

# 不同幾何外型之人工牙根鑽頭於切削之動態 有限元素分析

林宥宇<sup>1</sup>, 陳彥穎<sup>1</sup>, 林俊彬<sup>2</sup>, 章浩宏<sup>2</sup>, 陳文斌<sup>1</sup>

1. 國立台北科技大學機械工程學系

2. 國立臺灣大學牙醫專業學院

E-mail: wpchen@ntut.edu.tw

## 摘要

本研究使用具破壞準則的動態有限元素分析來模擬人工植牙手術鑽頭之鑽孔切削行為。研究中採用目前市售廠牌Nobel公司所提供的植牙手術鑽頭建立有限元素模型，並透過破壞準則進行動態有限元素分析，觀察該鑽頭之鑽頂角角度的改變對於鑽孔切削行為之影響。本研究以切削過程中所產生之軸向反作用力及扭矩值為比較參數。本研究之分析結果顯示，當植牙手術鑽頭之鑽頂角為 $118^\circ$ 時，在切削過程中有較小的反作用力。本研究之結果可作為後續針對植牙手術鑽頭之設計參考。

**關鍵字：**破壞準則、人工牙植體鑽頭、動態有限元素分析。

## 一、緒論

近年來選擇人工植牙手術來治療缺牙症狀的病患日益增加[1]。伴隨醫療科技日新月異，人工植牙的術後成功率已相對以往高且穩定，不過還有許多臨床手術問題需要解決與克服。在人工牙植體植入手術過程中，手術器械扮演著關鍵的角色之一，影響到人工牙植體手術的成敗與否和術後人工牙植體的穩定度[2, 3]。然而，在過去牙科領域當中，關於人工植牙的研究大多著重在人工牙植體，探討其幾何外型與材料性質對於植牙術後骨整合的優劣和生物力學之差異性，希望能藉此提升人工植牙術後的穩定性及安全性。

一般牙科植牙手術過程中，可分為：定位、鑽孔、擴孔、攻牙、植入等步驟。當牙醫師要植入人工牙植體前，必須先在齒槽骨上定位再進行鑽孔切削，鑽削出與牙植體尺寸相匹配的孔洞，最後再將牙植體旋入已鑽削成型之齒槽骨孔座。然而在鑽孔切削過程中會產生極大的應變能、摩擦能、熱能等，使被切削的物件產生材料破壞[4]。經由過去學者的研究中得知，切削過程所產生的能量可能影響植牙術後

病患齒槽骨之骨細胞在牙植體表面上的附著情形，並同時影響病患術後復原及牙植體之穩定性[5]。在鑽孔切削的過程中，鑽頭之扭矩值及軸向反作用力為手術器械重要評估條件之一[6]；當切削反作用力與扭矩值過大時，容易在骨頭孔座造成嚴重的破壞，並影響鑽頭的使用壽命。

鑽頭之幾何外型中，鑽頂角(point angle)是一項重要的設計參數，其大小是藉由鑽頭頂部角度定義(圖 1)。鑽頂角的設計會決定鑽頭是否能在鑽孔位置上進行穩定切削的行為，並對於切削時的反作用力與切削能量有顯著影響[7]。現今臨床手術上較常使用的鑽頭其鑽頂角為 $70^\circ\sim 80^\circ$ 、 $90^\circ$ 與 $118^\circ$ [8]。

本研究利用具破壞準則之動態有限元素分析，來模擬植牙手術鑽頭實際之切削情形。動態有限元素分析與臨床鑽孔實驗相較之下，其變更實驗設定條件便利、實驗模型可反覆使用並且較實驗所需成本為低。在研究中植牙手術鑽頭為主要探討對象，利用改變鑽頭之幾何外型並觀察對於切削行為之影響，在研究中採用動態有限元素分析中，模擬植牙手術鑽頭之鑽孔切削過程，利用不同鑽頂角的植牙手術

鑽頭，比較鑽頭切削時之扭矩植與反作用力，並探討其差異性。亦能延伸至設計研發鑽孔器械之參考依據，提供牙醫師更佳的手術器械且提升植牙手術成功率與人工牙植體術後穩定性。

## 二、材料方法

### 2.1 有限元素模型之建立

本研究之有限元素模型包含植牙手術鑽頭與齒槽骨。本研究之鑽頭模型採用目前市售廠牌 Nobel 之人工牙植體專用手術鑽頭(Nobel $\psi$  2.0 $\times$ 7-15)所建立。該鑽頭外徑為 2.0 mm，鑽頂角為 90 $^{\circ}$ 。先透過 2.5D 光學投影量測設備進行光學量測，並建立植牙手術鑽頭之三維輪廓資料，接著利用電腦繪圖軟體 Solidworks (Solidworks corporation, Boston, MA, USA) 建構其三維實體模型。此外，依照該鑽頭之幾何外型，修改其鑽頂角，藉以再建構鑽頂角分別為 75 $^{\circ}$ 與 118 $^{\circ}$ 之植牙手術鑽頭模型，如圖 1 所示。為了能節省模型建立與分析模擬時間，本研究所採用之齒槽骨以圓柱體模型取代。本研究透過分析軟體 ABAQUS / CAE (SIMULIA, Providene, RI, USA) 進行模型網格之建立。其中，植牙手術鑽頭以十節點四面體顯性積分元素進行模型網格化，齒槽骨則是以八節點六面體顯性積分元素進行模型網格建立。最終產生之三維有限元素模型如圖 2 所示。

由於齒槽骨模型中心位置為主要與鑽頭刀刀接觸的區域，為了能提高模擬分析之準確性，因此在鋪設網格元素時，越靠近齒槽骨模型中心位置之網格元素越緻密。為了能達到模擬仿真的鑽孔行為，齒槽骨模型網格元素套用材料之破壞理論，當網格元素受力達到降伏應變後即視為網格元素達到破壞。

### 2.2 破壞理論

破壞理論可視為判定材料承受負載後是否達到無法使用的一種準則，亦即材料已失去原本抵抗負載的能力，其理論基礎為材料本體受剪應力而產生失效與破壞的行為，本研究應用 Ductile damage 來

執行有限元素分析模擬植牙手術鑽頭對於人造假骨模型進行鑽孔切削行為。Ductile damage 是材料體累進損壞的一種破壞模式，其概念可由單軸向拉伸試驗的應力-應變曲線圖加以說明，圖 3 中的 a 點為原點即為材料尚未受力的情況，b 點為降伏點即為材料將產生永久變形的臨界點，c 點的應力值是材料的極限強度，d 點則是材料產生破壞的失效點，a-b 線段為材料的彈性曲線所呈現出的斜率就是彈性係數，b-c 線段為材料已經產生降伏並造成永久變形的硬化曲線，而 c-d 線段則是材料開始頸縮直到斷裂的曲線。當材料受力產生的應變達 c 點的應變值時即為損壞累進的起始點，開始損壞的材料將逐漸產生降伏的趨勢，可用塑性位移或是能量消耗作為損壞變化，進而決定元素的損壞程度並呈現出損壞的發展，直當損壞累進使材料的應變值達 d 點的應變值時，材料將完全破壞而失去承受負載的能力，即為失效的狀態，而在本次研究骨頭模型設定材料元素應變值(strain value) 當到達 0.6 時元素消失的失效準則。

### 2.3 邊界與負載條件設定

由於鑽孔過程為複雜之動態行為，所以本研究選擇使用 ABAQUS 軟體內建的 (Explicit-Dynamic-displacement) 動態顯性分析之模組進行模擬鑽孔切削行為，此模組較適合用於模擬分析較複雜的面接觸及動態物理行為。在模擬分析的邊界條件中，為了使齒槽骨模型在分析軟體中穩固，所以拘束其六個方向之自由度。為使植牙手術鑽頭在分析中不會產生偏心孔的現象，故將鑽頭四個方向之自由度作拘束，僅使鑽頭往單方向旋轉並往齒槽骨切削，確保分析的確切性。分析中以位移控制模擬鑽頭切削齒槽骨之行為，進刀總量設定 10mm，進刀速度為等速率 2 mm/sec，鑽頭轉速設定為等轉速率 800 rpm，如圖 2 所示。在實際的鑽孔過程中，由於鑽頭與齒槽骨之間有交互的磨擦作用，因此設定兩模型界面之摩擦係數為 0.3 [9]。

### 2.4 材料性質

本研究有限元素模型所採用之材料

參數如表一所示。研究中使用 Sawbones 公司提供的人造假骨材料性質給予設定齒槽骨模型之材料參數，然而齒槽骨為具有塑彈性之材料，故將齒槽骨材料性質設定為彈塑性體，彈性係數給定為楊氏模數 445 MPa 與波以森比為 0.3 之設定，同時，給予塑性變形之應力應變曲線(圖 4)，並給予破壞理論之設定，當齒槽骨達到降伏應變時，此時材料視為破壞；鑽頭之材料性質在分析軟體中設定為不鏽鋼 (Stainless steel)，楊氏模數為 200 GPa 與波以森比為 0.24。

### 三、結果與討論

本研究中之反作用力值，為切削過程中齒槽骨對於鑽頭之軸向反作用力，由過去相關文獻得知，鑽頭之反作用力對於切削孔徑周圍受力情形有顯著的影響，當反作用力過大時，可能會造成骨頭孔座的破壞[10]、孔壁內平整度不均、鑽頭之刀刃磨損[11]。鑽頂角除了在切削時有輔助鑽孔定位的功能，其角度也會影響切削時的力學行為，經觀察分析結果(圖 5)可以發現，在切削深度為 0~0.5mm 處之鑽頭反作用力值，在鑽頂角為 75° 的鑽頭的軸向反作用力相較於鑽頂角為 90° 與 118° 的鑽頭低，可經由幾何外形之差異進行推測，由於鑽頭頂部相對於鑽頂較為 90° 與 118° 尖銳，可能導致鑽頭之切削刀較晚接觸到齒槽骨之表面，垂直方向之受力有較低的情形。在鑽孔過程中，鑽頂角為 118° 時，其鑽頭軸向反作用力值相較於鑽頂角 75°、90° 有顯著降低的趨勢，在鑽孔過程中發生孔洞過度破壞之風險較低，也能提供牙醫師在鑽孔時有較穩定的操作，提升手術之安全性。根據分析的切削反作用力，當鑽頭之鑽頂角為 118°，較為適應用來設計鑽頭器械之參考，並與過去研究學者具有相符趨勢[12]。在本研究中之切削扭矩值，為鑽頭切削過程中齒槽骨對於鑽頭之反力矩，可藉由動態有限元素分析之扭矩值(圖 6)觀察可得，鑽孔切削扭矩值會因鑽孔進給深度增加而攀升之趨勢，並得知，當改變鑽頭之鑽頂角參數對於切削扭矩有些微性的影響。經由過去研究文獻得知，

鑽孔過程中之扭矩值會影響鑽頭之使用壽命[13]，因此在臨床手術之鑽頭器械，盡可能選擇切削過程中有較低扭矩的鑽頭。而本研究之設定條件下，當鑽頂角為 75° 時，有最低的軸向扭矩值。

本研究之限制，在未來實驗驗證中，為了達到齒槽骨試片之材料性質具一致性。有限元素分析之齒槽骨材料參數設定取自於 Sawbones 公司所提供之人造假骨試片。此外，本研究所使用之破壞理論是由材料承受外力達到材料產生失效之情形。然而，在實際鑽孔過程中所產生的熱能，可能會影響齒槽骨材料承受力強度之能力與鑽頭切削過程中之力學行為。

### 四、結論與未來展望

經由具破壞準則之動態有限元素分析所獲得的結果顯示，改變鑽頂角對於鑽頭切削時的軸向反作用力有較明顯之影響。在本研究所設定的條件下，可以得知鑽頂角為 75° 時，鑽頭有最低的軸向扭矩值，在鑽頂角為 118° 時，鑽頭則有最低的反作用力值。

未來研究之方向，利用實際的鑽孔切削測試進行相互驗證，確立其可行性。在分析模擬中加入熱效應，使具破壞準則之動態有限元素分析更接近臨床的實際狀況，並透過動態有限元素分析流程來探討鑽頭之螺旋角與螺紋數量等參數對於鑽孔過程之影響，進而提供手術器械之設計參考。

### 五、參考文獻

- [1] Y. Yamanishi, S. Yamaguchi, S. Imazato, T. Nakano, and H. Yatani, "Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: Three-dimensional finite element analysis," *Dental Materials*, vol. 28, pp. 1126-1133, 2012.
- [2] C. Stacchi, T. Vercellotti, L. Torelli, F. Furlan, and R. Di Lenarda, "Changes in Implant Stability Using Different Site Preparation Techniques: Twist Drills versus Piezosurgery. A Single-Blinded, Randomized, Controlled Clinical Trial,"

Clinical implant dentistry and related research, vol. 15, pp. 188-197, 2013.

[3] U. T. da Silva Neto, J. C. Joly, and S. A. Gehrke, "Clinical analysis of the stability of dental implants after preparation of the site by conventional drilling or piezosurgery," *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 52, pp. 149-153, 2014.

[4] E. Ghassemieh, "Finite element analysis of drilling of titanium alloy," *Procedia Engineering*, vol. 10, pp. 1877-1882, 2011.

[5] B. Noble, "Bone microdamage and cell apoptosis," *Eur Cell Mater*, vol. 6, pp. 46-55, 2003.

[6] C. Jacob, J. Berry, M. Pope, and F. Hoaglund, "A study of the bone machining process—drilling," *Journal of biomechanics*, vol. 9, pp. 343-349, 1976.

[7] C. Natali, P. Ingle, and J. Dowell, "Orthopaedic bone drills—can they be improved? Temperature changes near the drilling face," *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, vol. 78, pp. 357-362, 1996.

[8] S. Jayabal and U. Natarajan, "Influence of cutting parameters on thrust force and torque in drilling of E-glass/polyester composites," *Indian Journal of Engineering & Materials Sciences*, vol. 17, pp. 463-470, 2010.

[9] B. S. Ramamurti, T. E. Orr, C. R. Bragdon, J. D. Lowenstein, M. Jasty, and W. H. Harris, "Factors influencing stability at the interface between a porous surface and cancellous bone: a finite element analysis of a canine in vivo micromotion experiment," *Journal of biomedical materials research*, vol. 36, pp. 274-280, 1997.

[10] R. K. Pandey and S. Panda, "Drilling of bone: A comprehensive review," *Journal of clinical orthopaedics and trauma*, vol. 4, pp. 15-30, 2013.

[11] E. Jantunen, "A summary of methods applied to tool condition monitoring in drilling," *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, vol. 42,

pp. 997-1010, 2002.

[12] A. Fuchsberger, "[Damaging temperature during the machining of bone]," *Unfallchirurgie*, vol. 14, pp. 173-183, 1988.

[13] K. Alam, A. Mitrofanov, and V. V. Silberschmidt, "Experimental investigations of forces and torque in conventional and ultrasonically-assisted drilling of cortical bone," *Medical engineering & physics*, vol. 33, pp. 234-239, 2011.

### 六、表格

材料	密度	楊氏系數	蒲松氏比
Dental drill	7.8 g/cm <sup>3</sup>	200000 (MPa)	0.24
Bone	0.48 g/cm <sup>3</sup>	445 (MPa)	0.3

表 1 人工植牙鑽頭模型材料性質 [2-3]

### 七、圖片



圖 1 人工植牙鑽頭之三種不同鑽頂角三維實體模型

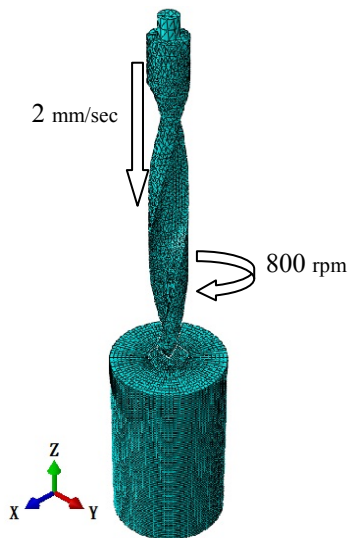


圖 2 三維有限元素模型示意圖

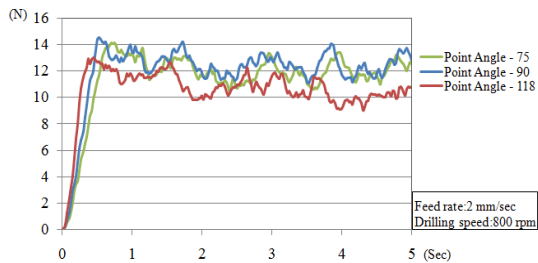


圖 5 不同鑽頂角鑽頭在切削過程之反作用力變化

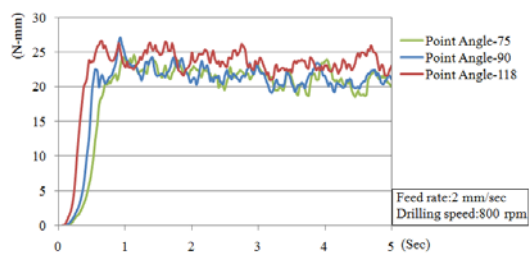


圖 6 不同鑽頂角鑽頭在切削過程扭矩值變化

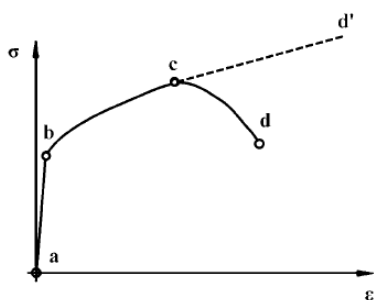


圖 3 單軸拉伸應力試驗-應力應變曲線

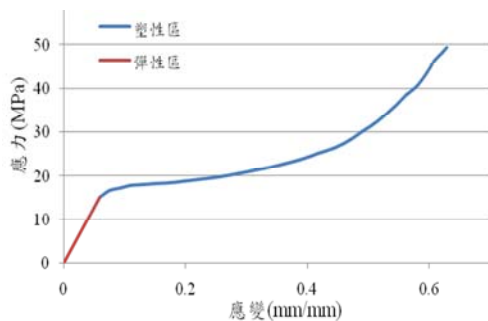


圖 4 齒槽骨模型-應力應變圖