

鎳鈦旋轉器械於根管內切削之動態有限元素分析

劉維定¹、陳彥穎¹、林俊彬²、陳文斌¹

¹ 國立台北科技大學機械系

² 國立台灣大學牙醫專業學院

摘要

鎳鈦旋轉器械具有良好的彈性和切削力，已經取代傳統不銹鋼器械，成為根管治療的主流器械，但因為其材料特性的關係，使得斷裂前無明顯變化，造成無預警斷裂，其中斷裂的原因分為扭轉斷裂與疲勞斷裂，為了解其實際問題，本研究使用具破壞準則之動態有限元素法模擬器械於根管內切削的情況。

本研究使用 Abaqus/CAE 有限元素軟體進行分析，器械模型採用 ProTaper 系統中的 S1 器械，並建立中心為 0.15mm 孔洞的直線根管供器械切削，在邊界條件中給予器械冠端 300RPM 的轉速以及 2mm/s 的速度前進切削根管。在本研究的分析條件下，結果顯示器械 S1 於根管內切削時的扭矩峰值為 17.3Nmm，反作用力為 21N，此結果將與文獻[1]比較與討論。

關鍵詞：根管治療、鎳鈦旋轉器械、有限元素分析

一、緣由與目的

牙齒每天行使咀嚼動作，其功能為切斷、磨碎食物，而過程中常受到彎曲、張力和壓力等，當牙齒受到不當外力或是齶齒，而影響供給牙齒營養的牙髓腔內的神經壞死，一旦發生不可逆的發炎反應，牙齒就有需要摘除的可能，為了保留牙齒及其功能，就必須進行根管治療也就是一般俗稱的抽神經，其是修復牙齒的基礎工程。根管治療是利用各種器械及化學藥物，去除牙根管內發炎和壞死的組織，並進行清創及修形，塑造出良好的根管形狀，以達緻密的根管填充。

過去根管治療時所使用的器械大多使用不銹鋼製造，勁度較大且彈性差，自 1975 年具有良好彈性的鎳鈦合金發展問世，並運用於牙科醫療中，隨著材料科學的進步，目前鎳鈦合金器械已經成為主流的根管治療器械，兩種材料相較之下，鎳鈦合金所製成的器械具有生物相容性、超彈性、記憶金屬和良好切削特性，能有效應付彎曲的根管。

儘管鎳鈦旋轉器械具有如此好的性

質，但其斷裂機制仍是在根管治療中最大的問題，由於超彈性的性質，在斷裂前不會有明顯的變形產生，使得斷裂往往發生在無預警的情況下。其斷裂機制可分成兩種：扭轉與疲勞負載，扭轉斷裂通常發生在器械的尖端卡在根管內，而手機還持續轉動，造成器械超過其極限強度而斷裂；疲勞破壞則是發生在根管彎曲處，因為反覆的張壓應力發生在器械彎曲的地方，導至器械疲勞硬化，進而發生斷裂。

由上述可得知斷裂分為扭轉和疲勞破壞，為了瞭解臨床操作器械所發生的實際問題，本研究利用動態有限元素分析來模擬器械於根管內切削之行為，且包含具破壞準則之牙本質，可破壞的牙本質設定使分析更為接近現實，更可進一步觀察切削時的力學反應，進而探討器械的扭矩與反作用力之影響，以提供臨床醫師使用上的建議與參考。

二、材料與方法

2.1 模型建立

本研究使用 Protaper(Dentsply Maillefer) 之鎳鈦旋轉器械，此套鎳鈦旋轉器械共有五隻，分別為 SX、S1、S2、F1 和 F2，本研究挑選其中用來修形的第一支 S1 如圖一所示，進行有限元素分析。CAD 模型將參考製造商網站所提供的相關產品介紹，獲得器械的尺寸、截面幾何外形以及錐度變化，再將器械用實物投影放大取得實際外型照片，計算螺紋間距與螺紋圈數，使用電腦繪圖軟體 Solidworks(Solidworks corporation, Boston, MA, USA) 建立總長度為 16mm 的實體模型。在牙根管方面，本研究將牙根管模型簡化為一塊長方體假塊，尺寸為 10mm*10mm*20mm(長*寬*高)，中間為直徑 0.15mm 的空心圓柱，空心部分為器械進入後切削的位置。

接著將兩者的 CAD 檔匯入至 ABAQUS/CAE(Simulia, Providence, RI, USA) 中進行網格化，網格化器械模型時，為了減少分析時間與避免模型失真將模型分為四段，尖端網格最小逐漸增大至冠端；相同地根管模型與器械接觸的位置使用較小的網格逐漸向外遞增。



圖 1 鎳鈦旋轉器械 S1



圖 2 鎳鈦旋轉器械 S1 實體模型

2.2 材料參數

本研究將設定鎳鈦旋轉器械的楊氏系數(Young's Modulus)為 42530MPa，波以森比(Poisson's Ratio)為 0.33，密度則是 6.45g/ml 如表 1 所示[2]。牙本質材料性質則是參考過去學者經由壓縮試驗所取得的牙本質應力應變曲線如圖 3 所示，楊氏系數設定為 11642MPa，波以森比設定為 0.28 如表 1 所示[3]

本研究使用具破壞準則的牙本質，在 Abaqus/CAE 中給予牙本質 Ductile damage(塑性破壞準則)的條件，依照圖 3 應力應變曲線牙本質在應力為 275MPa 時達到極限強度，相對應的塑性應變為 0.014，而彈性區的應變量為 0.014，兩者相加總應變量為 0.028 時材料破壞，因此將牙本質元素設定應變量為 0.028 時視為破壞，並且不再參與後續分析。

材料	楊氏系數	波以森比	密度
鎳鈦旋轉器械	42530MPa	0.33	6.45g/ml
牙本質	11642MPa	0.28	2.2g/ml

表 1 鎳鈦旋轉器械與牙本質材料參數

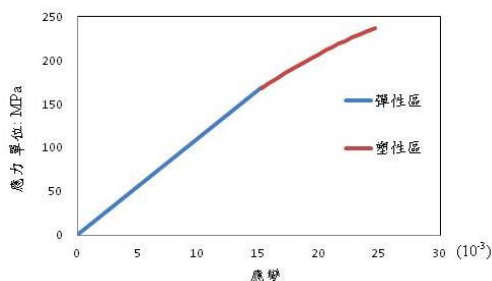


圖 3 牙本質應力應變曲線

2.3 邊界條件及分析步驟

本研究分析使用 Abaqus/CAE 有限元素分析軟體，因為切削過程為複雜的動態與接觸行為，所以使用軟體內的動態顯性分析模組(Explicit-dynamic)。

本研究將牙根管模型固定其六個自由度，並將鎳鈦旋轉器械的尖端與牙根管模型的中心孔洞圓心對齊，並在冠端施予順時針 300RPM 的轉速以及每秒 2mm 向下的速度 [1]，摩擦力設定為 0.01[4]，分析時間為 8 秒，邊界條件如圖 4 所示。

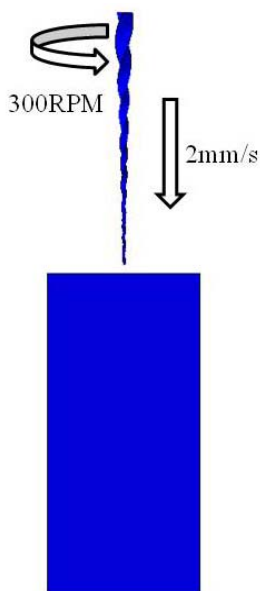


圖 4 邊界條件

三、結果與討論

本研究將 Protaper 器械中的 S1 進行有限元素分析，由本研究結果顯示，扭矩峰值為 17.3Nmm；最大反作用力為 21N 如結果圖 1、2 所示，切削前後比較如圖 5 所示。本研究結果數據在扭矩值和反作用力皆有劇烈的跳動的情況，推論為當牙本質元素受到破壞消失後，器械會有短暫的時間接觸不到元素，此時數值會返回到 0 附近的位置，當接觸到下一個元素時，數值又隨即提升。

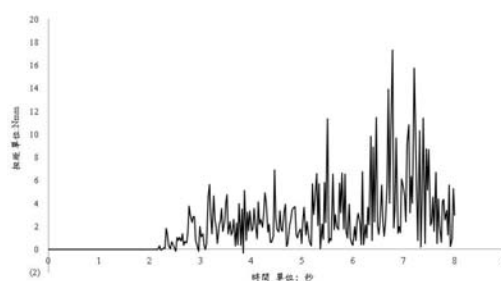
在 2014 年 Ana Arias 等學者進行鑲鈦旋轉器械的體外實驗，評估不同數號的器械在不同大小的自然牙根管中造成的扭矩與反作用力，其結果顯示 S1 在較小的根管中所造成的扭矩峰值為 25 ± 2 Nmm；最大反作用力為 16.5 ± 2.8 N。扭矩較本研究高出許多[1]，推測 S1 為第一隻進入根管的器械，其根管內部還有一些交錯的組織，但本研究的根管模型內部相當平整，可能器械在切削上較容易，產生的扭矩也較低；反作用力則無太大差異。

部分學者[5]認為低扭矩可以降低破壞的發生，也可讓根管治療過程較安全性，也有學者[6]提出，較低的扭矩的器械在破壞前旋轉的圈數較多，簡言之，就是器械

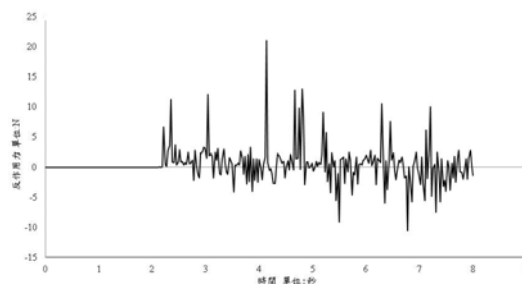
的使用壽命較長。由上述可得知，扭矩為評估鑲鈦旋轉器械是否設計良好以及斷裂在根管內的可能性。

本研究分析上的限制，在臨床上醫生在操作器械時，可能會從不同的方向以及搭配不同的力量，這些數據完全依靠醫生的經驗與手感，但本研究在分析中無法完全模擬這樣的邊界條件，所以簡化為從正中心直線的等速向下切削。此外，自然牙中的根管多為彎曲的情況，但本研究使用直線形狀的根管，此種類型的根管多出現在門齒，若為彎曲的根管，在結果上可能有所差異。

在根管治療的療程中，一組鑲鈦旋轉器械系統會有 3~5 支大小、長度不同的器械供醫師使用，不僅使用一支鑲鈦旋轉器械，在 Abaqus/CAE 中提供使用者，在舊的分析匯入新的模型繼續分析，藉此本研究的未來工作為模擬一套完整的根管治療過程，並評估不同大小和長度的器械在根管內切削的扭矩以及反作用力，進一步也可以觀察在牙本質上造成的應力，提供開發商或臨床人員參考。



結果圖 1 扭矩



結果圖 2 反作用力



圖 5 左:根管切削後、右:根管切削前

四、結論

本研究建立具破壞準則的動態有元素分析，更可擬真器械在臨床上切削的情況，藉此可了解其斷裂發生的問題以及給予臨床上牙醫師的建議與參考。

在本研究的設定之下，可得到 S1 於根管內切削時，扭矩峰值為 17.3Nmm，反作用力為 21N。

五、參考文獻

- [1] A. Arias, R. Singh, and O. A. Peters, "Torque and Force Induced by ProTaper Universal and ProTaper Next during Shaping of Large and Small Root Canals in Extracted Teeth," *Journal of endodontics*, 2014.
- [2] L. de Arruda Santos, J. B. López, E. B. de Las Casas, M. G. de Azevedo Bahia, and V. T. L. Buono, "Mechanical behavior of three nickel-titanium rotary files: A comparison of numerical simulation with bending and torsion tests," *Materials Science and Engineering: C*, vol. 37, pp. 258-263, 2014.
- [3] F. Peyton, D. Mahler, and B. Hershenov, "Physical properties of dentin," *Journal of Dental Research*, vol. 31, pp. 366-370, 1952.
- [4] H.-C. Kim, M.-H. Lee, J. Yum, A. Versluis, C.-J. Lee, and B.-M. Kim, "Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture," *Journal of endodontics*, vol. 36, pp. 1195-1199, 2010.
- [5] G. Gambarini, "Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors," *Journal of endodontics*, vol. 27, pp. 772-774, 2001.
- [6] E. Berutti, A. R. Negro, M. Lendini, and D. Pasqualini, "Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments," *Journal of endodontics*, vol. 30, pp. 228-230, 2004.