

不同幾何外型人工牙植體鑽頭於切削時對力學行為及溫度變化之影響

Effects of Geometries on the Mechanical Behavior and Temperature Changes during Dental Implant Drilling Procedure

張馨予¹, 張特書¹, 陳文斌¹, 林俊彬²

¹國立臺北科技大學, 機械工程學系, 台北, 台灣

²國立臺灣大學牙醫專業學院

摘要

近年來, 植牙治療已經成為缺牙患者的首要選擇之一。過往針對牙植體鑽頭的研究中, 鮮少探討切削過程中鑽孔序列對齒槽骨力學及熱傳導的影響。本研究之主要目的, 為透過有限元素分析, 探討牙植體鑽頭的幾何形狀對切削反作用力、切削扭矩值, 以及鑽孔序列中最後一支鑽頭所產生的溫度效應。

本研究挑選一組市售的牙植體鑽頭(Nobel Biocare- \emptyset 2.0、 \emptyset 2.4/2.8、 \emptyset 3.2 /3.6、 \emptyset 3.8/4.2) 作為參考模型, 進行預成形鑽孔之模擬及實驗。接著, 將模擬與實驗的結果進行相關性分析, 發現兩者擁有中高程度的相關。最後, 研發兩款具有錐度的新型鑽頭組, 其中, 第一代新型鑽頭組是以市售鑽頭組的兩種直徑作為錐體外形的尺寸。第二代新型鑽頭組則是參考牙植體(NobelActive RP 4.3 x 10 mm)的外型所設計。之後, 再將兩款新型鑽頭組進行有限元素分析, 比較其切削效率與溫度上升之情形。另外, 本研究亦進行牙植體的植入分析, 比較不同鑽頭所製備之預成形孔座的差異。

結果顯示, 新型鑽頭組的切削反作用力和鑽孔溫度皆比市售鑽頭低, 表示更利於切削以及有效降低鑽孔過程所產生的溫度。市售鑽頭組和第二代新型鑽頭組的預成形孔座之最大扭矩值則些許超過建議範圍的上限值(50 N-cm), 表示若是使用此款牙植體(NobelActive RP 4.3 x 10 mm)時, 對於齒槽骨質良好(D1, D2)之病人, 這二組鑽頭所製備的預成形孔座之尺寸只可大不可小, 以免植入扭矩值過高而破壞齒槽骨。

關鍵詞: 有限元素分析、牙植體鑽頭、切削扭矩值、切削反作用力值、溫度變化

ABSTRACT

In recent years, dental implant surgery has become the first choice for edentulous patients. Previous literatures rarely considered the mechanical and thermal effects on the alveolar bone during the drilling sequence. In the current study, a finite element analysis (FEA) was used to determine the effects of drill geometries on the drilling reaction force, drilling torque, and the temperature change of the bone during the final drilling process.

A commercial dental implant drill set (Nobel Biocare - \emptyset 2.0, \emptyset 2.4/2.8, \emptyset 3.2 /3.6 and \emptyset 3.8/4.2) was selected as the base model in this study. The drilling procedures for both the FEA and experimental tests were performed. And then, correlation analysis was used to compare the analytical results with the drilling experimental results. Therefore, the reliability of the simulation was verified. Finally, new sets of dental implant drills with taper shape were developed. The first generation new drill sets were designed using the diameters of the commercial dental implant drill sets as the size of the cone shape. The second generation new drill sets were designed according to the geometric shape of the commercial dental implant (NobelActive RP 4.3 x 10 mm). And then, finite element simulations of the new drill sets were performed to evaluate their drilling efficiency and the bone temperature rise during drilling procedure. Moreover, FEA of dental implant insertion to the pre-drilled bone was performed to compare the difference of site preparation by three

different drill sets.

The results showed that the newly designed dental implant drills can reduce the drilling reaction force and temperature rise. The maximum torque values for the commercial dental implant drill sets and the second generation new drill sets were slightly higher than the upper value (50 N-cm) of the recommended range. If the dental implant (NobelActive RP 4.3 x 10 mm) was used for patients with good alveolar bone quality (D1, D2), the size of the site preparation by these two drill sets can only be larger in order to avoid damage of the alveolar bone by excessive insertion torque.

Keywords: Finite element analysis, Dental Implant Drill, Drilling Torque, Drilling Reaction Force, Temperature Changes

一、前言

良好的術後骨整合(Osseointegration)是植牙手術成功的關鍵。除了牙植體的幾何外型與材料性質的影響，植牙手術的鑽孔程序對孔座周圍產生的摩擦能、熱能...等傷害，也會影響牙植體的骨整合程度[1]。當骨組織的溫度達到 47°C 且持續 1 分鐘後，就會發生熱的骨壞死現象[2]。

過去許多學者致力於鑽頭的研發與改良。Scarano 等研究學者[3]探討使用圓柱形鑽頭和錐形鑽頭對骨頭溫度的影響，並透過紅外線熱像儀紀錄溫度。結果顯示圓柱形鑽頭的溫度皆高於錐形鑽頭。Strbac 等研究學者[4]探討使用不同牙植體鑽頭(麻花鑽、錐形鑽)分別進行四種冷卻方式對人造假骨的溫度變化。結果顯示最大溫度皆發生在鑽頭退出期間，且無論什麼冷卻方式，使用麻花鑽產生的溫度皆高於錐形鑽。

為了配合自有設計的牙植體，發展自有的牙植體鑽頭是必須的。過去很少有文獻探討整個鑽孔序列(Drilling Sequence)的切削情形。因此，本研究的目的為建立具破壞準則和熱固耦合(Thermo-Mechanical Coupling)之動態有限元素分析。探討整個鑽孔序列中，每支鑽頭的切削反作用力、切削扭矩值，以及最後一支鑽頭對齒槽骨的溫度變化。最後設計出具有錐度的新型鑽頭組，比較其切削力學、溫度變化。

二、材料與方法

2.1 鑽孔力學試驗

本研究使用的機台為實驗室自行研發的「精密動態量測儀器」，藉由電腦控制鑽頭轉速和進給速率，並擷取切削反作用力與切削扭矩值。本研究挑選的市售鑽頭組為諾保科(Nobel Biocare, Goteborg, Sweden)的牙

植體鑽頭。第一支鑽頭為定位鑽($\varnothing 2.0$)，其餘三支鑽頭為階梯鑽($\varnothing 2.4/2.8$ 、 $\varnothing 3.2/3.6$ 、 $\varnothing 3.8/4.2$)。齒槽骨取用來自 Sawbones 公司(Sawbones, Pacific Research Laboratories Incorporation, Vashon Island, WA, USA)的人造假骨，其密度為 30 PCF，相似於正常人體(D1、D2)。將人造假骨裁切成 18x18x40 mm 的試塊，使用夾具固定，並插入熱電偶(K-type, OMEGA Engineering, Inc., Stamford, CT, USA)於不同位置的熱電偶放置孔，分別為 3、6、9mm，距離孔洞的邊緣 1mm 之位置，如圖 1 所示。試驗中偶連接資料擷取系統(Instronet i555, GW Instruments, Inc., Charlestown, MA, USA)擷取溫度值。每支牙植體鑽頭的轉速皆為 800 rpm，進給速率 1 mm/sec，切削深度 10 mm。總共進行 4 組力學試驗，每支鑽頭切削完後沖掉孔座內部的切屑。待人造假骨孔座內部的溫度回到室溫($25\pm 1^\circ\text{C}$)後，進行下一支鑽頭的鑽孔，並紀錄整個鑽孔切削至退出過程的溫度變化。

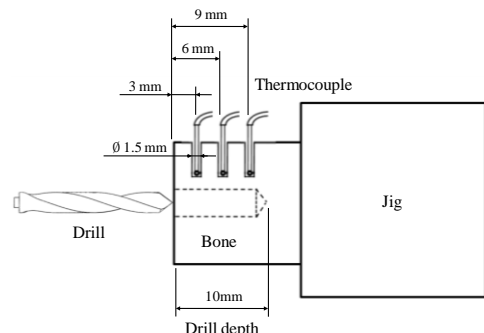


圖 1、熱電偶放置孔之位置示意圖

2.2 鑽孔切削之有限元素分析

利用「2.5D 光學量測系統」進行牙植體鑽頭的幾何量測。再藉由繪圖軟體 Solidworks (Solidworks Corporation, Boston,

MA,USA)建立實體模型。並透過有限元素軟體 Abaqus 6.13 (DassaultSystemesSimulia Corporation, Providence, RI,USA) 進行分析。為了減少分析時間，齒槽骨模型簡化為直徑 $\varnothing 6\text{ mm}$ 、長 10 mm 的圓柱體。

本研究使用 Abaqus 6.13 內建的動態顯性分析之模組模擬牙植體鑽頭的切削過程。此外，使用動態顯性熱力耦合分析之模組模擬最後一支鑽頭切削時的溫度變化。以與力學試驗相同邊界條件進行模擬。材料參數如表 1 所示，其中，鑽頭的熱膨脹係數因設定為剛體則不予設置。齒槽骨材料參數參照 Sawbones 公司提供的應力-應變曲線，如圖 2 所示。本研究加入材料失效準則模擬材料的破壞；當元素的應變值(Strain Value)達到 0.6 時，元素將自動失效，不再參與計算。

	鑽頭	假骨
密度(kg/m^3)	7,800	481
楊氏係數(MPa)	200,000	355
蒲松比	0.24	0.3
熱膨脹係數($\text{m/m}^\circ\text{C}$)	--	6.1×10^{-5}
熱傳導率($\text{W/m}^\circ\text{C}$)	24.9	0.067
比熱($\text{J/kg}^\circ\text{C}$)	460	1,477
初始溫度($^\circ\text{C}$)	25	25

表 1、牙植體鑽頭與人造假骨之材料參數表

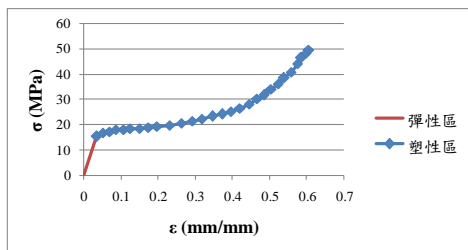


圖 2、人造假骨之應力-應變曲線圖

2.3 新型鑽頭組之研發

Guan 等研究學者[5]提出，具有錐度的預成形孔座，可使牙植體與骨組織之間擁有較佳的接觸面，以促進骨整合效應。故本研究設計一款具有錐度的新型鑽頭組。

第一代新型鑽頭組

以市售鑽頭組為參考，具有錐度的新型鑽頭組。由於定位鑽的功用是決定預成形孔座的切削深度與角度，因此延用市售鑽頭組的定位鑽，不另設計。其他三支錐形鑽的

螺旋槽曲線、鑽頂角、螺旋角以及最大最小直徑與市售鑽頭組相同。

第二代新型鑽頭組

與第一代的差異在於錐形鑽是依據牙植體(NobelActive RP 4.3 x 10 mm, Nobel Biocare, Goteborg, Sweden)的外型設計。

2.4 植入牙植體之有限元素分析

本研究模擬相同牙植體(NobelActive RP 4.3 x 10 mm)植入三組預成形孔座，比較不同預成形孔座之差異，如圖 3 所示。

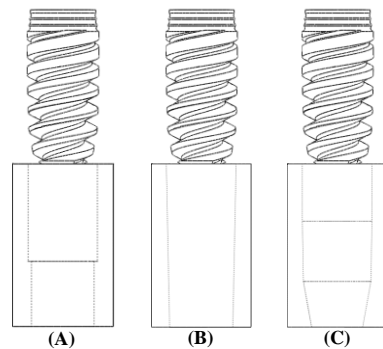


圖 3、牙植體和預成形孔座之三維實體模型 (A)市售鑽頭組 (B)第一代 (C)第二代

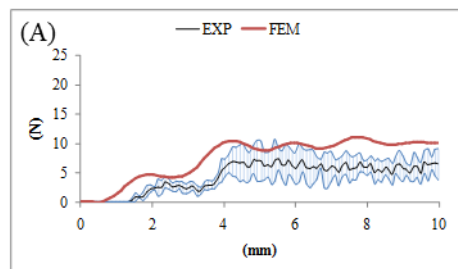
	牙植體	人造假骨
密度(kg/m^3)	4,500	481
楊氏係數(MPa)	117,000	355
蒲松比	0.3	0.3

表 2、牙植體和人造假骨之材料參數表

三、結果

3.1 驗證

本研究使用皮爾森相關係數(Pearson's Correlation Coefficient) 分析相關性，結果顯示彼此間具有中高程度的相關，如表 3 所示。



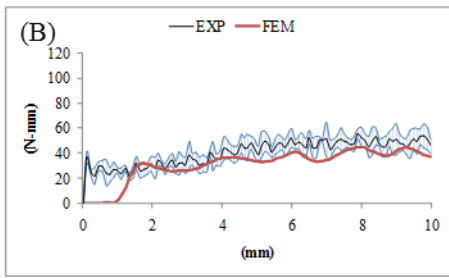


圖 4、市售鑽頭組(Ø 2.4/2.8)試驗結果(A)切削反作用力(B)切削扭矩

鑽孔序列	反作用力	扭矩值
Twist Drill Ø 2.0	0.81	0.61
Step Drill Ø 2.4/2.8	0.95	0.82
Step Drill Ø 3.2/3.6	0.87	0.87
Step Drill Ø 3.8/4.2	0.79	0.83

表 3、有限元素分析和力學試驗之相關性

3.2 市售與新型鑽頭組之比較

只比較其他三支鑽頭的情況下，新型鑽頭組的反作用力明顯較低，切削扭矩值則無明顯差異。

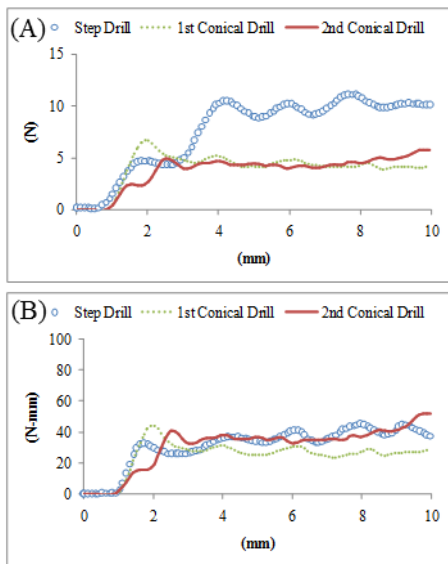


圖 5、三組鑽頭(Ø 2.4/2.8)的比較(A)切削反作用力(B)切削扭矩

3.3 牙植體植入不同預成形孔座

三組鑽頭所製備的預成形孔座，其最大扭矩值分別為 52.6 N-cm、39.2 N-cm 以及 53.5 N-cm。

四、討論

4.1 鑽頭外形對切削行為的影響

根據結果發現使用市售鑽頭組的階梯鑽時，其切削反作用力會在切削深度約 4 mm 的地方明顯上升。這是由於階梯鑽擁有兩個不同大小的直徑，當較大的直徑切削到人造假骨時，其切削反作用力就會隨之上升。新型鑽頭組則沒有這個問題，其切削反作用力較低且平順，錐度設計也能防止鑽孔過程發生偏心。

4.2 鑽頭外形對溫度的影響

結果發現切削時越接近鑽孔平面的溫度越高，這和溫度的累加相關，如表 4 所示。新型鑽頭的溫度皆低於市售鑽頭，表示錐度外形能有效降低產生的溫度。

Step Drill	1st Conical Drill			2nd Conical Drill		
	Max. Temp. (°C)	Max. ΔT (°C)	Max. Temp. (°C)	Max. Temp. (°C)	Max. ΔT (°C)	Max. Temp. (°C)
3mm	33.1	8.1	30.4	5.4	31.3	6.3
6mm	31.7	6.7	26.7	1.7	29.6	4.6
9mm	26.5	1.5	26.5	1.5	26.0	1
Max. ΔT, Maximum temperature increase during drilling and withdrawing.						

表 4、鑽頭對人造假骨之溫度值

4.3 鑽頭外形對預成形孔座的影響

本研究所設計的新型鑽頭組解決了市售鑽頭組的不連續斷面問題，且其具有錐度的預成形孔座，使得牙植體與骨組織之間擁有良好的接觸界面[5]。Walker 等研究學者[6]探討植入扭矩值與牙植體存活率之間的關連性，指出植入扭矩值在 30 N-cm 至 50 N-cm 之間，其牙植體的存活率較高。市售鑽頭組和第二代新型鑽頭組之最大扭矩值些許超過建議範圍的上限值，表示若是使用此款牙植體(NobelActive RP 4.3 x 10 mm)，對於齒槽骨質良好(D1, D2)之病人，這二組

鑽頭所製備的預成形孔座之尺寸只可大不可小，以免過高的植入扭矩值破壞齒槽骨。

五、結論

本研究經由實驗確保此有限元素分析之可行性。往後進行鑽孔模擬時，只需代入有限元素分析的相關設定即，不僅縮減研發成本，更可觀看力學行為和溫度效應。

研究結果表示，新型鑽頭組更有利於切削，錐度外形能夠有效降低鑽孔過程產生的溫度。市售鑽頭組和第二代新型鑽頭組的預成形孔座之最大扭矩值皆些許超過建議範圍的上限值(50 N-cm)，若是使用此款牙植體時，對於齒槽骨質良好(D1, D2)之病人，這二組鑽頭所製備的預成形孔座之尺寸只可大不可小，以免過高的植入扭矩值破壞齒槽骨。

六、參考文獻

- [1] C. Stacchi, T. Vercellotti, L. Torelli, F. Furlan, and R. D. 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. 118-197, 2013.
- [2] A. R. Eriksson and T. Albrektsson, "Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 50, pp. 101-107, 1983.
- [3] A. Scarano, A. Piattelli, B. Assenza, F. Carinci, L.D. Donato, G.L. Romani, and A. Merla, "Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills," *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 13, pp. 319-323, 2011.
- [4] G.D. Strbac, K. Giannis, E. Unger, M. Mittlböck, C. Vasak, G. Watzek, and W. Zechner, "Drilling- and withdrawing-related thermal changes during implant site osteotomies," *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 17, pp. 32-43, 2015.
- [5] H. Guan, R.C. van Staden, N.W. Johnson, and Y. C. Loo, "Dynamic modelling and simulation of dental implant insertion process - A finite element study," *Finite Elements in Analysis and Design*, vol. 47, pp. 886-897, 2011.
- [6] L. R. Walker, G. A. Morris, and P. J. Novotny, "Implant insertional torque values predict outcomes," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 69, pp. 1344-1349, 2011.