研究中，有限元素法計算之工牙根的第一個自然頻率是彎曲模態(bend mode)，第三個自然頻率所對應的模態形狀才是沿縱軸方向的伸展振動(elongation mode，如圖六所示），其所對應的自然頻率分別為 17921，23876。因此沿受測物長軸方向的振動模態，較沿 90 度方向不易激發，也較難接收到振動訊號。

本研究結果顯示，偵測人工牙根的自然頻率可以非侵入、非破壞且以極小的接觸方式偵測人工牙根植體的穩定度，並評估其邊界骨的健康狀態。其相關的測試方法，具有快速、安全、易於操作的特色。

此研究結果將可作為未來發展人工牙根檢測儀器及其臨床應用時的參考資料。

六、參考文獻

S.P. Wong and S. Saha, "The assessment of in vivo bone condition in humans by impact response measurement", J. Biomech., 16: 849-856, 1983.

H. Oka, T. Yamamoto, K. Saratani and T. Kawazoe, "Application of mechanical mobility of periodontal tissues to tooth mobility examination", Med. & Biol. Eng. & Comput., 27: 75-81, 1989.

K.R. Williams and A.D.C. Williams, "Impulse response of a dental implant in bone by numerical analysis", Biomater., 18: 715-719, 1997.

N. Meredith, D. Alleyne, and P. Cawley, "Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis", Clin. Oral. Impl. Res., 7 :261-267, 1996.

W.T. Thomson, Theory of Vibration with Applications. New York: Prentice-Hall, 1988, ch.2:17-49.

S.S. Rao Mechanical Vibrations. New York: Addison-Wesley, 1990, ch.10: 487-522.

G. Lowet et al., "The relation between resonant frequencies and torsional stiffness of long bones in vitro validation of a simple beam model", J. Biomech., 26: 689-696, 1993.

G. Lowet, X. Dayuan and G. Van der Perre, "Study of the vibrational behaviors of a healing tibia using finite element modeling", J. Biomech., 29: 1003-1010, 1996.

A.B. Christensen and F. Ammitzboll, "Assessment of tibial stiffness by vibration testing in situ-I. Identification of mode shapes in different supporting conditions", J. Biomech., 19: 53-60, 1986.

D.A. Sonstegard and L.S. Mathews, "Sonic diagnosis of bone fracture healing - a preliminary study", J. Biomech., 9: 689-694, 1976.

J.L. Lewis, "A dynamic model of a healing fractured long bone", J. Biomech., 8: 17-25, 1975.

P. Cornelissen, M. Cornelissen and G. Van der Perre, "Assessment of tibial stiffness by vibration testing in situ-II. Influence of soft tissues, joints and fibula", J. Biomech. 19: 551-561 1986.

T.K. Hight, "Natural frequency analysis of a human tibia", J. Biomech., 13: 139-147, 1980.

G. Van der Perre et al., "Identification of in-vivo vibration modes of human tibiae by modal analysis", J Biomech. Eng., 105: 244-248, 1983.

D.H. Noyes and C.W. Solt, "Measurement of mechanical mobility of human incisors with sinusoidal forces", J. Biomech, 6: 439-442, 1973.

T. Kaneko et al., "Acoustoelectric technique for assessing the mechanical state of the dental implant-bone interface", J. Biomed. Mater. Res., 20: 169-176, 1986.

T. Kaneko, "Assessment of the interfacial rigidity of bone implants from vibrational signals", J. Mater. Sci., 22: 3495-3502, 1987.

T. Kaneko, "Comparison between acoustic and mechanical tapping methods for assessing the interfacial states of bone implants", J. Mater. Sci., 24: 2820-2824, 1989.

T. Kaneko, "Pulsed oscillation technique for assessing the mechanical state of the dental implant-bone interface", Biomater., 12: 555-560, 1991.

T. Kaneko, "Assessment of the dental implant-bone interface from a pulsed microvibration", J. Mater. Sci. Lett., 10: 185-187, 1991.

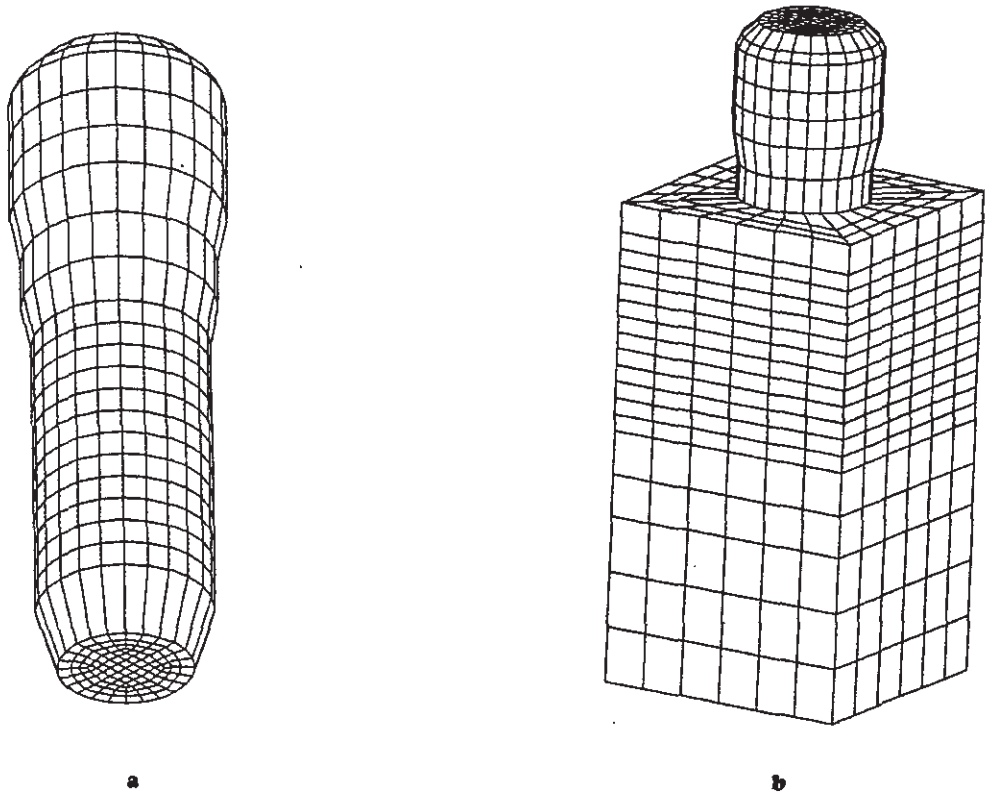
M Okazaki, M. Fukumoto and J. Takahashi, "Damped oscillation analysis of natural and artificial periodontal membranes", Ann. Biomech. Eng., 24: 234-240, 1996.

J.J. Elias, J.B. Brunski and H.A. Scarton, "A dynamic modal testing technique for noninvasive assessment of bone-dental implant interfaces", Int. J. Oral. Maxillofac. Implants, 11: 728-734, 1996.

M.C. Hobatho, R. Darmana, P. Pastor, J.J. Barrau, S. Laroze, J.P, Morucci. "Development of a three-dimensional finite element model of a human tibia using

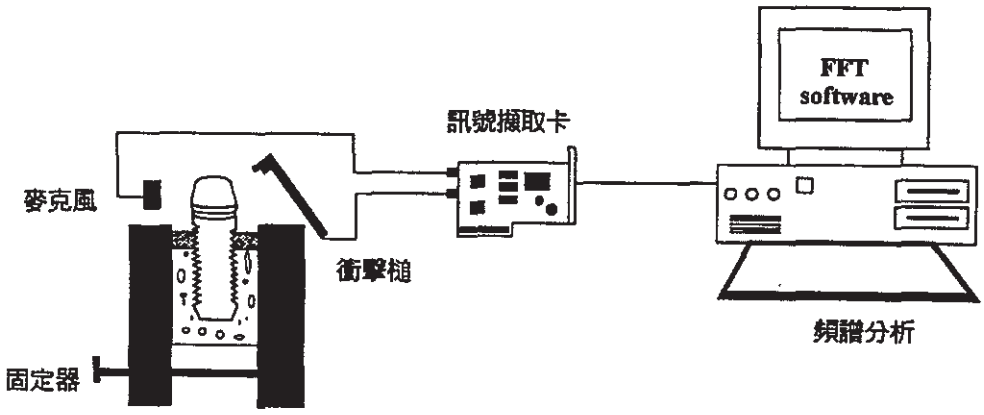
experimental modal analysis", J. Biomech, 24: 371-383. 1991.
S.Y. Lee, H.M. Huang, C.Y. Lin, "In vivo and in vitro natural frequency analysis of periodontal conditions, an innovative method", J. Periodont., 71: 632-640, 2000.
P. Kamposiora, G. Papavasilious, S.C. Bayne, D.A. Feltton., "Finite Element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns", J. Prosth. Dent., 71: 435-44134, 1994.
P.P. van Zyl et al., "Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses", Int. J. Oral Maxillfac. Implants, 10: 51-57, 1995.
G.J. Meijer, F.J.M. Starmans, C. De Putter, and C.A. Van Blitterswijk, "The influence of flexible coating on the bone stress around dental implants", J, Dent. Res., 22: 105-111, 1995.
J.B. Park, The Biomedical Engineering Handbook. Boca Raton: CRC Press, 1995: ch.48: 704-723.
J.B. Park, The Biomedical Engineering Handbook.Boca Raton: CRC Press, 1995: ch.40: 537-551.
D.C. Holmes and J.T. Loftus. "Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants", J. Oral Implantol., 23: 104-111, 1997.
D.R. Carter and W.C. Hayes, "The Compressive Behavior of bone as a two-phase porous structure", J. Bone Joint Surg., 59: 954-962, 1977.
H. Weinan, R. Huiskes and H.J. Grootenboer, "Effects of material properties of femoral hip components on bone remodeling", J. Orthop. Res., 10: 845-853, 1992.
D.R. Carter, T.E. Orr and D.P. Fyhrie, "Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture", J. Biomech. 22: 231-244, 1989.
H. Weinans, R. Huiskes and H.J. Grootenboer, "The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models", J. Biomech. 25: 1425-1441, 1992.
B. Van Rietbergen, R. Huiskes, H. Weinans et al., "The mechanism of bone remodeling and resorption around press-fitted THA stems", J. Biomech. 26: 369-382, 1993.
N. Meredith, "Assessment of implant stability as a prognostic determinant", Int. J. Prosthodont., 11: 491-501, 1998.
S. Moaveni, Finite Element Analysis: Theory and Application with ANSYS. New Jersey: Prentice Hall, 1999, ch. 1: 1-45.
M.W. Kay et al., "Axial vibration of threaded external fixation pins: detection of loosening", Ann. Biomed. Eng., 26: 361-368, 1998.
D.J. Ewins, Modal testing theory and practice. Herfordshire: Research Studies Press, 1986, ch.3: 88-140.
R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler and B. Branemar, "A 15 -year of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw", Int. J. Oral. Surg., 10: 387-416, 1981.
M. Quirynen, I. Naert, A. Van Steenberghe, and L. Nys, "A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prosthes. Part I: periodontal aspects", J. Prosthet. Dent., 68: 655-663, 1992.
C.B. Johansson, L. Sennerby, T. Albrektsson, "A removal torque and histomorphometric study of bone reactions to commercially pure titanium and vitallium implant", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 6: 437-441, 1991.
L. Carlsson, and T. Rostlund, "Removal torques for polished and rough titanium implants", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 3: 21-24, 1988.
A. Wennerberg, T. Albrektsson, B. Albrektsson, and J.J. Kroll, "A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies", Clin. Oral Impl. Res., 6: 24-30, 1996.

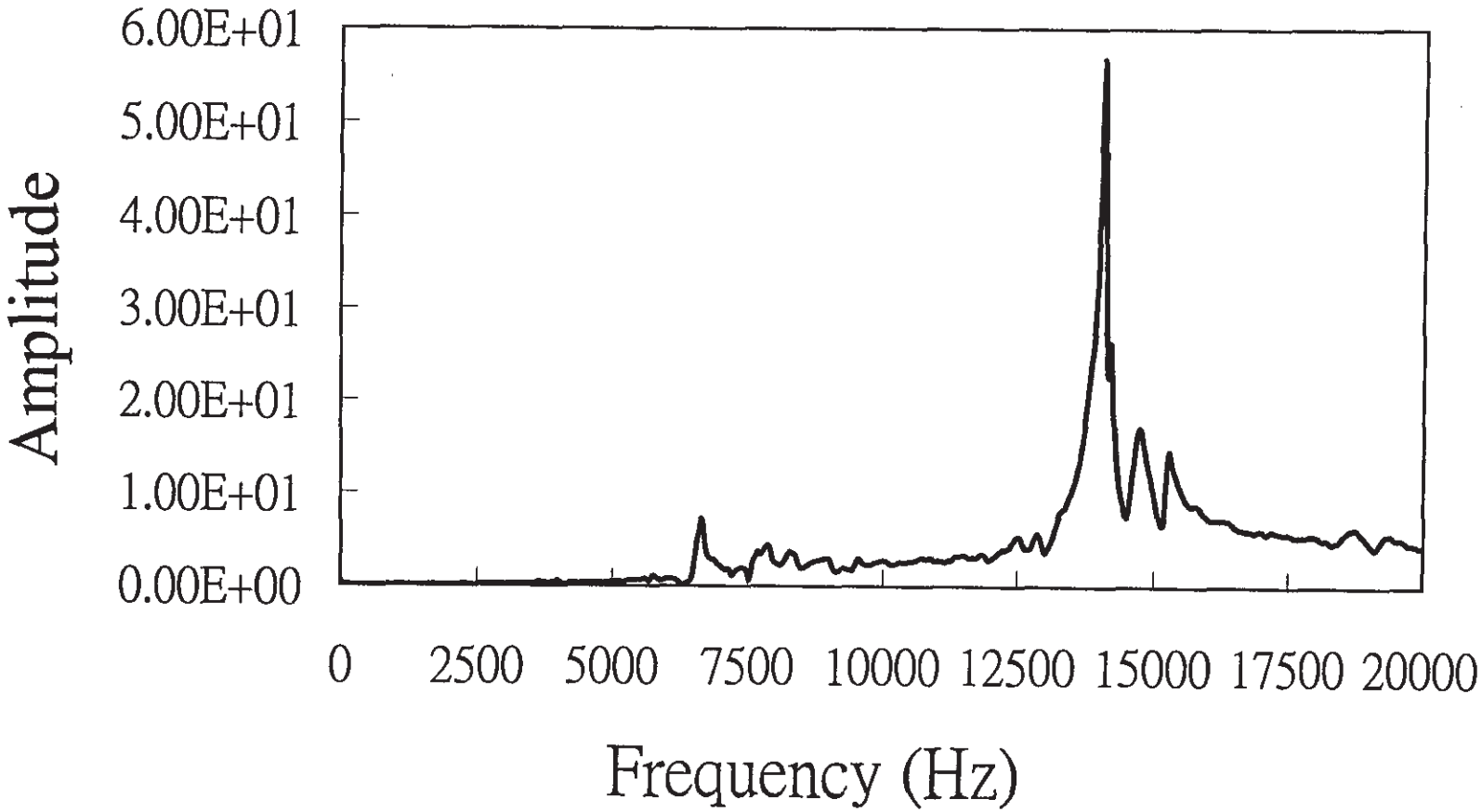
fig1.jpg (2559x2120x256 jpeg)



a b

fig2.jpg (3491x1816x256 jpeg)




6.00E+01
5.00E+01
4.00E+01
3.00E+01
2.00E+01
1.00E+01
0.00E+00
Amplitude
0
2500
5000
7500
10000
12500
15000
17500
20000
Frequency (Hz)

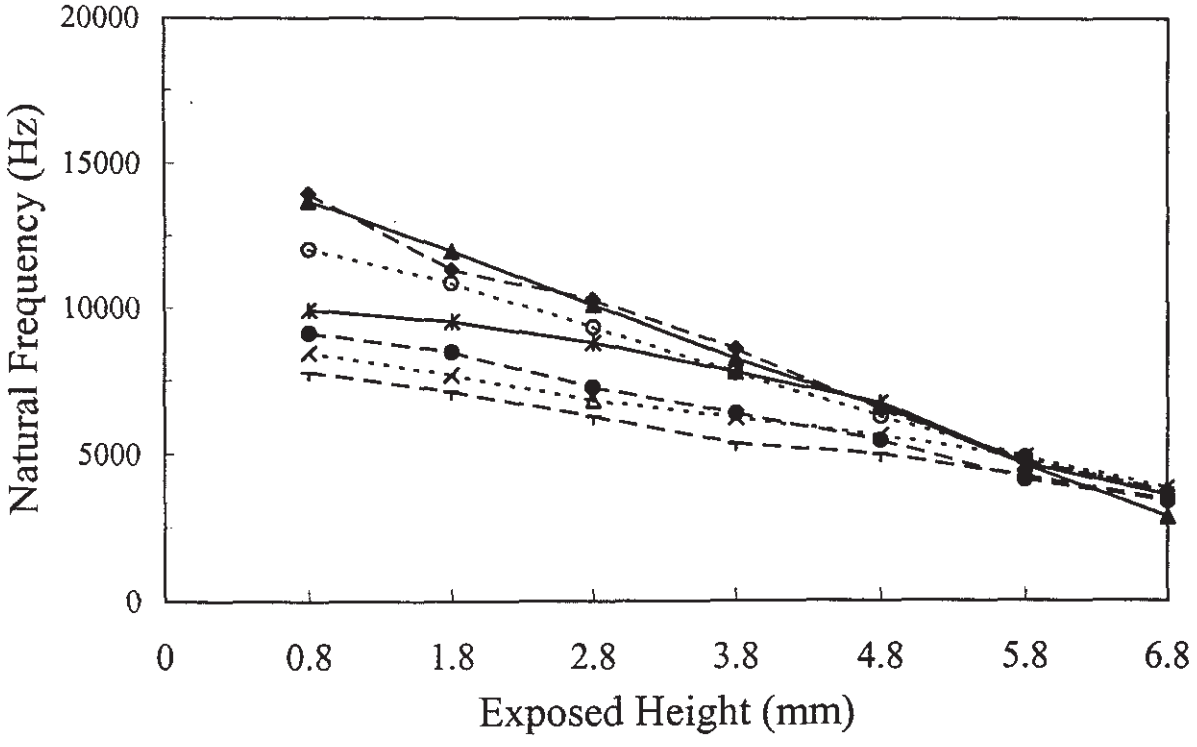

20000
15000
10000
5000
0
Natural Frequency (Hz)
0
0.8
1.8
2.8
3.8
4.8
5.8
6.8
Exposed Height (mm)

Fig. 4

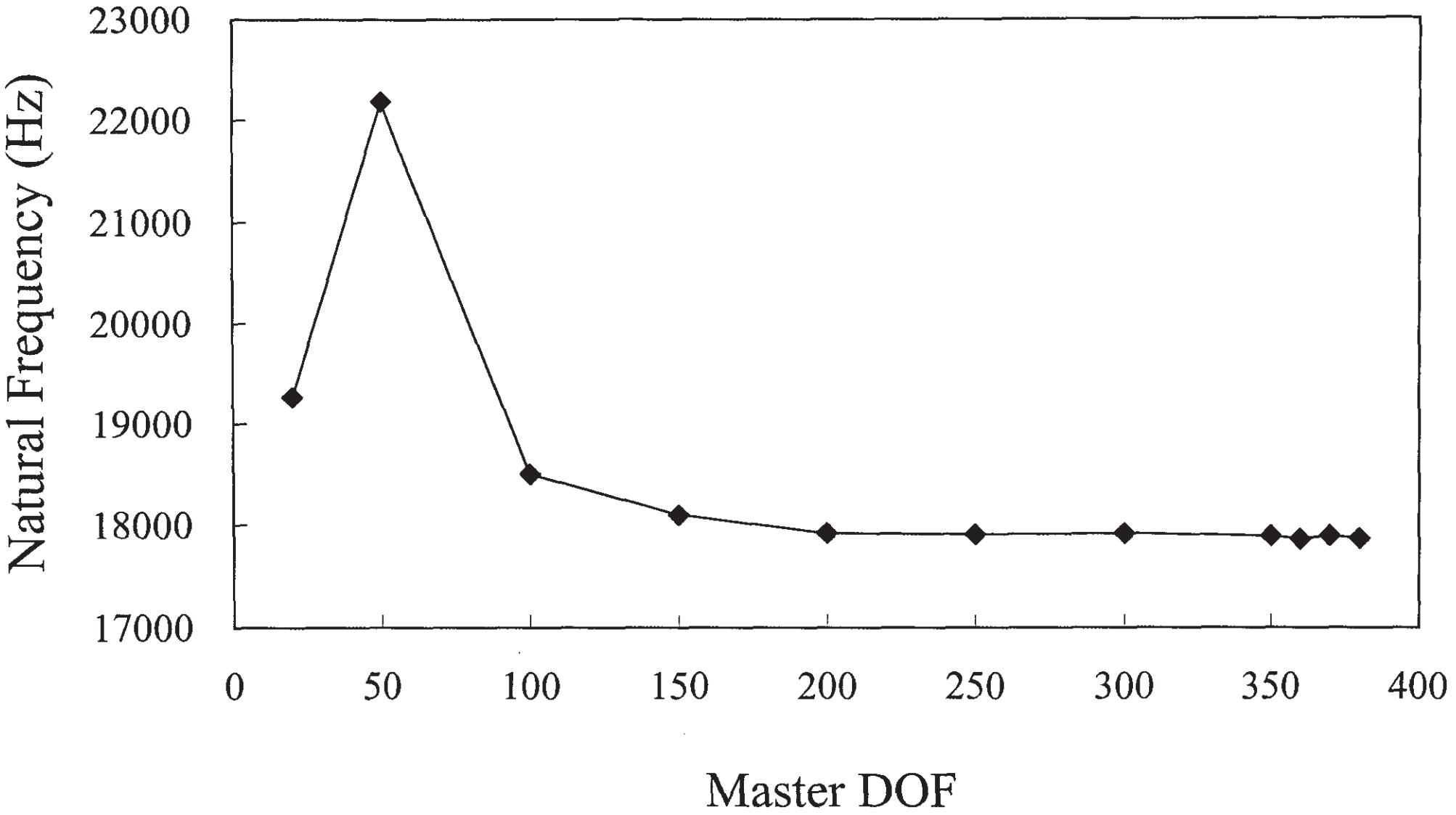
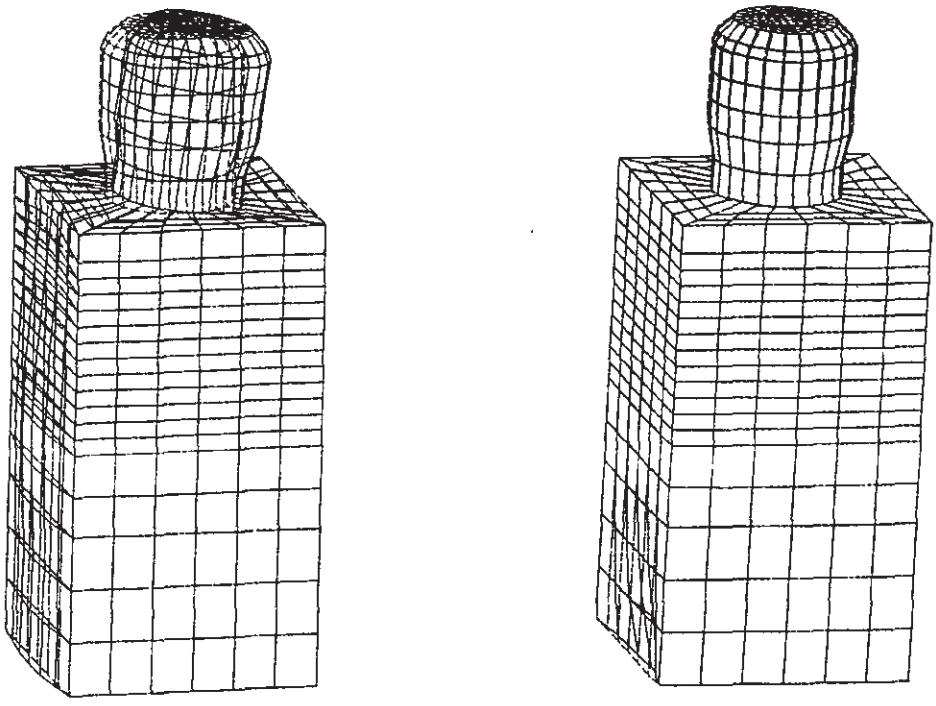

Natural Frequency (Hz)
23000
22000
21000
20000
19000
18000
17000
0
50
100
150
200
250
300
350
400
Master DOF

Fig 5.

fig6ab.jpg (2728x2016x256 jpeg)



A B

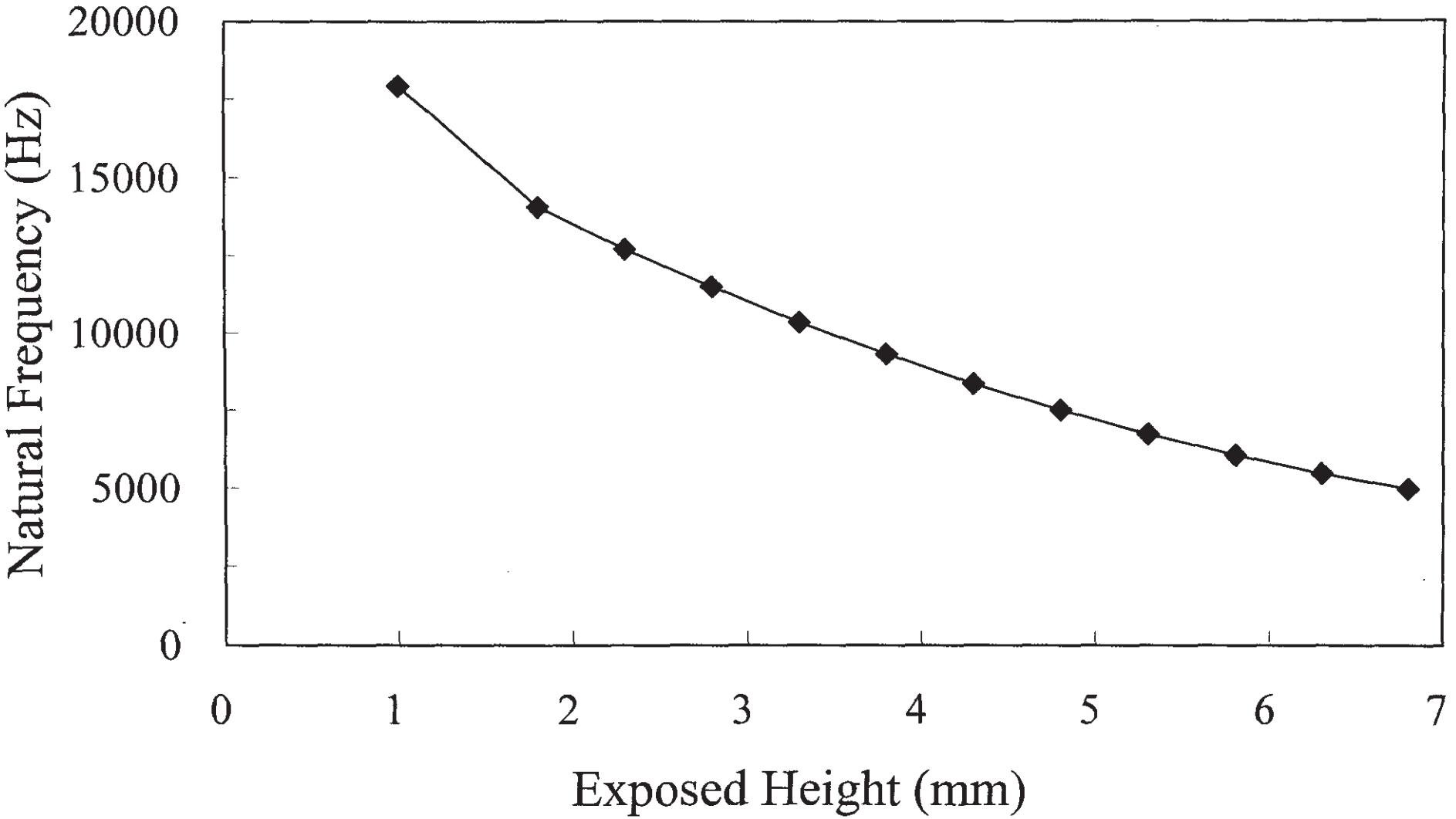

20000
15000
10000
5000
0
Natural Frequency (Hz)
0
1
2
3
4
5
6
7
Exposed Height (mm)

Fig 7.

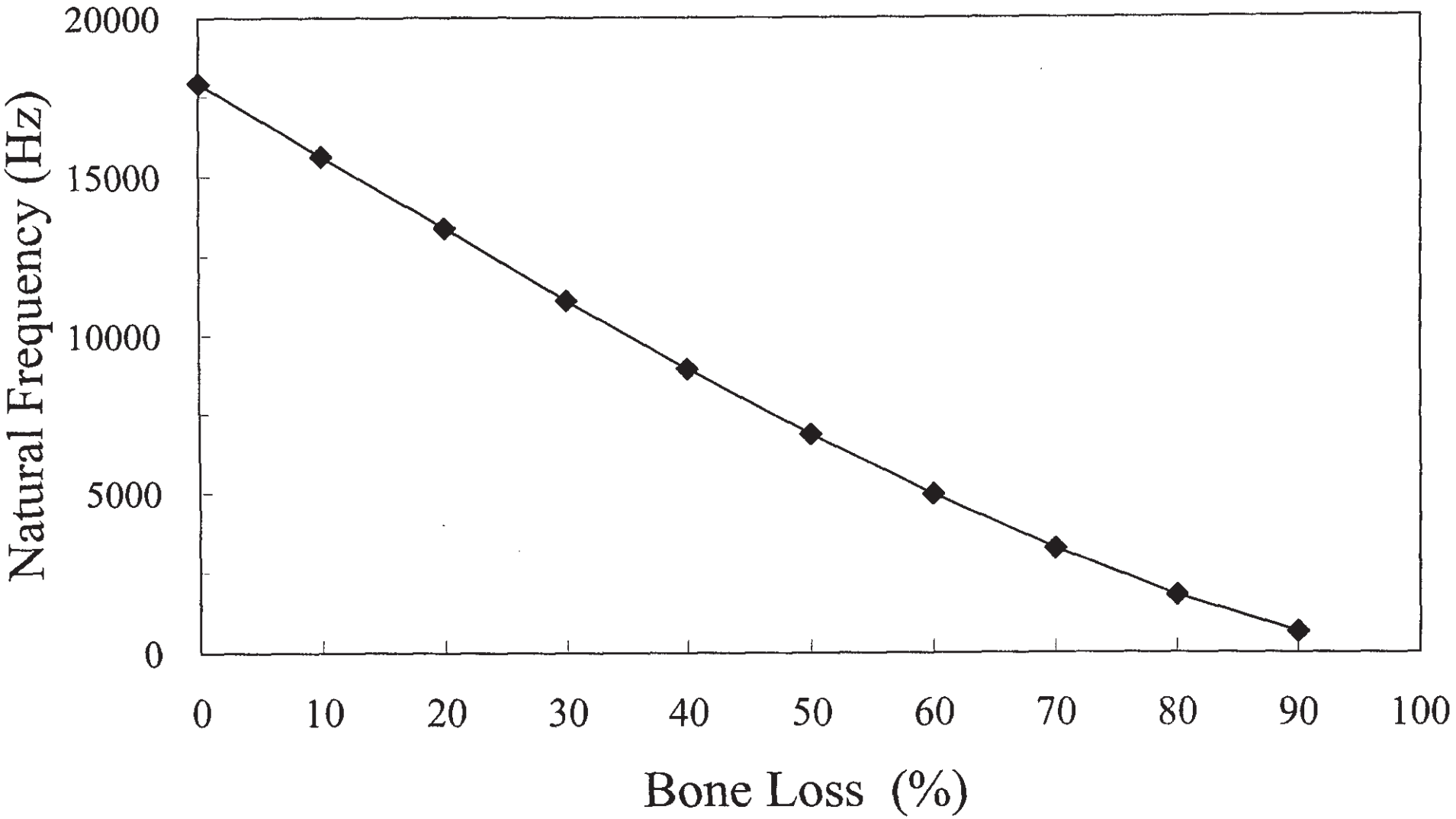

Natural Frequency (Hz)
20000
15000
10000
5000
0
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
Bone Loss (%)

Fig 8.