

下顎運動時顳顎關節之應力分析

Stress Analysis of the Temporomandibular Joint during Mandibular Movement

蘇意翔 Yi-Hsiang Su, DDS

國立陽明大學牙醫學系碩博士班
台北榮民總醫院口腔醫學部

許明倫 Ming-Lun Hsu, DDS, DMD

國立陽明大學牙醫學院院長暨牙醫學系
教授
台北榮民總醫院口腔醫學部

Corresponding author:

許明倫 Ming-Lun Hsu, DDS, DMD

地址：台北市北投區立農街二段155號

電話：(02)2826-7031

傳真：(02)2820-1074

E-mail：mlhsu@ym.edu.tw

摘要

人類下顎骨是由兩側顳顎關節（temporomandibular joint）與頭骨相連，此關節可提供下顎骨與顳骨間有相當大之活動性，雖然顳顎關節表面不平滑，但中間有一軟骨性關節盤（cartilaginous articular disc），被認為可使不平滑關節表面間接之接觸面積增加，減少接觸時產生之壓力。早期認為哺乳動物之顳顎關節並非承重關節（loading-bearing joint），然而，亦有其他學者表示，顳顎關節因咀嚼系統作用，會有很重的負載（heavily loaded），當力量過大時，甚至有可能會進一步造成顳顎障礙症（craniomandibular disorders）。因此，瞭解咀嚼力量是否會傳遞到顳顎關節及其程度大小，是很重要之議題，可幫忙臨床評估與診斷治療。很多關於人類咀嚼系統的實驗性方法與數學性模型，都被用來說明及預測這些作用在關節上之力量，其中利用有限元素法，可以模擬包含關節盤的顳顎關節受力大小與分佈，這些分析包括模擬二維或三維的顳顎關節生物力學與特性，有助於我們瞭解關節之運作。

關鍵詞：顳顎關節、應力分析、有限元素法

Abstract

Human mandible is connected to the skull with bilateral temporomandibular joints which could provide considerable movement between the mandible and skull. The cartilaginous articular disc in temporomandibular joint is considered to increase the articular surfaces and reduce the contact stress, although the surface of temporomandibular joint is not smooth. In early period, it was believed that temporomandibular joint of mammals was not a load-bearing joints. However, other researcher postulated that temporomandibular joint could have heavily load during masticatory function sometimes may lead to the occurrence of craniomandibular disorder. Therefore, to study the chewing forces passed to the temporomandibular joint and the amount of loading was very important. Many experimental methods or mathematical models of the human masticatory system have been used to illustrate and predict the loading of the joints, such as the finite element analysis through the simulation of two or three dimensional biomechanics of the temporomandibular joint.

Keywords: Temporomandibular joint, stress analysis, finite element method

前言

早期因為缺乏有關顫顎關節作用力（reaction force）之資訊，認為哺乳類動物顫顎關節並非一個承重關節（load bearing joint），在下顎運動及咀嚼作用時，關節不會有作用力。但在1950年左右，開始有學者認為顫顎關節在咀嚼的過程中，會有負載（load）存在。然而對於兩側關節的受力差別，亦或那一側會有作用力存在，則各有爭論^{1,2}。理想上，直接針對下顎骨與顫顎關節去量測作用力的強度與方向即可區別其差異，例如利用動物實驗去探討關節內反應力之狀況。但實際上卻會有許多限制，且這類實驗十分不易操作，此外，手術方式暴露出關節，同時也會造成組織破壞，而影響其真實情境^{2,3}。

因此利用間接方法去觀察關節作用力開始被重視，包括利用人類大體下顎骨去模擬肌肉咀嚼時之狀況。可惜結果不夠精確，因為大部分模型只模擬主要肌肉作用，缺乏實際肌肉作用強度，使得模擬髁頭負載時，會因為肌肉強度與方向設定不一樣，而有不同結果。或利用理論性模型（theoretical model），根據力量強度與方向去計算髁頭之負載。其他亦有利用雙折射材料（birefringent materials）組成下顎骨模型。然而此方式未考量骨小樑結構，可能會造成應力場（stress field）不同。或利用肌電圖（electromyography）觀察，將肌電活動（electrical activity）轉換成機械性力量（mechanical force）。不過肌電圖只能提供肌肉相對強度，無法提供負載方向之資訊。另外，所得強度也會與電極位置有關，或是受到電極與肌肉間組織影響，造成結果比實際強度還小^{3,4}。

本文著眼於顫顎關節應力分析之文獻回顧，分別就實驗性方法與數學性模型去探討顫顎關節承重之特性與應力分佈。

實驗性研究（experimental studies）

（1）動物實驗（animal studies）：

咀嚼系統與顫顎關節解剖構造大部分在早期就已經被研究透徹，但對於咬合力在人體作用時，顫顎關節之作用力強度與方向卻一直未能完全明瞭。Hylander¹在猴子顫顎關節韌帶（temporomandibular ligament）下置放應變規（strain gauges），讓猴子咬食物、木棍或特

製之咬合力轉換器（bite-force transducer），記錄前牙咬合（incisal biting）、咀嚼食物、以及咬木棍或咬合力轉換器時之骨頭應變（bone strain）。結果發現顫顎關節在咀嚼用力咬、切斷食物以及咬轉換器時會呈現壓應力（compressive reaction force），並且在咀嚼時，對側關節會有較大之作用力，而同側關節則會依咬合位置而有明顯差異。在小白齒或前兩顆大白齒時，關節會有壓應力出現，往後到第三大白齒處壓應力會減少、甚至消失或出現張力之現象。

此外，Brehnan等人²直接在猴子顫顎關節測量負載大小，將9 μ m之感壓薄片（pressure sensitive foil）植入猴子關節，並黏著固定，接著為避免體液滲漏到轉換器系統造成短路，利用鐵氟龍線（teflon-coated wire）沿皮下至猴子頭顱骨頂端，手術完成後並做校正動作，最後結果得到：（a）在後牙咀嚼軟性及硬性食物時，髁頭會有一個較小之承重，約1~3磅，（b）在前牙咬合時，髁頭則會有一個較大之承重約3~4磅。

由於Hylander所建構之模型並未紀錄傳導至髁頭的力量有多少，因此Hohl⁵Tucek³為了維持顫顎關節的完整構造，僅取代髁頭頸部位置而保留髁頭，利用狒狒下顎骨設計一實驗，記錄確實作用在髁頭上之力量強度與方向，但由於實驗誤差與限制，亦無法證明咬合力與關節作用力之關係。一直到了1990年，Boyd等人⁴鑑於先前動物實驗多失敗於體液滲漏所造成，改用沒有連接器之遠端裝置，連結到遠控系統接收FM訊號，解碼轉換成力量記錄，結果發現猴子咀嚼時，關節作用力在工作側平均比非工作側多1.4~2.6倍，同時亦發現咀嚼時有一個在最遠端的單側咬合干擾，會使關節作用力減少一半甚至更多，並且猴子會拒絕用干擾側咬東西。

（2）體外實驗（in vitro studies）：

在顫顎關節漸漸被視為載重關節之後，學者開始探討關節受力後之特性與機轉，其中不乏對於關節盤（disc）之相關研究，因為關節盤對於關節中應力與應變影響，扮演著重要角色。因此Beek等人⁵利用特製材料試驗機（modified universal testing machine）去測試人類大體關節盤，進而探討關節盤之生物機械行為（biomechanical behavior），發現關節盤有吸收應力之作用，

並且在關節盤中間區 (intermediate zone) 會有較高的抵抗形變力量。另一方面，從組織學解釋，關節盤含有膠原纖維，在中間區為前後走向 (anteroposteriorly)，在前後帶 (anterior and posterior bands) 則為內外走向 (mediolaterally)，因此液流 (fluid flow) 在中間區會沿著纖維走向 (前後向)，順著方向到前後帶轉變成內外向，使得液流被限制住，增強中間區能量消散之能力，意即此區若有負載出現，並且當負載增加造成中間區表面性質越來越硬時，形變分佈會轉往抵抗形變能力較低的區域，使得形變區域變廣，增加關節表面接觸面積，減少應力集中。

此外，早期認為關節盤是線性彈性 (linearly elastic)，然而後來發現此軟骨性組織，除了包含一些固體基質如：膠原纖維與蛋白醣...等，尚有組織間液在其中流動，造成關節盤有著黏彈特性 (viscoelastic properties)，並且具有區域差別性 (region specific)，於是Kuo等人⁶利用動態黏彈機械分析儀 (Dynamic Mechanical Analyzer) 針對人類大體關節盤做了潛變與動態抗壓試驗，發現在關節盤前區與後區之聚合係數 (aggregate modulus) 大概是其他中央三區的三分之一，滲透壓則多了40%左右，而複合係數 (complex modulus) 中間三區大概是前區與後區的2.5~3倍，其推論這些差異可能與關節盤各區含水量及蛋白醣不同有關。

數學性模組 (mathematic models)

(1) 簡單模組 (simple models) :

數學模組是有力的工具，可用來間接預測關節受力後之表現與應力分佈，初期學者僅利用簡單的向量方式去推估關節作用力，如Barbenel⁷將主要咀嚼肌作用化做直線向量探討，結果顯示關節在功能運動時確實為載重關節，並且關節之受力強度會隨著咬合載重角度 (occlusal load angle) 增加而提高，此外，咬合載重之位置相對於髁頭距離越大也會增加關節受力。然而此模組過於簡化，因此Koolstra等人⁸根據影像分析，將16條咀嚼相關肌肉化作向量，然後針對不同咬點位置與下顎位置，去模擬靜態咬合力及其伴隨而來之關節反應力，結果得到咬合力會產生大範圍作用力，並且咬合作用力會在非工作側關節靠內側部位與工作側關節靠外側部位有較大的關節受力。

(2) 有限元素分析 (finite element analysis)

有限元素法從1940年代開始發展，15~20年後，被証實可當作適當工具來評估與測量複雜外型結構。此後便有許多學者利用有限元素法來做骨頭或相關結構之應力分析。1994年Chen與Xu⁹率先利用動態分析方法決定髁頭位移位置，再建立二維顳顎關節有限元素分析模型，其模型包含髁頭、關節盤、下顎窩與關節隆突。關節盤設定為彈性體 (elastic body)，骨性部分則為硬體 (rigid body)，另外包含三條韌帶之模擬，並設定為非線性彈簧，最後結果得到在關節盤之關節隆突相對位置以及中間區會有較大的應力集中，但礙於實驗限制與二維模組資訊有限，並無法完整呈現關節作用力與應力分佈狀況。

於是Beek等人¹⁰利用電磁軌跡量測系統 (magnetic tracking device) 量測顳顎關節之關節表面與幾何外形，並設定關節盤各區域厚度、楊氏系數 (Young's modulus) 以及浦松比 (Poisson's ratio)，摩擦力則忽略不計，結果發現應力集中在關節盤中間區的外側，與臨床上常見之破孔 (perforation) 位置一致，此外，在後續研究中，Beek等人利用類似模型去探討顳顎關節在不同位置以及軟骨性結構的應力¹¹，發現在髁頭軟骨位置會有較大之變型量，而前突位置可看到關節盤載重區域轉移至中間區靠外側位置，顳骨軟骨結構之應力則是轉移至關節隆凸後方斜坡 (posterior slope of the eminence)，意即關節接觸區域通常為受力較大之處。

然而，有關顳顎關節模型尚未完整建立，因此Palomar與Doblare¹²嘗試利用磁共振與電腦斷層重組顳顎關節模型，並加入關節盤膠原纖維走向之考量，模擬牙齒緊咬時狀況。結果顯示纖維加強之關節盤 (fiber-reinforced disc) 相較於同質性 (isotropic solid phase) 之關節盤變型量會較小。此外，同質性關節盤應力分佈在中間區兩端，纖維加強之關節盤則分佈於中間區，而孔壓力 (pore pressure) 比同質性基質 (isotropic solid matrix) 多了約60%，其應力則會降低。

此外Palomar與Doblare¹³亦利用動作測量系統 (motion measurement system) 模擬側方運動時，關節盤之應力分佈狀況，結果發現：(1) 最大主應力在同側會集中在後帶 (posterior band)，推測可能是因為顳顎關節

韌帶將髁頭往後外側方所造成，而對側應力則會集中在前方內側位置；（2）最小主應力會集中在同側後外側方，這可能是因為關節盤往後、往外對抗顳骨所造成；（3）剪應力則會集中在同側後帶外側方，並且對側受力的比同側小，而臨床上關節盤常發生之外側破洞，可能就是因為此剪應力所導致而成。

結論

從1920年代，學者認為顳顎關節並非承重關節（non-bearing joint），到1950年代左右，漸漸發現顳顎關節確實會有作用力存在，此後探討顳顎關節之應力分析便是研究主要目標，1970~80年代，有許多學者利用動物實驗，希望能直接測量出關節所受應力大小與方向，但受限於實驗操作困難與限制，以及手術暴露關節，破壞關節結構後，所得結果並非真實狀況，於是，學者提出許多間接方法，希望能有效評估關節的應力大小與分佈，其中有限元素法在近代被廣泛應用，隨著顳顎關節各組織結構特性之確定，以及其它輔助裝置的進步，有限元素法模組從二維到三維，越來越能精準地模擬出顳顎關節之狀況，雖然因為許多假設性設定，使得結果仍未能顯示關節真實情境，無法定量出應力大小，但可提供我們一個定性結果，去了解應力分佈狀況。往後若有更精準的模型設定，便可利用有限元素法有效地分析顳顎關節之應力大小與分佈，提供臨床上診斷與治療效果之輔助評估。

參考文獻

1. Hylander WL. Experimental analysis of temporomandibular joint reaction force in macaques. *Am J Phys Anthropol* 1979; 51: 433–56.
2. Brehnan K, Boyd RL, Laskin J, Gibbs CH, Mahan P. Direct measurement of loads at the temporomandibular joint in *Macaca arctoides*. *J Dent Res* 1981; 60:1820–4.
3. Hohl TH, Tucek WH. Measurement of condylar loading forces by instrumented prosthesis in the baboon. *J Maxillofac Surg* 1982; 10:1–7.
4. Boyd RL, Gibbs CH, Mahan PE, Richmond AF, Laskin JL. Temporomandibular joint forces measured at the condyle of *Macaca arctoides*. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 97:472–9.
5. Beek M, Aarnts MP, Koolstra JH, Feilzer AJ, van Eijden TM. Dynamic Properties of the human temporomandibular joint disc. *J Dent Res* 2001; 80:876–80.
6. Kuo J, Zhang L, Bacro T, Yao H. The region-dependent biphasic viscoelastic properties of human temporomandibular joint discs under confined compression. *J Biomech* 2010; 43:1316–21.
7. Barbenel JC. The biomechanics of temporomandibular joint: theoretical study. *J Biomech* 1972; 5:251–6.
8. Koolstra JH, van Eijden TM, Weijs WA, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory sys-

tem predicting maximum possible bite forces. *J Biomech*. 1988; 21:563–76.

9. Chen J, Xu L. A finite element analysis of the human temporomandibular joint. *J Biomech Eng* 1994; 116:401–7.
10. Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, van Eijden TM. Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc. *J Biomech* 2000; 33:307–16.
11. Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, van Eijden TM. Three-dimensional finite element analysis of the cartilaginous structures in the human temporomandibular joint. *J Dent Res* 2001; 80:1913–8.
12. Pérez del Palomar A, Doblaré M. The effect of collagen reinforcement in the behaviour of the temporomandibular joint disc. *J Biomech* 2006; 39:1075–85.
13. Pérez Del Palomar A, Doblaré M. Finite element analysis of the temporomandibular joint during lateral excursions of the mandible. *J Biomech* 2006; 39:2153–63.