

人工顳顎關節周邊骨質重塑行為探討

Adaptive Bone Remodeling around Artificial Temporomandibular Joint Prosthesis

計畫編號：NSC 100-2221-E-039-009

執行期間：100年8月1日至101年7月31日

計畫主持人：許瑞廷 中國醫藥大學牙醫系 jthsu@mail.cmu.edu.tw

共同主持人：傅立志

一、中文摘要

顳顎關節是人體最重要的關節之一。文獻指出嚴重的顳顎關節病變則需要進行人工顳顎關節置換手術。過去探討人工顳顎關節的研究大多是臨床醫學報告，對於顳顎關節植入物本身或是植入後周邊骨質改變並沒有做深入的研究與分析。本研究主要目標：(1)探討在六種不同的咬合模式：incisal clench (INC), intercuspal position (ICP), right unilateral molar clench (RMOL), left unilateral molar clench (LMOL), right group function (RGF), 和 left group function (LGF)，對於人工顳顎關節植體與周邊骨質應力與應變的影響，(2)評估使用應力(*von Mises stress*)、應變(*von Mises strain*)、或應變能密度(*strain energy density*)和者適合作為評估人工顳顎關節置換手術後骨螺絲周邊骨頭骨質重塑的指標，並評估人工顳顎關節置換手術後，骨螺絲周邊骨質重塑的生物力學行為。電腦模擬結果顯示：(1)此六種不同咬合模式都不會造成人工植入物(人工顳顎關節或骨螺絲)破壞，並且 ICP 和 RMOL 咬合模式分別會造成皮質骨和鬆質骨有最大的應力數值。(2)若使用 *von Mises stress* 和 *von Mises strain* 做為評估骨質重塑的指標，會造成骨螺絲周邊骨質密度在經過單次或數次疊代後降低至零的不合理現象。若以 *strain energy density* 作為評估骨質重塑的指標，當經過50次模擬疊代後，固定人工顳顎關節莖的骨螺絲附近的皮質骨密度從原來的 1.508 g/cm^3 降低到 1.328 g/cm^3 ，降低幅度約有 11.9%，但對於鬆質骨，則會由原來的密度 0.75 g/cm^3 降低到 0.571 g/cm^3 ，降低幅度可達 23.9%。本研究結論指出，不同的咬合模式確實會明顯的影響人工顳顎關節及周邊骨質應力與應變的分佈。經過骨質重塑模擬後，人工顳顎關節骨螺絲周邊鬆質骨的骨密度降低量會大於皮質骨的密度降低量。

關鍵詞：人工顳顎關節、咬合模式、生物力學、骨質重塑、有限元素模擬

Abstract

The temporomandibular joint (TMJ) is an important joint of the human skeleton. Some patients with serious osteoarthritis, rheumatoid arthritis, psoriatic arthritis and ankylosis might be good candidates for the receiving a TMJ prosthesis. Most of the previous papers related to the TMJ have been clinical and case reports. The studies related to the biomechanical analysis of the artificial TMJ replacement and mandibular bone still rare. The objectives of this study were to: (1) evaluate the effect of different occlusal modes [incisal clench (INC), intercuspal position (ICP), right unilateral molar clench (RMOL), left unilateral molar clench (LMOL), right group function (RGF), and left group function (LGF)] on the TMJ prosthesis and the host mandibular bone using finite element (FE) simulation. (2) Bone remodeling theories based on three different indexes (effective stress, *von Mises* equivalent strain, and strain energy density) were employed combining with FE method to perform 50 remodeling iteration stages. From the FE simulation results: (1) the artificial implants (TMJ prosthesis and screws) can bear all occlusal modes without failure. The ICP and RMOL modes produced the highest *von Mises* stress on the cortical bone and cancellous bone. (2) The effective stress and *von Mises* equivalent strain not suitable indexes for evaluating bone remodeling due to the unreasonable bone density occurred after single or several iterations. Based on the index of strain energy density, after 50 times bone remodeling iteration, the bone density of cortical bone and cancellous bone reduced to 1.328 g/cm^3 and 0.75 g/cm^3 from 1.508 g/cm^3 and 0.750 g/cm^3 , respectively. To conclude, the stress and strain distribution of TMJ prosthesis and host bone significantly affected by the occlusal mode. The bone density reduction of cancellous bone much larger than cortical bone based on the bone remodeling simulation.

Keywords: Artificial temporomandibular joint prosthesis; biomechanics; bone remodeling; finite element simulation

二、前言與目的

顫顎關節 (TMJ; Temporomandibular Joint) 是人體最重要的關節之一，主要掌管人類咀嚼、咬合及說話等重要的功能。在美國約有三千萬人口有顫顎關節障礙的病變 (Wolford et al., 2003; Wolford et al., 2003)。通常治療的方式為：生活習慣修正、咬合板治療、咬合調整、物理治療、肌肉放鬆治療、藥物治療、及手術治療，大多可以成功完成治療 (Speculand et al., 2000)。但是對於較嚴重的病變 (如：關節黏連、腫瘤、嚴重性關節炎...等) 則無法由上述治療方式來改善原有的問題，此時需進行人工顫顎關節 (Artificial temporomandibular joint) 置換手術。影響全人工顫顎關節手術成功與否的因素很多，在 2002 年 van Loon et al. 列出了 11 點清楚的定義 (van Loon et al., 2002)，這些因素不只包含了置換人工顫顎關節後下顎具有原有的功能性動作。更說明了必須可使用 20 年以上不至造成周邊骨質嚴重流失而造成植體鬆脫的長期成功率，才算是成功的人工顫顎關節。因此瞭解進行人工顫顎關節置換手術後，植體周邊的骨質重塑影響是非常重要的議題。

在人工顫關節 (Huiskes et al., 1987; Huiskes et al., 1989; Weinans et al., 1994; Draenert et al., 2005; Seral et al., 2005; Behrens et al., 2009) 和人工牙根 (Lian et al., ; Lin et al., ; Tabata et al., ; Teixeira et al., ; Mellal et al., 2004; Li et al., 2007; Eser et al., 2009; Lin et al., 2009) 植入手術後，植體周圍的骨質和骨量流失現象是很普遍的。在一百多年前 Wolff's law 就指出骨頭的生長方式會和所承受的外力有關 (Greer 1993; Mullender and Huiskes 1995; Frost 2004)。當骨頭在正常受力的情況下，骨骼細胞中將所偵測到的負荷狀態轉變為生理訊號，會刺激骨骼內負責骨生成的成骨細胞 (osteoblast) 和溶解骨質的噬骨細胞 (osteoclast) 活性，使兩者細胞在不斷的調節下達到動態平衡。然而當骨骼承受不正常的受力狀態，及可能使原本平衡的狀態產生失衡的現象，而出現骨質流失 (bone resorption) 或骨質增生 (bone formation) 的情況產生 (Greer 1993; Mullender and Huiskes 1995; Frost 2004)。在植入人工植入物後，會破壞原本骨骼正常受力的狀態，而使得植體周圍骨骼產生骨質重塑 (bone remodeling) 的現象，若以人工牙根植體為例，人工牙根在周邊骨質產生骨質吸收的現象，導致骨量流失，最後造成植體不穩定而失敗。因此骨質重塑機制對於植體的存活率扮演著重要的因素。

近年來有許多學者嘗試利用數學方程式將骨骼所受到力學負荷造成的刺激參數作為評估骨質重塑的指標，如：等效應力 (effective stress)、應變 (von Mises strain)、應變能密度 (strain energy

density) 等。通常假設當骨質承受正常範圍的力學刺激狀況下，會保持在動態平衡的狀態，也就是生成骨質的速度和溶解骨質的速度相近，此時骨質密度不會產生變化，此一正常的範圍稱為死區 (dead zone) (Prendergast and Taylor 1994)，而當骨質承受的外力刺激超過死區的範圍，則達到失衡狀態，此時骨質便會開始增加或是吸收，學者列出刺激指標大小與骨質重塑的關係如圖 1. 所示。

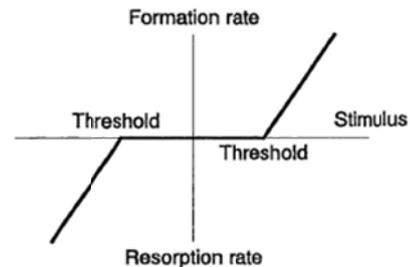


圖 1. Huiskes et al 於 1995 年提出的骨質重塑示意圖 (Huiskes and van Rietbergen 1995)。

以往的研究論文中，學者們利用應力、應變、應變能密度... 等不同評估骨質重塑的指標來模擬人工顫關節、人工牙根手術後植體周圍骨質改變的研究相當多，但至今並無探討人工顫關節置換手術後，植體周圍骨質重塑的論文或報告。因此本研究主要目標：(1) 先瞭解人工顫關節在不同的咬合模式下，人工顫關節植體與周邊骨質應力與應變分佈的行為，(2) 評估使用應變、應力與應變能密度和者適合作為評估人工顫關節置換手術後植體周邊骨質重塑的指標，並評估人工顫關節置換手術後，周邊骨質骨質重塑的生物力學行為。

三、材料與方法

3.1 下顎與人工顫關節莖有限元素模型建立

參照以往的研究，利用電腦斷層掃描資料建立三維頭骨和下顎骨之有限元素模型。取得目前臨床常用之全人工顫關節 [Christensen prosthesis (TMJ Inc, Golden, CO, USA)] 建立三維電腦模型：利用繪圖軟體 (Solidworks) 將人工顫關節莖利用布林運算“虛擬”植入下顎及顫骨中，模擬實際手術植入的位置。根據之前所發表的文獻指出三隻非共線的固定骨螺絲可以達到最佳的固定效果 (Hsu et al., 2011)，本研究計畫選用三隻骨螺絲來做為未來要探討不同咬合模式及骨質重塑的模型。將幾何模型轉入有限元素模擬軟體 (ANSYS Workbench) 中進行網格鋪設 (圖 2)。模型中皮質骨、鬆質骨、人工顫關節莖以及骨螺絲的材料性質都假設為線性彈性、等向性的材質 (表 1)，植體和所有物件 (人工顫關節莖、下顎骨、骨螺絲) 介面骨頭介面為 bonding interface。

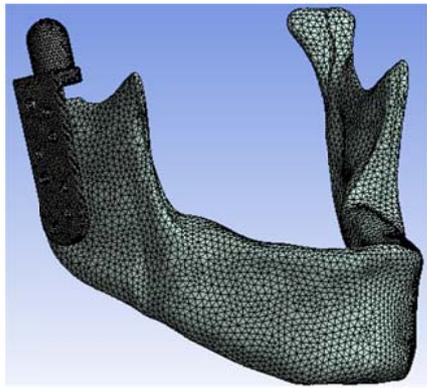


圖 2. 有限元素模型圖。

表 1. 有限元素模型中顎骨與三種不同人工顳顎關節植體材料性質

	Elastic modulus (MPa)	Poisson ratio	Reference
Cortical bone	13,000	0.3	(Tada et al., 2003; Oguz et al., 2009)
Cancellous bone	1600	0.3	(Hsu et al., 2011)
Stem (CoCrMo alloy)	210,000	0.3	(Kashi et al.,)
Screw (Ti alloy)	117,000	0.3	

3.2 不同咬合模式探討

本年度研主要模擬的力量負載是參考 Koriotoh et al. (Koriotoh and Hannam 1994)(表 2.與 3) 並作修正，本研究模擬了下列六種不同動作下：incisal clench (INC), intercuspal position (ICP), right unilateral molar clench (RMOL), left unilateral molar clench (LMOL), right group function (RGF), 與 left group function (LGF)時。因為要將模擬複雜的肌肉模式，因此在下顎骨模型上利用電腦繪圖軟體虛擬切割出了不同的面積作為肌肉施力的附著區域，也就是在下顎兩側各別模擬六條肌肉群：Superficial Masseter, Deep Masseter, Medial Pterygoid, Anterior Temporalis, Middle Temporalis, Posterior Temporalis (圖 3.)。

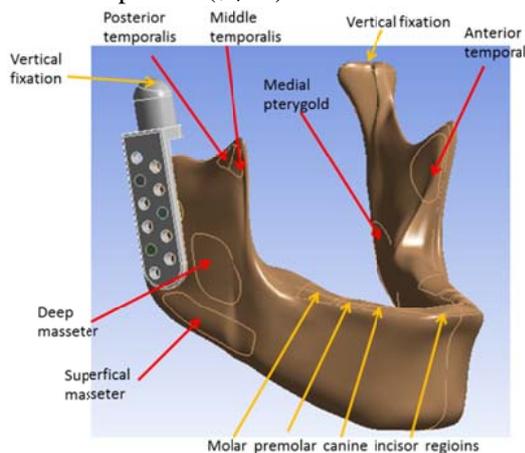


圖 3. 有限元素模型中 Loading and boundary conditions 的區域，下顎兩側各別模擬六條肌肉。

3.3 骨質重塑理論指標選用與骨質重塑模擬分析評估

骨質重塑理論流程如圖 4.所示。此部份藉由 2.2 節的模擬結果，選定六種不同咬合模式中的 ICP

作為探討植入人工顳顎關節後，周邊骨質重塑的負載條件。也就是先進行一次性的有限元素求解 (single run), 接著再進行骨質重塑理論判斷方程式進行 50 次的疊代模擬。

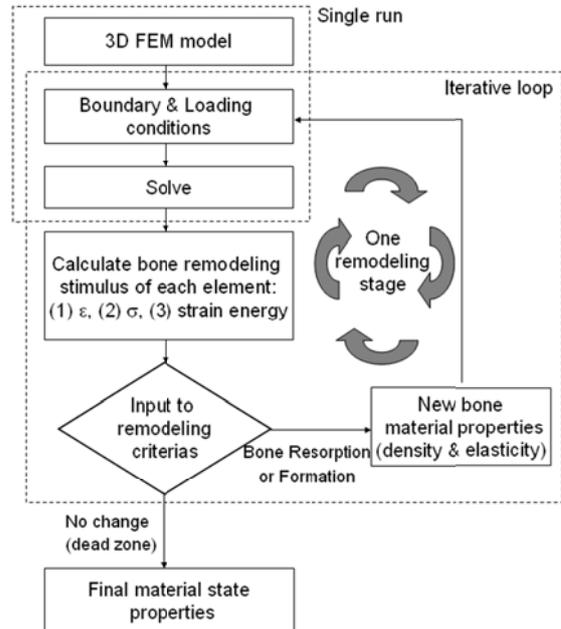


圖 4.有限元素模擬結合骨質重塑理論流程圖。

本研究計畫參照 Mellal et al.(Mellal et al., 2004)研究，選用三種不同評估骨質重塑之指標：等效應力(effective stress), 應變(von Mises strain), 應變能密度(strain energy density)。在以往骨科領域(人工髖關節、膝關節)的骨質重塑相關研究中，由於以往骨科領域的骨質重塑理論中，都是依照 wolff law 的理論進行：骨頭在受力處會刺激骨質生長，骨密度提高。在不受力處會骨質流失，骨密度降低。但在人工牙根植體領域中，有可能會因為受到過大的力量造成 overloading 而產生再吸收的現象。因為以往沒有任何研究探討人工顳顎關節骨質重塑的機轉，因此並不知道是否人工顳顎關節莖周圍的骨質重塑是否也和人工牙根植體一樣有 overloading 的區域，因此先假定具有過渡負荷(overloading)會造成骨萎縮的現象進行模擬。在骨質重塑理論方程式中的生理參數及刺激指標範圍給訂方面，本計畫參考 Mellal et al 於 2004 年 (Mellal et al., 2004)所發表研究中的數值。

3.3.1 以等效應力作為刺激指標

在 Carter et al. (Carter et al., 1987; Carter et al., 1989)學者以等效應力(effective stress, ψb)作為刺激指標，在方程式中生理參數 B 設定為 1，而 s 設定為 10%，因此死區範圍設定為 $42.3 \leq \psi b \leq 51.7$ ，而 $\psi b \geq 82.7$ 時，則會造成過渡負荷情況，方程式如下所示：

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = \begin{cases} B(\psi_b - 42.3) & \text{if } \psi_b < 42.3 \\ 0 & \text{if } 42.3 \leq \psi_b \leq 51.7 \\ B(\psi_b - 51.7) & \text{if } 51.7 \leq \psi_b \leq 82.7 \\ B(82.7 - \psi_b) & \text{if } \psi_b > 82.7 \end{cases}$$

3.3.2 以應變作為刺激指標

在 Frost et al. (Frost 1994) 提出以應變 (*von Mises strain*, ε) 作為刺激指標，在方程式中生理參數 B 為 1，而死區 (dead zone) 之範圍訂為 $100 \leq \varepsilon \leq 2500$ ，而當 $\varepsilon \geq 4000$ 時，則會造成過渡負荷情況，方程式如下所示：

$$\frac{\partial E}{\partial t} = \begin{cases} B(\varepsilon - 100) & \text{if } \varepsilon \leq 100 \\ 0 & \text{if } 100 \leq \varepsilon \leq 2500 \\ B(\varepsilon - 2500) & \text{if } 2500 \leq \varepsilon \leq 4000 \\ B(4000 - \varepsilon) & \text{if } \varepsilon \geq 4000 \end{cases}$$

3.3.3 以應變能密度作為刺激指標

在 Huiskes et al. (Huiskes et al., 1987) 學者以應變能密度 (*strain energy density*) 作為刺激指標，在方程式中生理參數 B 設定為 $1 \text{ (g/cm}^3\text{)}^2/\text{MPa}$ ， s 設定為 10%， k 設定為 0.004J/g ，因此死區範圍界定為 $0.0036 \leq U/\rho \leq 0.0044$ ，當應變能密度 ≥ 0.00704 時，會造成過渡負荷情況，方程式如下所示：

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = \begin{cases} B\left(\frac{U}{\rho} - 0.0036\right) & \text{if } \frac{U}{\rho} < 0.0036 \\ 0 & \text{if } 0.0036 \leq \frac{U}{\rho} \leq 0.0044 \\ B\left(\frac{U}{\rho} - 0.0044\right) & \text{if } 0.0044 \leq \frac{U}{\rho} \leq 0.00704 \\ B\left(0.00704 - \frac{U}{\rho}\right) & \text{if } \frac{U}{\rho} > 0.00704 \end{cases}$$

利用此種不同刺激指標方程式，套入有限元素模擬軟體中來模擬在不同參數條件下骨質流失或增加的程度及速度，主要是採用有限元素模擬軟體中提供之參數畫語言設計 (ANSYS parametric design language) 進行整合。模擬骨質重塑的過程方法中，簡單的說為運用迴圈方式進行疊代模擬，先經由靜態 (一次) 性的負載條件和施力條件求解，再由跑出來的結果中挑出每個元素的刺激指標 (等效應力、應變、應變能密度)，帶入各自的“模擬骨質重塑的方程式中 (如上面三組方程式)”，藉由計算出每個元素之骨質密度改變量 (增加、流失或是平衡)，再配合骨質密度和彈性係數成特定的關係 (彈性係數 = $3790 \times$ 骨密度的三次方， $E = 3790 \times \rho^3$) (Carter et al., 1987; Carter et al., 1989) 可求得每一元素的新的材料性質 (彈性係數)，而完成一次疊代分析 (one stage)，經由多階段疊代分析即可模擬出骨質重塑的結果。當模擬骨質重塑迴圈跑至每個元素都不再有骨密度的變化時則停止，或到設定的 50 次疊代模擬分析。本研究將進行以 ICP 咬合模式下，進行 50 次疊代模擬分析，針對三隻固定的骨螺絲附近的皮質骨 (圖 5.) 和鬆質骨 (圖 6.)

3 mm 距離內的區域進行骨質重塑探討。

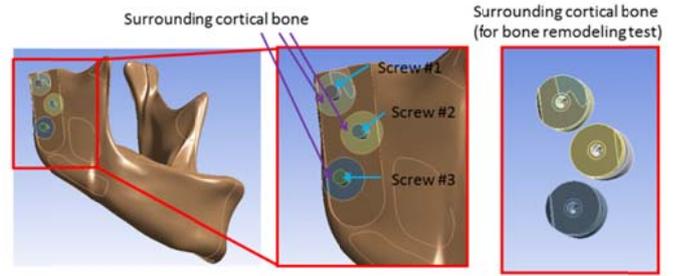


圖 5. (左) 三隻骨螺絲與下顎模型；(中) 局部近照；(右) 進行骨質重塑的皮質骨區域。

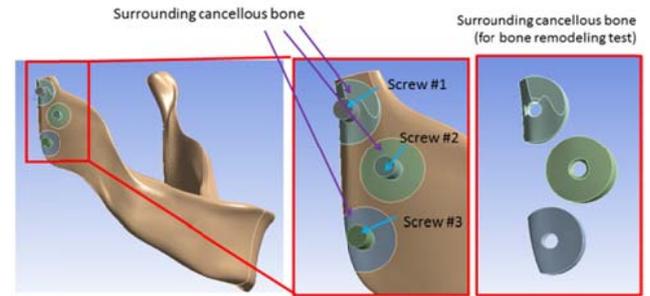


圖 6. (左) 三隻骨螺絲與下顎模型；(中) 局部近照；(右) 進行骨質重塑的鬆質骨區域。

四、結果與討論

4.1 不同咬合模式對於人工顳顎關節及周邊骨質應力與應變分析

模擬結果顯示，六種不同咬合動作下 INC, ICP, RMOL, LMOL, RGF, 與 LGF 咬合動作下，人工顳顎關節與周邊骨質應力應變分析數值如表 2. 所示。從模擬結果可知，LMOL 咬合動作下，人工顳顎關節莖 (stem) 會受到最大的 *von Mises stress* (163.1 MPa)，比最小的 RMOL (43.9 MPa) 大了約四倍左右，不縱使如此，也遠低於人工顳顎關節莖材質 (CoCrMo alloy) 的結構強度，因此不會有植體斷裂或破壞的可能性發生。而三隻不同固定的螺絲，在 INC、ICP 與 LGF 都是以最上面的螺絲 screw #1 有最大的 *von Mises stress*，screw #2 有最小 *von Mises stress*。而 LMOL 則是 screw #2 有最大的 *von Mises stress*。由此可知不同的咬合模式，會造成三隻固定的螺絲有不同順序的應力大小分配值。在這六種不同咬合模式下，最大的 *von Mises stress* 發生在 ICP 的最上面這隻螺絲 screw #1 時，也只有 20.6 MPa，同樣遠低於骨螺絲本身的強度，因此亦不會有斷裂情況發生，但對於疲勞力學的累積，則必須在進行深入探討。對於此六種不同咬合模式下，皮質骨與鬆質骨發生最大應力分別是 ICP 與 RMOL，分別是 79.5 MPa 與 5.432 MPa。而皮質骨與鬆質骨發生最小應力分別是 RMOL 與 LGF，分別是 29.2 MPa 與 29.2 MPa。由此可知不同的咬合模式有可能造成表層的皮質

骨或是內部的鬆質骨有不同應力的表現，因此得分開討論。

表 2. 六種不同咬合模式下，人工顳顎關節與周邊骨質應力應變分析數值

LOADING CONDITION TYPE	IK	KIP	RMOL	LMOL	RP	LP
TEEM_Total Deformation (mm)	7.734E-02	7.481E-02	2.777E-02	1.970E-01	7.002E-02	7.532E-02
TEEM_Equivalent Stress (MPa)	58.792	12.452	43.871	153.132	67.524	53.594
TEEM_Equivalent Elastic Strain	2.709E-04	6.794E-04	2.295E-04	7.709E-04	3.215E-04	2.552E-04
Cortical_Total Deformation	5.148	4.139	3.292	3.354	5.155	3.019
Cortical_Equivalent Stress	35.351	79.553	57.006	45.234	29.222	34.947
Cortical_Equivalent Elastic Strain	2.799E-03	6.116E-03	4.335E-03	3.483E-03	2.246E-03	2.686E-03
Cancellous_Total Deformation (mm)	5.148	4.139	3.292	3.354	5.155	3.019
Cancellous_Equivalent Stress (MPa)	2.146	4.892	3.542	2.802	2.419	1.891
Cancellous_Equivalent Elastic Strain	1.345E-03	3.119E-03	3.339E-03	1.350E-03	1.511E-03	1.182E-03
Screw_1_Equivalent Stress (MPa)	11.389	20.647	9.342	15.887	18.800	11.820
Screw_2_Equivalent Stress 2 (MPa)	6.850	16.182	9.894	18.193	10.006	6.462
Screw_3_Equivalent Stress 3 (MPa)	3.896	15.955	12.526	16.239	6.771	3.647
Screw_1_Orthocortical bone v< stress (Mpa)	2.952	4.754	3.441	7.265	3.789	2.838
Screw_1_Orthocortical bone v< strain (Mpa)	2.270E-04	3.018E-04	2.847E-04	5.427E-04	2.458E-04	2.185E-04
Screw_2_Orthocortical bone v< stress (Mpa)	3.308	1.022	0.279	0.949	1.503	0.313
Screw_2_Orthocortical bone v< strain (Mpa)	1.924E-04	6.283E-04	1.742E-04	4.035E-04	6.585E-04	1.959E-04
Screw_3_Orthocortical bone v< stress (Mpa)	4.075	1.937	3.532	6.263	2.401	3.953
Screw_3_Orthocortical bone v< strain (Mpa)	3.119E-04	4.344E-04	2.716E-04	4.697E-04	1.692E-04	3.025E-04
Screw_1_Orthocancellous bone v< stress (Mpa)	0.293	0.527	0.404	0.900	0.344	0.295
Screw_1_Orthocancellous bone v< strain (Mpa)	1.823E-04	3.291E-04	2.527E-04	3.499E-04	2.115E-04	1.846E-04
Screw_2_Orthocortical bone v< stress (Mpa)	2.282	1.874	2.433	2.724	1.346	2.275
Screw_2_Orthocortical bone v< strain (Mpa)	1.754E-04	2.790E-04	1.911E-04	2.133E-04	1.750E-04	1.750E-04
Screw_3_Orthocancellous bone v< stress (Mpa)	0.3182	0.9889	0.29429	0.48119	0.23234	0.31147
Screw_3_Orthocancellous bone v< strain (Mpa)	1.980E-04	3.091E-04	2.454E-04	3.079E-04	1.452E-04	1.847E-04

骨質重塑理論指標選用與骨質重塑模擬分析評估以等效應力作為刺激指標

在 ICP 咬合模式下，經過有限元素疊代模擬分析時，發現會有部分骨螺絲附近的鬆質骨元素在經過單次模擬所計算出的骨質密度改變量會大於原本鬆質骨的骨密度，也就是造成經過單次模擬後部分鬆質骨的骨密度會變成不合理的負值，造成模擬終止，因此本研究參照以往文獻提出的以等效應力作為探討骨質重塑理論的方程式數值，在人工顳顎關節上並不合理，所以本研究不針對以等效應力作為刺激指標之結果進行探討。

以應變作為刺激指標

使用應變作為刺激骨質重塑理論的指標，雖不會經過單次及造成骨密度降低至零的不合理情況發生，不過會在 10 次疊代後造成部分元素的鬆質骨密度衰減為原先的一半，並且在 24 次疊代後也會造成骨密度成為負值，使得模擬無法收斂導致模擬失敗，所以本研究同樣不針對以應變作為刺激指標之結果進行探討。

以應變能密度作為刺激指標

以應變能密度作為評估骨質重塑的指標，經過 50 次的疊代模擬電腦計算後，並不會發生像以等效應力或是應變作為評估骨質重塑指標時，骨密度降到不合理的負值現象產生。表 3 與表 4 分別列出了經過不同疊代次數(10, 20, 30, 40 和 50 次)後，三隻骨螺絲附近的皮質骨與鬆質骨的彈性係數以及密度數值(圖 7-9)。模擬結果可知，不論是皮質骨或是鬆質骨的骨密度都會與疊代次數成線性關係降低，當疊代到五十次的時候，皮質骨密度從原來的 1.508 g/cm³ 降低到 1.328 g/cm³，降低幅度約有 11.9%，但對於鬆質骨，則會由原來的密度 0.75 g/cm³ 降低到 0.571 g/cm³，降低幅度達 23.9%，因此可知當以骨螺絲固定人工顳顎關節莖時，骨螺絲周圍附近的鬆質骨會因為骨質重塑而

顯著地降低骨質密度，降低的幅度會比外層的皮質骨層多。

表 3. 三隻骨螺絲附近皮質骨與鬆質骨經過 10, 20, 30, 40, 和 50 次疊代後的彈性係數。

Iteration no.	Cancellous bone			Cortical bone		
	Screw #1 screw	#2 Screw #3		Screw #1 screw	#2 Screw #3	
0	1600.0	1600.0	1600.0	13000.0	13000.0	13000.0
10	1380.6	1381.2	1380.6	12092.0	12092.0	12092.0
20	1182.1	1183.2	1182.2	11227.0	11227.0	11226.0
30	1003.7	1005.1	1003.8	10404.0	10405.0	10404.0
40	844.2	845.8	844.3	9622.1	9623.3	9621.9
50	702.6	704.2	702.7	8880.7	8882.0	8880.5

unit: Mpa

表 4. 三隻骨螺絲附近皮質骨與鬆質骨經過 10, 20, 30, 40, 和 50 次疊代後的骨密度。

Iteration no.	Cancellous bone			Cortical bone		
	Screw #1 screw	#2 Screw #3		Screw #1 screw	#2 Screw #3	
0	0.750	0.750	0.750	1.508	1.508	1.508
10	0.714	0.714	0.714	1.472	1.472	1.472
20	0.678	0.678	0.678	1.436	1.436	1.436
30	0.642	0.642	0.642	1.400	1.400	1.400
40	0.606	0.607	0.606	1.364	1.364	1.364
50	0.570	0.571	0.570	1.328	1.328	1.328

unit: g/cm³

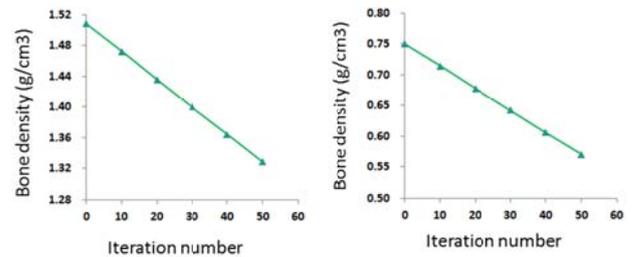


圖 7. Screw #1 附近皮質骨(左)與鬆質骨(右)在不同疊代次數下骨質密度最大值。

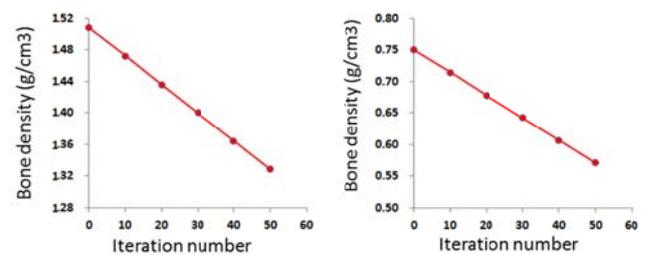


圖 8. Screw #2 附近皮質骨(左)與鬆質骨(右)在不同疊代次數下骨質密度最大值。

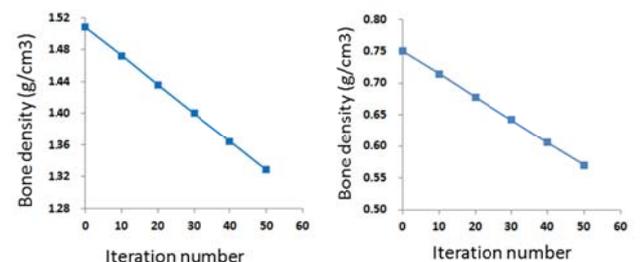


圖 9. Screw #3 附近皮質骨(左)與鬆質骨(右)在不同疊代次數下骨質密度最大值。

雖然本研究已指出使用 strain energy density

位最適合用來評估植入人工顳顎關節後，探討骨螺絲周邊骨質骨質重塑的指標，但在骨質重塑模擬方程式中的生理參數以及死區範圍數值目前並沒有針對人工顳顎關節的臨床研究，因此本研究是參考以往人工髖關節或人工牙根領域的參數設定，有可能會與人工顳顎關節莖植入處之顎骨骨生理反應有所差異，也可能會限制了模擬的準確性。並且本研究選取了 50 次疊代來觀察骨質重塑的現象，此點也沒有臨床報告的數據，並不曉得每次疊代大約是模擬臨床多久的時間，也就是無法找出疊代模擬次數和真實時間的相關性。另外本研究目前是假設所有的物件(骨頭和植入物)介面都是 bonding interface，和人工顳顎關節莖剛植入顎骨時還沒進行骨整合效果前的 contact behavior 是有些差異，因此未來研究可先針對植體與骨頭介面是 contact 模式，再進行骨質重塑分析，相信會得到更接近臨床現象的結果。

五、結論

經由有限元素模擬分析，本研究結論如下：

- [1] 此六種不同咬合模式[incisal clench (INC), intercuspal position (ICP), right unilateral molar clench (RMOL), left unilateral molar clench (LMOL), right group function (RGF), left group function (LGF)]都不會造成人工植入物(顳顎關節和骨螺絲)破壞的可能，並且 ICP 和 RMOL 分別會造成皮質骨和鬆質骨有最大的應力數值。
- [2] 若使用 *von Mises* stress 和 *von Mises* strain 做為評估骨質重塑的指標，會造成螺絲周邊骨密度在數次疊代後降低至零的不合理現象。而若以 strain energy density 作為評估骨質重塑的指標，當經過數十次模擬疊代後，固定人工顳顎關節莖的骨螺絲附近的皮質骨密度從原來的 1.508 g/cm^3 降低到 1.328 g/cm^3 ，降低幅度約有 11.9%，但對於鬆質骨，則會由原來的密度 0.75 g/cm^3 降低到 0.571 g/cm^3 ，降低幅度可達 23.9%。也就是經過骨質重塑數學理論疊代後，骨螺絲周邊鬆質骨的骨密度降低量會大於皮質骨的密度降低量。

六、參考文獻

- Behrens, B.A., Nolte, I., Wefstaedt, P., Stukenborg-Colsman, C. and Bougoucha, A., 2009. Numerical investigations on the strain-adaptive bone remodelling in the periprosthetic femur: influence of the boundary conditions. *Biomed Eng Online* 8, 7.
- Carter, D.R., Fyhrie, D.P. and Whalen, R.T., 1987. Trabecular bone density and loading history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy. *J Biomech* 20, 785-94.
- Carter, D.R., Orr, T.E. and Fyhrie, D.P., 1989. Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture. *J Biomech* 22, 231-44.
- Draenert, K.D., Draenert, Y.I., Krauspe, R. and Bettin, D., 2005. Strain adaptive bone remodelling in total joint replacement. *Clin Orthop Relat Res*, 12-27.
- Eser, A., Tonuk, E., Akca, K. and Cehreli, M.C., 2009. Numeric simulation of time-dependent remodeling of bone around loaded oral implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24, 597-608.
- Frost, H.M., 1994. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 64, 175-88.
- Frost, H.M., 2004. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod* 74, 3-15.
- Greer, R.B., 3rd, 1993. Wolff's Law. *Orthop Rev* 22, 1087-8.
- Hsu, J.T., Huang, H.L., Tsai, M.T., Fuh, L.J. and Tu, M.G., 2011. Effect of Screw Fixation on the Temporomandibular Joint Condylar Prosthesis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 69, 1320-8.
- Hsu, J.T., Huang, H.L., Tu, M.G. and Fuh, L.J., 2010. Effect of bone quality on the artificial temporomandibular joint condylar prosthesis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 109, e1-5.
- Huiskes, R. and van Rietbergen, B., 1995. Preclinical testing of total hip stems. The effects of coating placement. *Clin Orthop Relat Res*, 64-76.
- Huiskes, R., Weinans, H. and Dalstra, M., 1989. Adaptive bone remodeling and biomechanical design considerations for noncemented total hip arthroplasty. *Orthopedics* 12, 1255-67.
- Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H.J., Dalstra, M., Fudala, B. and Slooff, T.J., 1987. Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *J Biomech* 20, 1135-50.
- Kashi, A., Chowdhury, A.R. and Saha, S., Finite element analysis of a TMJ implant. *J Dent Res* 89, 241-5.
- Korioth, T.W. and Hannam, A.G., 1994. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 73, 56-66.
- Li, J., Li, H., Shi, L., Fok, A.S., Ucer, C., Devlin, H., Horner, K. and Silikas, N., 2007. A

- mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dent Mater* 23, 1073-8.
- Lian, Z., Guan, H., Ivanovski, S., Loo, Y.C., Johnson, N.W. and Zhang, H., Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant. *Int J Oral Maxillofac Surg* 39, 690-8.
- Lin, C.L., Lin, Y.H. and Chang, S.H., Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm. *J Biomech* 43, 644-51.
- Lin, D., Li, Q., Li, W. and Swain, M., 2009. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater* 2, 410-32.
- Mellal, A., Wiskott, H.W., Botsis, J., Scherrer, S.S. and Belser, U.C., 2004. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res* 15, 239-48.
- Mullender, M.G. and Huiskes, R., 1995. Proposal for the regulatory mechanism of Wolff's law. *J Orthop Res* 13, 503-12.
- Oguz, Y., Uckan, S., Ozden, A.U., Uckan, E. and Eser, A., 2009. Stability of locking and conventional 2.0-mm miniplate/screw systems after sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 108, 174-7.
- Prendergast, P.J. and Taylor, D., 1994. Prediction of bone adaptation using damage accumulation. *J Biomech* 27, 1067-76.
- Seral, B., Perez, M.A., Garcia-Aznar, J.M., Doblare, M. and Seral, F., 2005. Periprosthetic bone remodeling. A finite element study of the influence of the implant design. *J Appl Biomater Biomech* 3, 117-27.
- Speculand, B., Hensher, R. and Powell, D., 2000. Total prosthetic replacement of the TMJ: experience with two systems 1988-1997. *Br J Oral Maxillofac Surg* 38, 360-9.
- Tabata, L.F., Assuncao, W.G., Adelino Ricardo Barao, V., de Sousa, E.A., Gomes, E.A. and Delben, J.A., Implant platform switching: biomechanical approach using two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg* 21, 182-7.
- Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O. and Kusakari, H., 2003. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18, 357-68.
- Teixeira, M.F., Ramalho, S.A., de Mattias Sartori, I.A. and Lehmann, R.B., Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. *Implant Dent* 19, 39-49.
- van Loon, J.P., de Bont, L.G., Stegenga, B., Spijkervet, F.K. and Verkerke, G.J., 2002. Groningen temporomandibular joint prosthesis. Development and first clinical application. *Int J Oral Maxillofac Surg* 31, 44-52.
- Weinans, H., Huiskes, R. and Grootenboer, H.J., 1994. Effects of fit and bonding characteristics of femoral stems on adaptive bone remodeling. *J Biomech Eng* 116, 393-400.
- Wolford, L.M., Dingwerth, D.J., Talwar, R.M. and Pitta, M.C., 2003. Comparison of 2 temporomandibular joint total joint prosthesis systems. *J Oral Maxillofac Surg* 61, 685-90; discussion 690.
- Wolford, L.M., Pitta, M.C., Reiche-Fischel, O. and Franco, P.F., 2003. TMJ Concepts/Techmedica custom-made TMJ total joint prosthesis: 5-year follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 32, 268-74.