

# 行政院國家科學委員會補助專題研究計畫成果報告

## 牙髓黏彈特性對牙齒挫傷機轉之研究

計畫類別： 個別型計畫          整合型計畫

計畫編號：NSC 90 - 2314 - B - 038 - 038 -

執行期間：90年08月01日至91年07月31日

計畫主持人：黃豪銘(臺北醫學大學醫事技術學系)

共同主持人：李勝揚(臺北醫學大學口腔復健醫學研究所)

計畫參與人員：李豪富(臺北醫學大學口腔復健醫學研究所)

藍文謙(臺北醫學大學口腔復健醫學研究所)

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：臺北醫學大學醫事技術學系

中 華 民 國 91 年 10 月 8 日

# 牙髓黏彈特性對牙齒挫傷機轉之研究

## The effect of viscoelastic characteristics of pulp on the mechanisms of dental trauma

計畫編號：NSC 90-2314-B-038-038

執行期限：90年8月1日至91年7月31日

主持人：黃豪銘 臺北醫學大學醫事技術學系

共同主持人：李勝揚 臺北醫學大學口腔復健醫學研究所

計畫參與人員：李豪富 臺北醫學大學口腔復健醫學研究所

藍文謙 臺北醫學大學口腔復健醫學研究所

### 一、中文摘要

本研究是利用模測試法量測上顎中切齒整體結構的阻尼比，並將量測值代入動態有限元素分析的數值模型中，計算阻尼特性對上顎中切齒受到挫傷力量時，應力大小與分布的影響。並更進一步探討撞擊力的方向對牙齒斷裂的形成與延伸之機轉。

關鍵詞：齒挫傷、黏滯性、有限元素法

### Abstract

In this study, modal testing technique was carried out to measure the damping characteristics of upper central incisors. The measured data were used as a parameter for dynamic finite element analysis. The effects of the damping ratio on the stress distributions of tooth subjected to impact force were assessed. The mechanisms of the initiation and propagation of the fracture crack were discussed.

Keywords: dentotrauma, viscosity, finite element method

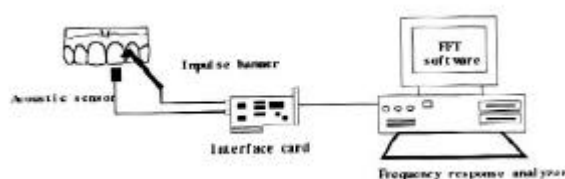
### 二、緣由與目的

口腔醫學領域中，牙齒受瞬間外力撞擊而產生的影響與傷害一直是個重要課題，也是許多牙醫師在臨床上經常會遇到的病例。然而對於撞擊方向對牙齒斷裂所可能造成的影響，卻未有科學化的證據。由於口腔內的牙齒一直是處於一個動態受力的環境中，所受的力量包括每天的咀嚼、吞嚥、齒列不整之矯正治療等。在這些力量環境中，牙齒及其周圍組織均會因受到不同的動態力量而有不同程度的組織與生理反應。在口腔醫學領域的分析應用上，目前雖已有利用有限元素分析自然牙受力的研究，但這些靜力學分析多假設牙齒為彈性體，而實際上牙齒的材料特性為一黏彈性體，因此將牙齒假設為彈性體之模擬亦不符合真實情形，將造成運算誤差與結果誤判。

因此本研究分為模態測試及有限元素法模擬兩部份。不但量測牙齒的結構阻尼係數，並探討牙齒結構內應力集中情形與傳導方式。

### 三、材料與方法

模態實驗之進行是選取台北醫學大學牙醫學系五年級及口腔復健醫學研究所學生共 15 名參與受測，經過初步檢查，受測者之牙周狀況良好，沒有牙齦發炎或齒槽骨喪失情形。取其上顎正中門牙 (n=30) 做模態測試，操作方式為利用衝擊槌作用一力於待測牙上，由一微小音頻麥克風擷取訊號(圖一)。



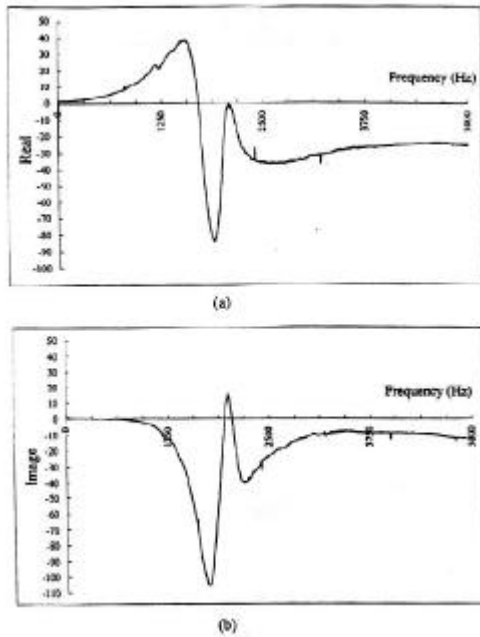
圖一 本研究之牙齒黏滯性量測系統

訊號經過快速傅立葉轉換成頻域圖後，由頻率響應的實部圖反曲點、虛部圖

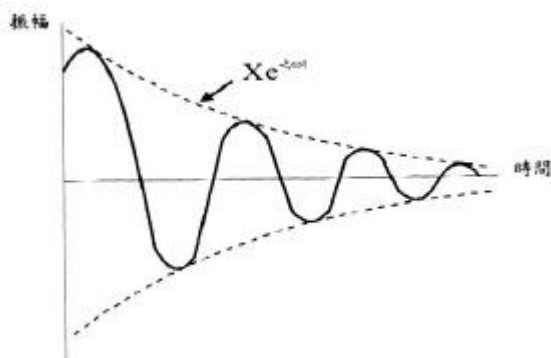
的最小值所對應的頻率值，判斷受測牙的自然頻率值(圖二)。並由時域圖上的訊號衰減圖形(圖三)，依下式分析其結構阻尼係數：

$$x = X e^{-\xi t}$$

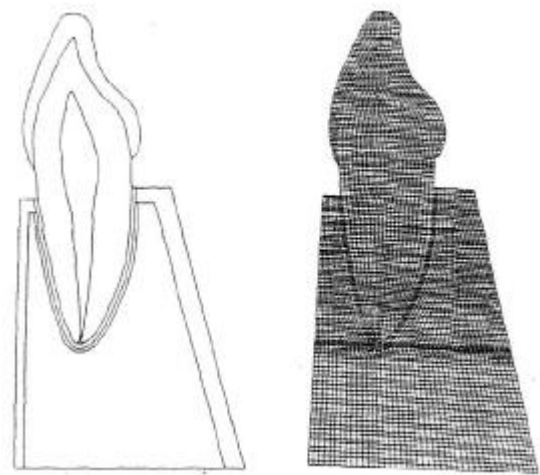
其中  $X$  為最大振動振幅， $\xi$  為受測牙的阻尼比， $\omega$  為共振角頻率， $t$  為振動時間。因此只要量測受測牙齒受瞬時力量後的共振振幅變化，即可得知受測牙的阻尼比。



圖二 受測牙齒受衝擊力量後之頻域響應  
(a)為實部，(b)為虛部。



圖三 受測牙齒受衝擊力量後之時域訊號衰減情形



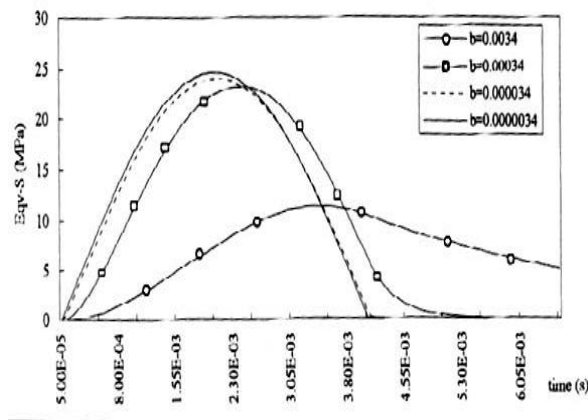
圖四 本研究所建立的有限元模型

本研究所使用的有限元模型為上顎正中門牙之正矢狀面的二維平面應變模型(圖四)。幾何結構是採用真實牙齒的切面影像，牙齒的解剖型態數值則來自統計平均值。建構後的模型包括牙釉質、牙本質、牙髓、牙周韌帶、齒槽骨、緻密骨、及海綿骨七個部份，節點總數為 5373，單元總數為 5274。界面與邊界條件設定齒槽骨的最底層節點之位移為零。各部位所採用的材料性質，均是參考已發表之學術論文。在黏彈性質方面，由於牙齒各部位之阻尼係數仍未被確切量測過，因此本模型中，假設牙齒與骨系統為一複合材料，將結構阻尼係數代入整體模型中。所輸入的結構阻尼係數分別為：0.0034，0.00034，0.000034（此為體內實驗數值）與0.0000034。將一最大值 800 牛頓，作用時間 4.0 ms 的動態正弦力施加於齒冠中點，並與齒槽骨水平部分夾角 45 度，取牙冠唇側近施力點附近之點做等效應力分析，並與相同位置、角度，但固定為 800 牛頓施力的靜力學分析結果做比較，以探討阻尼效應對應力分析的影響。

#### 四、結果與討論

將不同的結構阻尼係數代入模型中，朝牙根方向施力於齒冠中點，計算牙齒內近施力點附近，等效應力產生的最大值與產生的時間，結果發現應力值的大小會因不同的結構阻尼係數而改變。其中結構阻尼係數為 0.0000034 時，最大等效應力值為 24.6 MPa，發生的時間為 2.0 ms；當結

構阻尼係數為 0.0034 時，最大等效應力值為 11.3 MPa，發生的時間為 3.4 ms (圖五)。同樣的邊界條件下，靜力學分析的等效應力結果則較大，為 26.7 MPa (表一)。



圖五 不同阻尼係數下，最大應力的大小與發生的時間

表一 在不同結構阻尼係數下計算之等效應力與其最大值發生的時間

$\beta$ 值	等效應力(MPa)	發生時間(ms)
0.0034	11.3	3.40
0.00034	23.2	2.36
0.000034	24.0	2.05
0.0000034	24.6	2.00
靜態分析	26.7	--

由於牙齒及其周圍結構組織所表現的力學特性可以視為一具黏彈性的複合材料，由於黏滯性具有阻滯應力傳遞並以變形方式吸收外界能量而減少傷害的發生，因此為探討齒挫傷機轉時一重要的性質。自然牙阻尼比的量測，並未在文獻中有過相關研究，因此本研究之體內實驗部份可說是第一次量測出自然上顎中切齒及其周圍結構組織整體阻尼行為的研究。

在進行模態測試時，振動訊號是由麥克風接收，而未使用傳統的加速度規，這是因為目前技術的限制，加速度規的質量效應會造成相當大的誤差。且利用加速度規作為量測工具必須將其黏貼於牙齒表面，雖然可以減少空氣對振動訊號的阻尼效應，但是黏貼加速度規的物質—蠟—本身即為一黏性物質，對振動訊號亦有阻尼效應，且此效應不易校正，故本研究不採

用加速度規而使用麥克風來接收訊號。Lowet et al. (1)亦曾利用麥克風作為量測脛骨自然頻率的換能器，他們發現，使用麥克風接收訊號不但可以準確地量測脛骨的振動訊號，且可以有效地消除加速度規所帶來的質量效應誤差。

在應力分析方面，靜態力學分析的等效應力值較動態分析結果之最大等效應力值略高，而當動態分析時輸入之結構阻尼係數越小，其最大等效應力值與靜態分析的數值越接近(表一)。因為牙齒及周圍結構是兼具黏性體與彈性體的特性(2)，靜力學的分析因為忽略了阻尼效應，而完全以彈性體的性質來探討牙齒與周圍結構受力後的應力狀況，因此所求得的應力值有高估的情形。本研究所計算的中切齒阻尼比為 14.6 %，此值較金屬管的阻尼比(1%–7%) (3) 還高，由此可知牙齒的剛性係數比金屬管來得低，可能是因為其內的牙髓及牙周韌帶為軟組織，有較大的阻尼效應之故。結構阻尼係數的計算是利用阻尼比除以自然頻率而得(4)，阻尼比為黏彈性，而自然頻率則與物質剛性及質量相關，為一彈性體的重要性質，因此結構阻尼係數為一包含黏滯性與彈性的黏彈性質。由於上顎中切齒的自然頻率達到 1300Hz 以上(5)，因此雖然中切齒的阻尼比達到 14.6 %，但其結構阻尼係數卻只有 0.000034。

本研究的結果亦發現隨著結構阻尼係數的增加，有助於牙齒內最大應力值的下降，這是因為阻尼特性可以將外加的力量消抵，因此造成牙齒內的應力下降，此點可以證明從事可能發生牙齒傷害的運動時，配戴口腔護具的確有減少傷害發生的效應(6)。在產生最大應力值的時間方面，隨著結構阻尼係數的增加，可延後發生應力最大值的時間(圖五)，此為一緩衝作用，利用時間的延長使得能量不會在一瞬間釋放，因此可以降低破壞的情形。但是如前所述，由於上顎中切齒及其周圍組織所呈現的整體結構阻尼係數太小，所以不至於能大幅度地降低齒內應力集中現象。

## 五、參考文獻

- (1) Lowet G, Audekercke V, Perre VD, Geusens P, Dequeker J and Lammens J. The relation between resonant frequencies and torsional stiffness of long bones *in*

- vitro* validation of a simple beam model. J Biomech 1993; 26: 689-696
- (2) Watts D C. Elastic moduli and visco-elastic relaxation. J Dent 1994;22:154-158
  - (3) Petyt M. Introduction to finite element vibration analysis. Cambridge University Press UK. 1990; 387-389
  - (4) Rao SS. Mechanical vibrations. 2<sup>nd</sup> Ed. Addison-Wesley Inc. NY. 1990: 26-37
  - (5) Lee SY, Huang HM and Lin CY. In vivo and in vitro natural frequency analysis of periodontal conditions, an innovative method. J Periodontol 2000;71:632-640
  - (6) Chapman PJ. Concussion in contact sports and importance of mouthguards in protection. Aust J Sci Med Sport 1985; 17: 25-28

整體而言本研究成果能對臨床上所觀察到的現象，做出合理的詮釋，並因此對日後齒外傷預防與力學傳遞作用機轉的相關研究提供值得參考的有用資料。

## 六、計畫成果自評

本研究乃利用動態有限元素分析法將隨時間改變的動態瞬時力量作用在唇側牙冠上，來探討牙齒結構內應力集中情形與傳導方式，同時與靜態力學分析相互比較，且評估阻尼效應的影響，並進一步就撞擊力方向對牙齒所造成的影響做一系列探討。本研究獲得的結論有：

1. 上顎正中門牙的自然頻率與阻尼比可以經由模態測試法求得。自然頻率值為 1388.1 Hz，阻尼比為 14.6 %。
2. 阻尼效應在力學分析上，可以使最大等效應力值下降及產生最大應力值的時間延緩，對於因為撞擊所造成的牙齒傷害有緩和作用。
3. 靜態有限元分析無法完全模擬動態分析時產生最大等效應力反應時之情況。
4. 動態有限元分析可以得知牙齒受力後應力發生的情形及延伸狀況。

另有以下許多問題仍待更進一步的探討：

在阻尼比方面，若能分別測出牙齒各部位不同的阻尼比，將有助於瞭解應力在不同部位的傳遞情形。在有限元模型方面，中切齒本身仍具有些微形態上的不規則性，因此就分析結果的誤差度而言，其三維空間有限元模型之建立將有助於未來進一步之研究。