

以有限元素分析探討偏心型與往復式鎳鈦旋轉器械在根管製備時之力學行為

謝陽明¹, 劉建旻¹, 林俊彬², 陳文斌¹

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

摘要

目前鎳鈦旋轉器械已廣泛應用於根管治療當中，雖然鎳鈦合金的彈性佳，但仍然有發生無預警斷裂的情形發生。過去研究指出，最常見的斷裂情況為疲勞破壞與扭轉破壞，而會影響器械疲勞與扭轉強度的主要因子有幾何外型與切削旋轉兩種。為探討上述因素，過去文獻多半以力學實驗或靜態有限元素分析。本研究將使用動態有限元素分析對兩種器械做一系列的力學切削模擬，以了解根管修形時器械扭矩變化或應力分佈等力學行為來評估器械的表現。本研究提出一套具破壞準則的動態分析方法，模擬 ProTaper Next X2 (PTN X2) 與 WaveOne Primary (WO) 器械，探討在修形切削牙根管時的力學行為並與力學切削試驗進行驗證，之後改變不同進給速率與切削深度，探討這些參數的改變對器械造成的影響。

本研究使用 Abaqus 有限元素分析軟體進行動態分析。在轉速設定上，PTN X2 與 WO 分別為 300 和 350 rpm，而進給速率與切削深度設為 1 mm/s 與 6 mm，其中 WO 採用往復式旋轉，設定方式為使用 Amplitude 功能中 Tabular 的選項，並且計算 0~0.2 s 之間的斜率進行設定，其切削方式為逆轉 150 度，再正轉 30 度；在力學切削試驗的部分，試片採用壓克力塊進行實驗，而器械切削參數設定與分析時之設定方式相同。

由本研究之有限元素分析與實驗的結果得知，兩者的扭矩趨勢相似，因此，確保此有限元素分析具可行性。接著，我們進行 PTN X2 分三次切削至 6 mm 與一次進到 6 mm 的分析結果比較，分次切削的扭矩趨勢有下降的趨勢；另外，用分次切削的分析設定改變進給速率 (0.5、2 mm/s)，從分析結果中得到，當進給速率在 0.5 mm/s 時扭矩值無明顯的差異；在 2 mm/s 進給速率下，扭矩值有明顯的上升趨勢。因此，多次切削至指定深度以及進給速率的提高，皆會對器械造成影響。

由本研究的分析結果中可以觀察到，改變分析的負載條件(進給速率、進給速度)，會影響扭矩值的高低。因此，未來可先透過有限元素分析在當改變器械設計或切削方式時對器械力學行為進行評估，讓器械製造商及牙醫師能夠事先參考，避免器械不必要的斷裂。

關鍵字：根管治療、往復式、鎳鈦旋轉器械、有限元素分析、扭矩、器械斷裂

ABSTRACT

Currently, Ni-Ti rotary files are broadly used in routine endodontic treatments. Although Ni-Ti alloy possesses good superelastic material property, however, unexpected Ni-Ti rotary file fractures are still often occurred in clinical practice. From previous literature, most commonly seen instrument fractures are due to cyclic fatigue and torsional failure. The major factors that cause instrument fractures are highly related to the instrument geometry and the movement setting of the rotary file during canal shaping. In order to understand the effects of these factors, mechanical tests and static finite element analysis (FEA) are commonly performed in previous studies. In the current study, a dynamic FEA was proposed to simulate a series of root canal shaping procedures in order to understand the mechanical behaviors, such as torques and stress distributions on the rotary files. This dynamic FEA procedure incorporated a failure criterion to simulate the root canal shaping

procedures for two different rotary files, ProTaper Next X2 (PTN X2) and WaveOne Primary (WO). The mechanical tests were also performed for these two files using acrylic resin block to simulate the root canal. The FEA results were firstly compared and validated with results from mechanical tests. Following the validation of the FEA, different feed rates and cutting depths were analyzed in order to investigate their effects on the rotary files during shaping.

A commercial FEA package (Abaqus) was used to perform the dynamic analyses in the study. The rotational speeds for the PTN X2 and WO were set at 300 and 350 rpm, respectively. The feed-rate for both files was set to be 1 mm/s. A reciprocating rotation pattern (150° counter-clockwise then 30° clock-wise rotation) was assigned for the WO file. The settings of the rotational speeds and feed rates in the experiments were same as the use in the FEA. In the experiments, the acrylic resin blocks were used for the specimens.

From the FEA and mechanical testing results, they presented similar trends in the torques during root canal shaping procedure. These results confirmed the feasibility and validity of the FEA. Two different types of canal preparation were simulated, one is directly advancing the files to a depth of 6 mm continuously, the other one is advancing the file back-and-forthly to the depths of 2, 4, and 6 mm, respectively. Analysis results found that advancing the file back-and-forthly to the 6 mm depth has lower torque values which might prevent file fracture. Also, the feed rates were changed from 1 mm/s to 0.5 mm/s and 2 mm/s. The results showed that no significant difference in torques for the 0.5 mm/s feed rate when compared to that for 1 mm/s. On the other hand, significantly higher torque values were found for the case with 2 mm/s feed rate.

From the current FEA study, when the loading conditions, such as the file movement patterns, feed rates, and geometry were changed, the torques on the files will be affected accordingly. In the future, such FEA may be performed in advance when designing files or changing the canal preparation procedures. Important information can be provided to rotary file manufacturers and dentists and the unwanted file fracture incidences may be further reduced.

Keyword : Endodontic treatment, Reciprocating motion, Finite element analysis, Ni-Ti rotary instrument, Torque, Instrument fracture

一、緒論

由於醫療技術日新月異，鎳鈦旋轉器械已廣泛使用在根管治療手術，且其有安全性高、治療時間短且能保持原有根管形狀的優點。使用鎳鈦旋轉器械進行根管製備失敗風險較低，然而，失敗的主要原因往往為器械之斷裂，以及目前器械的使用順序的考量都是目前牙科醫師所關注的議題[1]。儘管有如此良好的特性，鎳鈦旋轉器械的斷裂機制無預警的發生仍然是根管製備中最大的問題。器械斷裂機制主要分為扭轉破壞 (Torsional fatigue) 及疲勞破壞 (Cyclic fatigue) 兩種[2]。扭轉破壞大多是發生在治療直線根管時容易產生的，其原因為器械在修形時，發生器械卡住的情形，造成器械因超過破壞強度而被扭斷；疲勞破壞較常發生於治療彎曲根管時，原因為製備根管其間反覆承受張力及壓力的負載，發生無預警斷裂，過去學者發現疲勞破壞佔所有機械破壞的五成至九成左右[3]。若能改善器械的使用順序且增長器械的使用壽命，對牙醫界而言是

個很大的幫助。

隨著有限元素法和分析軟體的結合以及科技的逐漸進步，以往只能耗費材料做物理實驗並且整理大量數據，而透過有限元素分析，能夠減少材料的耗費之外，還能模擬在實際實驗中難以量測到的數據。過去進行鎳鈦旋轉器械之有限元素分析的研究多以靜態分析 (Static) 為主，而在設定上較常以固定器械冠端，並於尖端位置施力分析彎矩或是固定尖端位置後，在冠端位置旋轉，分析器械扭轉狀態，利用幾何外型能夠任意改變以及立即分析的優點，對器械做形狀、螺距與螺紋數的改變。

2015年 Ha 等學者[4]繪製四種不同截面器械 (矩形、正方形、正三角形、細矩形)，每個形狀各有3個不同的螺紋數，探討對三種不同角度的模擬根管反復拉伸與壓縮動作時的力學行為變化。首先共建立12支長為16mm 錐度為0.044的4種截面不同螺紋數的器械，分別建立角度為15度、30度、45度直徑為1.6mm的模擬根管，並使用

Abaqus6.10(SIMULIA, Providence, RI, USA)進行有限元素分析,其根管內摩擦係數設定為0.1。結果顯示正方形器械不管是旋入根管時的力量或是旋轉時產生的扭矩都是四個形狀中數值最高的,而從這個分析他們發現器械螺紋數較多,所產生的力與扭矩比螺紋數少的器械其數值來得小。本篇作者認為螺紋數的多寡以及根管曲率對器械旋入的力量與扭矩值高低影響較大。

本實驗室劉維定學長利用 ProTaper Universal 系列之器械分析與實驗比較不同型號的器械能夠鑽削的最大深度並觀察其扭矩,探討用最少支數的器械進行手術的效果是否會與一整組器械相同或是能達到更好的效益,減少器械發生斷裂的風險,進而提高根管製備的效率[5]。本研究將延續劉維定學長的分析設定方式利用標準靜態分析及動態顯性分析模組進行模擬根管製備行為。故本研究主要目的是以近期較新型的 ProTaper Next X2(PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzer-land) 與 WaveOne Primary (WO; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)器械進行有限元素分析(Finite element analysis; FEA)與力學切削試驗觀察其扭矩。比較這兩種不同廠牌的器械原因在於, PTN 的截面形狀為偏心矩形與以往的設計有所不同,而 WO 雖然在形狀上是規則的凸圓三角形,不過主要與 PTN 相比的地方為兩者的切削方式,過去所製造的器械通常為持續逆時針旋轉,探討兩支不同截面形狀以及不同運動模式之器械的差異性,並改變 ProTaper Next 器械進給速率與切削深度的改變,最後將此數據提供器械製造商及臨床醫師使用上的建議與參考。

二、材料與方法 (Material and methods)

在有限元素分析的部分,將參考鑲鈦旋轉器械相關資訊、製造商提供的 CAD 三視圖以及臨床醫師對於器械螺紋數與螺距的建議,繪製出 ProTaper Next 器械。此系列器械共有 5 支,分別為 X1、X2、X3、X4、X5;本研究挑選治療時較常使用的 X2 作為研究模型。另外,利用 Micro-computed Tomographic (SkyScan 1076; Bruker microCT, Kontich, Belgium)掃描 WaveOne Primary 器械,將得到的器械圖形檔案匯入

醫學影像處理軟體 Amira (Visage Imaging, Carlsbad, CA, USA),再利用 CAD 軟體 Solidworks 2012 (Solidworks corporation, Boston, MA, USA)建立器械實體模型,以及建立與試驗用壓克力相同孔徑(0.2mm)的簡易根管 CAD 模型。最後再將繪製完成的檔案存成*.igs 格式匯入有限元素分析軟體 Abaqus/CAE6.13-2 (Simulia,Providence, RL, USA)進行模型組合與設定,利用此軟體給予模型材料參數、邊界條件、分析步驟、撤點鋪設網格以及獲得結果等動作,其網格元素型態為三維四節點的六面體元素(C3D4)、三維八節點的六面體元素(C3D8R)以及三維十節點四面體元素(C3D10M)。

接著為切削根管的力學試驗的部分,本研究欲使用正方體壓克力塊製作模擬根管模型,其尺寸大小為10mm*10mm*10mm(長*寬*高),並在其中兩面正中心鑽出孔徑0.2mm的貫穿孔。以上材料準備完成後,將鑲鈦旋轉器械放入實驗室自製的鑽孔機台,再藉由自製機台中的感測器即時擷取切削過程中器械產生的扭矩值(Torque)與反作用力(Reaction Force)。接著將有限元素模擬器械切削過程中所得到的扭矩值與實驗數據與分析相互驗證,確保兩者數據的可靠性和有限元素的準確性,最後再針對器械進給速率的相同條件與有限元素分析結果比較。

三、結果(Result)

3.1 力學切削試驗結果

本研究使用 ProTaper Next X2 與 WaveOne Primary 進行切削實驗,切削試片為孔徑0.2mm之壓克力塊,在進行力學切削試驗前會先使用#20 K-file 做前置動作,為確保切削時可能產生的誤差以及降低器械斷裂的機率。在負載條件上 ProTaper Next X2 為轉速300 rpm 以及1 mm/s 的進給速率,而此器械分別進行一次切削到達指定深度與分次切削到達指定深度兩種,在比較器械斷裂發生率的情況下,一次切削到指定深度產生的斷裂機率較為顯著。WaveOne Primary 按照手術機台所內建的轉速下對材料進行一次性切削到達指定深度,由於此型號之器械在臨床上屬於單一支器械完成根管製備的設計,雖然有斷裂的情況發生,但發生的次數仍比 ProTaper Next X2 少,以

兩組各 10 支的數量來看，前者 10 支中有 2 支斷裂，後者則是有 7 支發生斷裂的狀況。另外發現，由於本研究切削深度設定為 6 mm，而器械斷裂位置大部分都是距離尖端 4~5 mm，隨著器械進入的深度越多直徑增加，產生的扭矩相對變高而顯得較容易斷裂。

表 1、PTN X2 與 WO 斷裂長度表

ProTaper Next X2			WaveOne Primary	
器械	斷裂長度(mm)	斷裂扭矩(N-cm)	器械	斷裂長度(mm)
1	4.35	3.52	1	4.1
2	4.1	2.71	2	0.6
3	3.82	2.72		
4	3.81	2.74		
5	4.24	2.63		
6	4.32	2.68		
7	4.26	3		
Mean	4.12	2.85		

3.2 力學切削試驗與有限元素分析驗證

本研究將前面進行的實驗與有限元素分析所得到的數據做成圖表並相互驗證，看其趨勢是否相近，以用來做後續有限元素參數更改後的可靠性。從圖中兩支不同器械來看，實驗與有限元素分析在到達器械 Taper 值改變的區域時扭矩值都有瞬間提高的趨勢，且實驗與有限元素分析瞬間提高的位置皆相似。

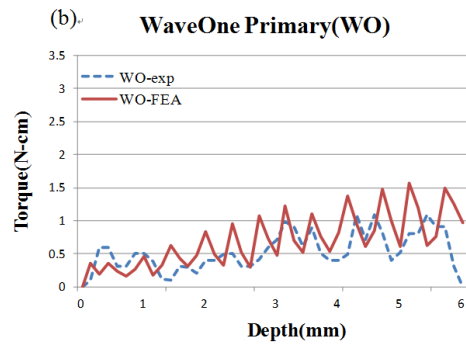
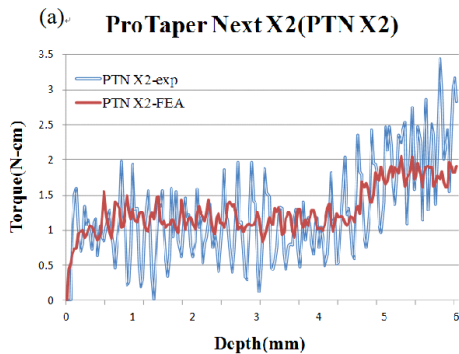


圖 1、Torque curve validate of (a) ProTaper Next X2 與(b) WaveOne Primary

四、討論

WaveOne 系列之器械主要是提倡以一支器械就能完成根管製備，並且切削方式為往復式旋轉，進而能夠增長使用壽命。而 ProTaper Next 系列之器械，擁有偏心型截面的設計，能減少削屑卡住器械的情況，使其不容易產生斷裂。不論是 ProTaper Next 器械或是 WaveOne 器械或是其他不同系列的鎳鈦旋轉器械，它們仍然會有醫師們擔心的不安定因素，其中最嚴重的就是斷裂情況。

不管是靜態彎曲分析或是任何斷裂實驗是許多學者經常在探討的，但並無法考慮實際切削以及器械在根管中所承受的力學行為為影響。本研究利用有限元素分析法，探討器械與根管接觸時對牙本質以及器械之間的力學行為影響，在分析中雖然無法達到真正斷裂，但可以由扭矩過大的區域判斷斷裂點。僅管在轉速以及進給速率皆是參考過去學者在進行實驗的設定，不過仍會與實際情況有所差異。

五、結論

由於本研究探討的是兩種不同幾何外型與不同旋轉模式的器械彼此之間的力學行為，與實際根管製備流程有所落差。雖然在本研究的有限元素分析在往復式設定中尚未能完全精準，但已經能夠達到器械所需的正反角度，未來將繼續改變設定方法，讓分析有更進一步的精確度。

而根據本研究之結果可提出，若僅使用 #20 K-file 做直線形根管的清理，並利用 PTN X2 進行切削，最大切削深度與扭矩限

制須控制在 4 mm 與 2.85 N-cm。且在直線形根管進行根管製備時，WaveOne Primary 的設計比 ProTaper Next X2 適合。另外，本研究為直線形根管，若用於彎曲根管中，扭矩可能會有些微差距；但從本研究的分析結果中可以觀察到，改變分析的負載條件，會影響扭矩值的高低，而這些趨勢可供牙醫師在控制器械時事先參考，避免器械不必要的斷裂。

六、參考文獻

- [1] K.S.Al-Fouzan, "Incidence of rotary ProFile instrument fracture and the potential for bypassing in vivo," *International Endodontic Journal*, vol. 36, pp. 864-867, 2003.
- [2] B. Sattapan, G. J. Nervo, J. E. Palamara, and H. H. Messer, "Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use," *J Endod*, vol. 26, pp. 161-5, Mar 2000.
- [3] W. L. Wildey, E. S. Senia, and S. Montgomery, "Another look at root canal instrumentation," *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, vol. 74, pp. 499-507, 1992.
- [4] J. H. Ha, G. S. Cheung, A. Versluis, C. J. Lee, S. W. Kwak, and H. C. Kim, "'Screw-in' tendency of rotary nickel-titanium files due to design geometry," *Int Endod J*, vol. 48, pp. 666-72, Jul 2015.
- [5] 劉維定, "根管製備流程對於鎳鈦旋轉器械力學行為之影響," 國立台北科技大學製造科技研究所碩士學位論文, 2015.