

鎳鈦旋轉器械應用於彎曲根管切削之力學行為分析

羅堉璋¹，劉建旻¹，陳文斌¹，林俊彬²

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

鎳鈦旋轉器械擁有良好的生物相容性與機械特性，目前廣泛應用於根管治療中，在許多學者的研究中，亦證實鎳鈦旋轉器械比傳統不鏽鋼根管銼更能有效減少在彎曲根管修形時根管位移、變形、穿孔的情況發生。但是，鎳鈦旋轉器械卻有無預警斷裂的風險。因此，為了瞭解鎳鈦旋轉器械在切削彎曲根管時所產生的力學行為，本研究利用動態有限元素分析進行切削模擬，並透過切削實驗進行有限元素分析的驗證，最後將實驗與分析結果彙整與討論，以提供牙醫師操作上的具體建議。

本研究將分為力學實驗與動態有限元素分析兩個部分。力學實驗採用目前市售的兩款鎳鈦旋轉器械，並依照製造商建議的操作方式，進給至指定深度 7 mm，記錄切削過程所產生的扭矩與反力；動態有限元素分析則利用電腦繪圖軟體(Solidworks)及有限元素分析軟體(Abaqus)所建立的器械及根管模型進行模擬分析，根管模型則帶入具破壞準則之樹脂材料參數，邊界條件依據實驗條件做設定，模擬近似實際切削情形。將實驗與分析所得的扭矩數據作為模型驗證，驗證後可透過有限元素分析觀察器械應力應變隨時間的變化與趨勢。

力學實驗與有限元素分析之扭矩數據經皮爾森相關性分析得知兩者間具有中高度相關性，因此本研究之有限元素分析具有相當的可信度。分析結果顯示，因截面形狀與外型結構不同，切削過程中器械應力應變分布與趨勢皆有很大的差異。根據分析結果發現，器械在進入根管中彎曲區域，在距器械尖端 1~5 mm 的區間會有應力峰值產生，而應變趨勢線則有急遽的起伏變化，此區間受應力與應變影響較大為斷裂高風險區域。建議若在操作時，器械行經根管中彎曲區域，應適當地減少進給量，以降低器械斷裂發生機率。

關鍵字：鎳鈦旋轉器械、彎曲根管、有限元素分析、扭矩值

ABSTRACT

Nickel titanium (NiTi) rotary files possess good biocompatibility and mechanical properties and are currently widely used in root canal preparation. It has been reported that NiTi rotary files are more effective than traditional stainless steel files at reducing the chances of root canal displacement, deformation, and perforation when shaping curved root canals. However, it is necessary to understand the mechanical behavior of NiTi rotary files when preparing curved root canals as unexpected abruptly fracture may occur. Therefore, in the current study, a dynamic finite element analysis for the simulation of root canal preparation was performed, and a mechanical experiment was performed to validate the simulation results. The results from the experiment and the analysis were compared in order to provide constructive suggestions for root canal preparation for dentists.

This study was divided into two parts: mechanical experiment and dynamic finite element analysis. In the mechanical experiment, two types of commercially available NiTi rotary files were used, based on the manufacturer's recommended operating procedure, each file was fed into the resin canal to a depth of 7 mm. The torque and reaction force were recorded during the entire shaping procedure. For the dynamic finite element analysis, computer-aided design software (Solidworks) and finite element analysis software (Abaqus) were used to create the rotary file and root canal finite element models for analysis. Mechanical properties and failure criterion for resin material were assumed for the root canal model and the boundary conditions were set to be the same as the mechanical experiment in order for comparison and validation. The torque data obtained from

analysis were validated with the data from mechanical experiment. After the validation process, the finite element model can be used to observe the changes and trends in the stress and strain distributions of the file over time.

After using Pearson's correlation analysis on the torque data obtained from the mechanical experiment and the finite element model, it was found that their results showed mid-to-high levels of correlation; therefore, the finite element analysis was considered reliable. Analysis results showed that due to the differences in the cross-sectional area and shape geometry of the file, the stress and strain distributions on the file during the shaping procedure for each file were very different.

According to the analysis results, it was found that when the file entering the curved section of the root canal, a peak stress was observed at the region between 1 and 5 mm away from the file tip and the corresponding strain values with respect to time were also increased rapidly. In this region, the stress and strain were considerably high and posed a high risk of file fracture. It is suggested that when the file passes through the middle curved region of the root canal, the feed rate should be reduced accordingly in order to prevent file fracture.

Keywords: Nickel-Titanium rotary instrument, Curved canal, Finite element analysis, Torque

一、緒論

目前多數文獻關於鎳鈦旋轉器械多是靜態(Staic)或準靜態(Quasi-staic)進行分析,較少有文獻是對於鎳鈦旋轉器械在根管製備過程中,器械與根管之間力學行為的探討。目前只有三個較為主要的團隊,分別為義大利[1][2]、韓國[3~6]和印度[7],對於鎳鈦器械與根管間複雜的接觸行為進行有限元素分析與探討製備過程中的影響。

過去文獻研究都是預先移除可能切削的牙本質進行分析,並無考慮實際器械切削根管的力學行為,僅透過根管外形與器械截面的幾何形狀,來判斷應力集中的位置和應力大小,但臨床上器械在切削牙本質時,會隨著切削深度加深,與管壁間接觸面積增加,產生更大的扭矩值,進而可能造成器械的破壞。

臨床上根管製備過程中,器械與管壁間受力相當複雜,且應力集中位置並非固定在某處,而是隨著進給深度和切削位置不同而有所變化,扭矩值亦會隨著器械錐度增加而有所提升,故若以靜態或準靜態分析,僅能得知平衡受力情形,並無法全面了解器械斷裂原因。

因此本研究使用動態有限元素分析,並將根管設定為具破壞準則之樹脂材料,當器械進入根管後,網格元素會因為受力變形,造成塑性應變提高後而破壞(消失),另外臨床上根管多為彎曲型態,故採用市售的樹脂根管練習塊做為外型參考,使本次分析能夠更貼近臨床根管製備過程,提高本研究

可信度與實用性。藉由動態分析結果觀察器械切削情況及統整應力、應變和扭矩數據結果推測器械斷裂高風險位置,以提供醫師參考,期望能夠有助於減少器械斷裂風險,亦可提供廠商在開發新型器械時做為參考依據。

二、材料與方法

2.1 力學實驗

本研究藉由自行開發的精密動態量測儀器(圖 1a),進行根管製備的過程。實驗材料為 ProTaper Universal F2 與 ProTaper Next X2 各三支,樹脂根管試塊六塊(圖 1b),共做三組切削實驗,首先將樹脂試塊固定於夾治具中,並將鎳鈦旋轉器械裝入相符尺寸的錐度套筒,使器械的尖端與樹脂塊對齊(圖 1c),給予 300 rpm 的轉速,此時因機器限制須讓器械自轉數秒才能達到指定的轉速,接著平台驅動器以 1 mm/sec 的進給速率向樹脂塊前進,設定切削至指定深度為 7 mm,實驗過程中會透過扭力計與荷重元記錄其扭矩值與反力值。扭矩值,是將扭力計與主軸座馬達相連接,並藉由兩機構間速度差來量測扭矩數據;反力值,是將荷重元置於夾治具底部,當器械切削進給時,量測整體的軸向反力數據。

2.2 器械模型建立

ProTaper Universal F2 與 ProTaper Next X2 模型的建立是依據製造商網站(Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)所提供的相關產品資訊介紹,獲得器械的尺寸、截面

幾何形狀以及錐度率變化之說明圖，再將器械經由 3D 輪廓量測儀取得實際外型照片與尺寸，計算螺紋間距與螺紋圈數，進行模型的建立(圖 2a、圖 2b)。

ProTaper Universal F2 網格採用十節點四面體元素，建構有限元素模型，網格大小為 0.1，元素個數為 16633，節點個數為 27584。ProTaper Next X2 網格採用十節點四面體元素，建構有限元素模型，網格大小為 0.12 mm，元素個數為 10410，節點個數為 26642。

2.3 根管模型建立

經由 3D 輪廓量測儀取得根管外型與內徑實際尺寸，並參考過去文獻得知切削後的根管外徑大小，進行根管外型的簡化，以減少過多不必要的模型。根管周長為 7.5 mm，外徑分別為 1 mm 與 0.4 mm，內徑為 0.2 mm，模型呈圓錐狀如圖 2c 所示。模型使用八節點六面體元素進行網格鋪設，首先以大小 0.04 mm 的距離對整體模型進行全域撒點，接著在圓形截面更改為漸進式撒點，此撒點方法可以使器械尖端在切削時，近似於實際切削情況，並取得更貼近實際情況的分析數據。根管模型網格數目為 73656，節點數目為 80784。

2.4 材料參數設定

鎳鈦合金材料性質設定方面，根據 2015 年 Legrand 學者[8]對於鎳鈦合金做拉伸實驗與分析所得的應力-應變曲線圖與 2014 年 Santos 學者[9]使用 Abaqus 軟體設定鎳鈦合金的材料參數表作為參考，並依照文獻上所需要的各項參數使用 PlotDigitizer (Softpedia®，SoftNews NET SRL)軟體擷取數值，並進行設定如表 1 所示。

根管材料性質是依據 2014 年 Jumahat 學者[10]文獻，文獻中所使用的是環氧樹脂，與本次實驗所使用的樹脂材料有相同的機械特性，故依照此文獻中所得到的應力-應變圖作為材料參數設定，另外為模擬鎳鈦旋轉器械在切削根管的實際情況，必須在樹脂材料參數中，額外設定破壞準則，使元素在達到極限應力值時，即自動消失。

樹脂根管的破壞準則設定是依據 Jumahat 學者實驗所得的應力-應變曲線圖，經由 PlotDigitizer 軟體，取得曲線上各點座標，從而得知當應力在 63.175 MPa 時，已達降伏點，進入塑性區，當應力值達

153.96 MPa 且總應變超過 0.067，即為破壞。經公式換算可得知，當樹脂的塑性應變達到 0.0192 時破壞，並將此點設定為破壞的起點，只要元素塑性應變達該值，軟體將會判定此元素失效，隨即消失，且不再參與後續分析。

2.5 邊界與負載條件設定

本研究固定根管外部曲面六個自由度(X、Y、Z 三軸向之位移與旋轉)，並將鎳鈦旋轉器械的尖端與根管模型的中心圓孔對齊，依照廠商建議的旋轉使用方式，柄端施予轉速 300 RPM，連續逆時針旋轉，摩擦係數為 0.3，進給速度為 1 mm/sec，進給深度為 7 mm(圖 2d)

三、結果

3.1 力學實驗

實驗結果顯示，PTU 三次實驗皆能夠順利切削進給至 7 mm 位置，並且器械沒有斷裂或變形的情況發生，由扭矩數據可看出，PTU 在進入彎道時，扭矩值皆會大幅提升，但在過了彎道後，其上升趨勢會較趨於平緩(圖 3)；反觀 PTN，三次實驗皆未能順利完成，並且器械皆斷裂於根管之中，造成器械前端 2 mm 斷裂於根管之中，但因器械持續前進，扭矩值皆有上升的趨勢(圖 4)。

3.2 有限元素分析-應力

器械在行經彎曲根管時，其尖端與中間區段所承受的應力程度及應力上升趨勢不盡相同，故本研究設定三個參考點，分別位於距器械尖端 1、3、5 mm 位置的切削刃上，並透過參考點記錄盟麥斯應力上升趨勢。圖 5 為 PTU 盟麥斯應力趨勢圖，由圖觀察得知 A 點在進入根管時應力會大幅提升，過了根管中間彎曲部分，其應力上升趨勢也較為平緩；B 點在進給深度 3 mm 為剛接觸根管，同樣也會有較高的應力產生，當器械持續前進，B 點將越靠近根管中間彎曲部分，其應力將會持續上升；C 點在進給深度 5 mm 為剛接觸根管，因器械外徑較大且切削量也較大，故應力會有大幅提升的趨勢。

圖 6 為 PTN 盟麥斯應力趨勢圖，由圖可得知 A、B、C 點的應力在初期皆會持續上升，直至該點與根管口接觸，會有一個較大的峰值應力，當過了根管口後，應力有稍

微減緩的趨勢，推測可能是 PTN 為偏心矩形所構成，所以當旋轉和前進同時進行時，其器械會有擺動的切削行為，使它能夠切削出比器械本身外徑更大的根管形狀，並減少後端大直徑的切削量，故在進給深度較深時，應力值趨勢會有相似的情況發生。

由圖 7 可知，PTN 在切削時，因器械為搖擺運動，會有應力集中的問題，而 PTU 是以質心為中心做旋轉運動，故較無此問題產生且應力分布也較為均勻。當器械進入彎曲根管後，其內側皆產生較大的壓應力，而張應力的提升主要是因為器械進入根管的外徑增加，使切削量也增加，故應力會有所上升。

3.3 有限元素分析-應變

在行經彎曲根管時會經歷大變形 (large deformation)，從應變分布圖結果發現，器械每段外徑與所經歷的根管彎曲位置截然不同，且主要是受張應變影響，故本研究設定三個參考點，分別位於距器械尖端 1、3、5 mm 位置的切削刃上，並透過參考點記錄最大張應變觀察其趨勢。

圖 8 為 PTU 最大張應變趨勢圖，由圖觀察得知 A 點從開始到結束應變值皆有上升情況，在進給深度 3~5 mm 應變值較大的起伏情況，主要因為所在位置接近中間根管彎曲部分，器械會有較大張壓應變的持續變換，而在過了彎曲部分，其應變值較為平順的上升；B 點在進給深度 3 mm 為剛接觸根管，因外徑變大，需要切削根管，所以應變有較大的提升，持續前進至深度 5~7 mm，可以發現應變值有較大的起伏情況，其原因與 A 點相同，但因 B 點外徑較 A 點大，造成的張壓應變會更為劇烈；C 點在進給深度 5 mm 為剛接觸根管，需要大量的切削根管，在此時產生較大的應變峰值。

圖 9 為 PTN 最大張應變趨勢圖，由圖可得知 A、B、C 點在剛接觸根管時仍有較大應變產生，但特別的地方在 A、B 點經過中間彎曲根管時，並不會有應變的起伏，反而發生略為減緩的情況，推測可能是 PTN 的偏心矩形結構，使器械有更好的彈性，經過彎道時不會有急遽的應變變化。

由圖 10 觀察推測，PTN 是以偏離中心的搖擺運動模式，在進入根管初期會產生較大的應變集中情況，反觀 PTU 則是以質心為中心的旋轉運動模式，能夠平穩地進入

根管，應變無明顯的上升情況且分布較為均勻。當器械進給至深度 5 mm 時，可看出兩器械應變值趨勢差不多且最大張應變皆發生在器械外徑較大的位置。器械進給至深度 7 mm 時的瞬時應變狀態，可觀察出 PTU 有較大應變值且分布區域較廣，推斷可能是 PTU 的外徑較大，且螺距較長，導致其彈性較差，故產生較大的應變量。反觀 PTN 能夠切削出較大的根管形狀，使器械能夠有更大的空間來抵抗彎曲所造成的張壓應變。

3.4 力學實驗與有限元素分析驗證

本研究將力學實驗與有限元素分析的扭矩值，經數據統整後製成圖表，並使用 SPSS(International Business Machines Corporation, Endicott, New York, U.S)軟體計算皮爾森相關性分析，了解其趨勢是否相似，數值趨近 0.5~1 表示高度相關，若接近 0~0.09 則表示無相關性。圖 3 為 PTU 進行三次實驗與有限元素分析所得到的扭矩值，相關性係數如圖下方數據顯示，三次實驗皆具有高度相關係數，證明 PTU 模型具有相當的可信度。圖 4 為 PTN 兩次實驗與有限元素分析所得到的扭矩值，器械進給至深度約 6 mm 有斷裂情況發生，但本研究有限元素模型並未探討 PTN 斷裂行為，故本研究 PTN 模型驗證將以進給深度 0~6 mm 來進行皮爾森相關性分析。相關性係數如圖下方數據顯示，兩次實驗皆具有高度相關係數，證明 PTN 模型具有相當的可靠度，在實際操作時，可做為參考依據。

四、討論

4.1 根管清創過程實驗

目前臨床醫師所使用的牙科手機，內部都會裝設扭矩保護裝置，可自行設定扭矩使用範圍，當器械所給予的扭矩回饋過大時，此保護裝置會立即讓器械反轉，以降低器械發生斷裂的風險。所以若能預先知道切削彎曲根管過程中，會大幅提升扭矩值的區域，能有助於降低斷裂的風險。

由本研究之力學實驗結果得知，PTU 與 PTN 在進給至根管中間彎曲部分時，其扭矩值上升趨勢較為陡峭，推測可能為斷裂的高風險區域。數據中發現 PTU 承受扭矩值較大但未斷裂，而 PTN 承受扭矩值較小卻斷裂，推測因器械本身外型結構不同，切削過程中承受應力負載方式有所差異，故扭

矩值並非主要斷裂原因，應從有限元素分析的應力、應變來觀察並推論斷裂因素。

一般材料試驗中，材料在斷裂前會有峰值產生，但在本研究 PTN 實驗無法看出斷裂前的扭矩峰值，原因是器械斷裂後仍持續進給，外徑較大的位置仍有切削行為，故扭矩會有持續上升情況。本實驗是藉由荷重元測得軸向反力，反力在切削深度 5 mm~7 mm 處會有劇烈的起伏，進而推測 PTN 在該位置產生斷裂。

2000 年 Sattapan 學者在評估器械斷裂的研究中指出，根據鎳鈦旋轉器械轉速為 300 RPM，進入鋁合金製成的模擬根管進行的扭轉破壞，認為扭矩是造成破壞的重要因素之一，並發現器械因扭矩破壞所發生位置皆為於器械尖端[11]。而本研究的實驗結果也發現同樣的現象，PTN 在切削過程中，進給速度較快，使器械因切削未完全而卡在樹脂試塊中，主軸座馬達仍持續旋轉，即造成立刻斷裂或者嚴重變形，發生位置皆位於器械尖端。

2015 年 Ha 學者使用有限元素分析，觀察器械不同截面形狀與螺距大小，進入彎曲根管後的力學行為。結果指出較大的螺距，旋入力(Screw-in force)及根管壁上的反力扭矩(Reaction torque)也會越大[12]。本研究所使用的 PTU 螺距較長，在力學實驗中，PTU 皆能順利切削至指定深度，推測可能原因為相較於 PTN，PTU 有較長的螺距，使其旋入力與根管壁的反力扭矩較大，進而增加切削效率，才能一次進給至指定切削深度。

4.2 器械的應力分布與趨勢

Zhang 在 2010 年使用有限元素分析觀察器械截面構造及尺寸對於彎曲與扭矩的影響，綜合分析數據結果顯示，器械的截面設計，對於扭矩與彎曲有顯著的影響；而錐度與器械尺寸大小影響較小[13]。

從整體的主應力圖發現(圖 7)，進給深度至 3 mm 時，PTN 較 PTU 有更大的應力產生，推論可能是因為 PTN 的偏心構造，使其前端有搖擺的動作，在一開始進入根管後產生較大的應力，但進入至 5 mm 時，器械直徑變大，偏移減少，應力趨於平緩且分布較為勻稱；反觀 PTU 截面與器械中心一致，應力隨著器械進入根管的外徑增加而持續上升，且分布較為規律，皆分布於器械外

側。

Berutti 在 2004 年針對整組 ProTaper 器械扭轉對於器械斷裂的機率評估，指出鎳鈦旋轉器械在根管治療過程中，因為反覆的張壓應力發生在器械彎曲的地方，導致器械疲勞硬化，進而發生斷裂，尤其是在較狹窄的根管中使用較大號數的器械，容易使器械與管壁產生較大的摩擦力，器械鎖死於彎曲根管中或造成根尖穿孔或偏移的現象[14]。

如同本研究主應力分布分析結果顯示，鎳鈦旋轉器械在成彎曲狀態時，器械的外側是承受張應力；反之，器械內側則承受壓應力，當器械旋轉半圈時，原本承受張應力的部位會改變為壓應力(圖 7)，加上臨床根管治療的鎳鈦旋轉器械是在高轉速下執行手術，如此彎曲部份的器械之張壓應力將持續變換，器械則因為疲勞效應而產生斷裂。

4.3 器械應變的分布與趨勢

鎳鈦合金在 8% 以下的應變量不會造成永久變形，但在 2%~6% 間的相轉換區域，存在應變增加應力卻無明顯變化的情況，若疲勞破壞是發生在此區域的應變，這些數據點的應力都是差不多的，無法反應出鎳鈦旋轉器械彎曲的程度，在此情況下具有參考意義的是應變而非應力。所以本研究將使用應變作為主要推測疲勞斷裂的指標。

過去研究顯示鎳鈦旋轉器械的臨床斷裂，一部份是由扭力過載引起，另一部份則是由週期負載引起金屬疲勞(cyclic fatigue)所致。扭力過載所引起的破壞，可以透過具有扭力過載保護的馬達控制系統有效地減少，至於週期負載所引起疲勞斷裂，則至目前為止仍看不到有效的遏止方法，因此疲勞破壞將成為根管治療最棘手的情況。

張棋閔在 2008 年針對鎳鈦旋轉器械之疲勞與切削性質評估，指出結合實驗及有限元素法分析發現，根管銼的疲勞斷裂位置和最大應變發生的位置相近，所以根管銼的應變狀態是直接反應其疲勞壽命的指標，透過實驗和模擬數據可代表某一根管銼的疲勞性質[15]。Alessandro Scattina 在 2015 年針對 ProTaper Next X1、X2、X3 做疲勞實驗，並透過逆向工程，以有限元素法模擬實驗負載條件，經由計算成功預測器械疲勞破壞位置。指出 ProTaper Next X1、X2、X3 斷裂位置約在距根尖 5 至 6 mm 之間，且皆

位於彎曲根管中間部分[16]。

由本研究分析結果發現，當器械進給至根管中間彎曲部分，其器械 3 mm 位置受拉壓應變負載較為劇烈，趨勢線也會有大幅度的震盪，因本實驗為切削實驗，並無法判斷疲勞破壞位置，故藉由張棋閔與 Alessandro Scattina 學者所提出的論點，可以推斷可能造成本研究疲勞破壞高風險的區域位於根管中間彎曲位置，建議若使用於較為彎曲根管，應避免過度使用，而造成疲勞斷裂。

2014 年 Arias 學者使用鎳鈦旋轉器械進行根管製備，並採用人體自然牙作為實驗樣本，結果發現當器械進給越深，根管內部扭矩隨之上升，主要原因來自接觸的面積增加使得摩擦力提高，造成不易轉動，進而增加斷裂的風險[17]。

PTU 外型是以漸進式錐度且截面是以圓心為中心所構成，在進給切削時隨著外徑增大，根管接觸面積增加，扭矩值則隨之提高，反觀 PTN 是偏心矩形結構，進給時為搖擺運動，當進給深度較深時，能減少與管壁接觸面積，並有效降低扭矩值，由本研究扭矩值趨勢圖(圖 3、圖 4)可看出此現象。

五、結論

本研究使用自製動態量測儀器進行力學實驗，並以相同邊界條件設定有限元素模型。模型採用具破壞準則之動態有限元素分析，此分析方法將根管模型設定為可破壞的材料，在分析過程中，根管模型會因為受力和變形，而有破壞(消失)的情況，達到模擬實際根管治療過程中器械切削的情況。由本研究之實驗與分析結果，可以得到以下結論：

1. 利用動態有限元素法結合破壞力學模擬出鎳鈦旋轉器械於彎曲根管中的切削行為，透過皮爾森相關性分析得知力學實驗與有限元素模型具有高度的相關性，使此分析方法具有相當的可信度。
2. 動態有限元素分析改善過去的分析方式，分析結果更加接近實際根管製備過程，了解切削過程中應力、應變和扭矩隨時間之變化與器械應力、應變分布情形。

3. 力學實驗之扭矩數據發現，扭矩值並非最主要斷裂因素，應該從有限元素的應力、應變來推論斷裂原因。
4. 力學實驗中，PTU 三次實驗皆能順利切削至指定深度，雖承受較大扭矩但未斷裂，與 PTN 相較之下，PTU 具有較佳的抗扭矩能力。
5. 分析結果顯示，當器械在進入根管彎曲段時，應力會有峰值出現，而應變則受張壓應變影響，趨勢線有大幅度的波動。
6. 分析結果之應力與應變趨勢圖得知，器械在距尖端 1~5 mm 區間，其受應力與應變影響較大，推測此區域為斷裂高風險區域。

六、表格

Description	Value
Austenite elasticity	47000 MPa
Austenite Poisson's ratio	0.3
Martensite elasticity	47000 MPa
Martensite Poisson's ratio	0.3
Transformation strain	6 %
($\delta\sigma/\delta T$) loading	4.5
Start of transformation loading	510 MPa
End of transformation loading	580 MPa
($\delta\sigma/\delta T$) unloading	4.5
Start of transformation unloading	290 MPa
End of transformation unloading	250 MPa

表 1 鎳鈦合金材料參數

七、圖片

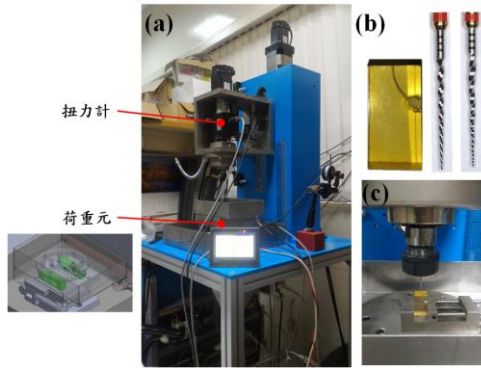


圖 1 (a)自製量測儀器 (b)由左至右為移除直根管後的樹脂根管、PTU、PTN (c) 根管切削實驗架設示意圖

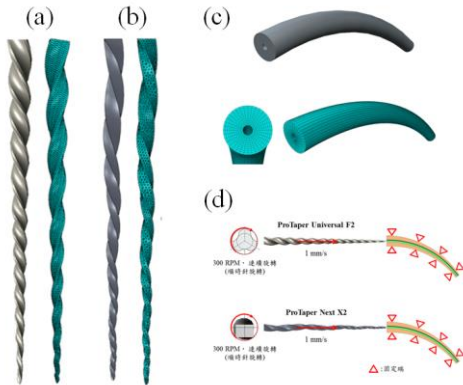


圖 2 (a)PTU 實體模型與有限元素模型 (b) PTN 實體模型與有限元素模型 (c)根管實體模型與有限元素模型 (d) PTU 與 PTN 有限元素模型邊界與負載條件設定示意圖

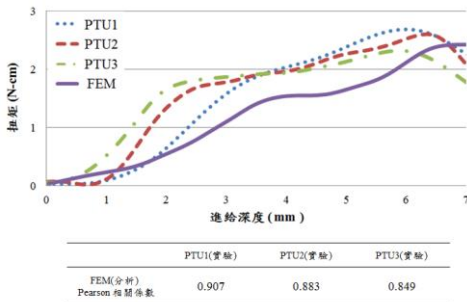


圖 3 PTU 力學實驗與有限元素分析的扭矩值及皮爾森相關係數

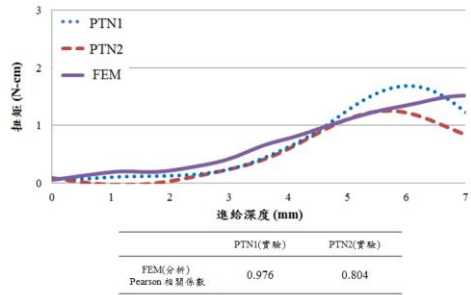


圖 4 PTU 力學實驗與有限元素分析的扭矩值及皮爾森相關係數

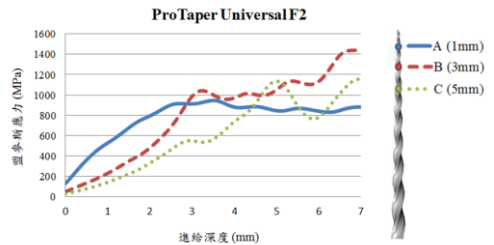


圖 5 PTU 盟麥斯應力趨勢圖

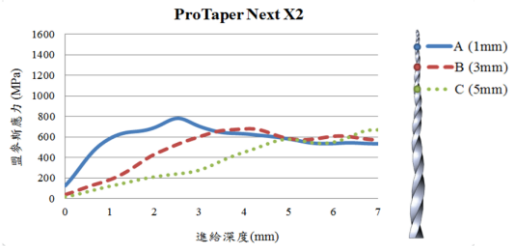


圖 6 PTN 盟麥斯應力趨勢圖

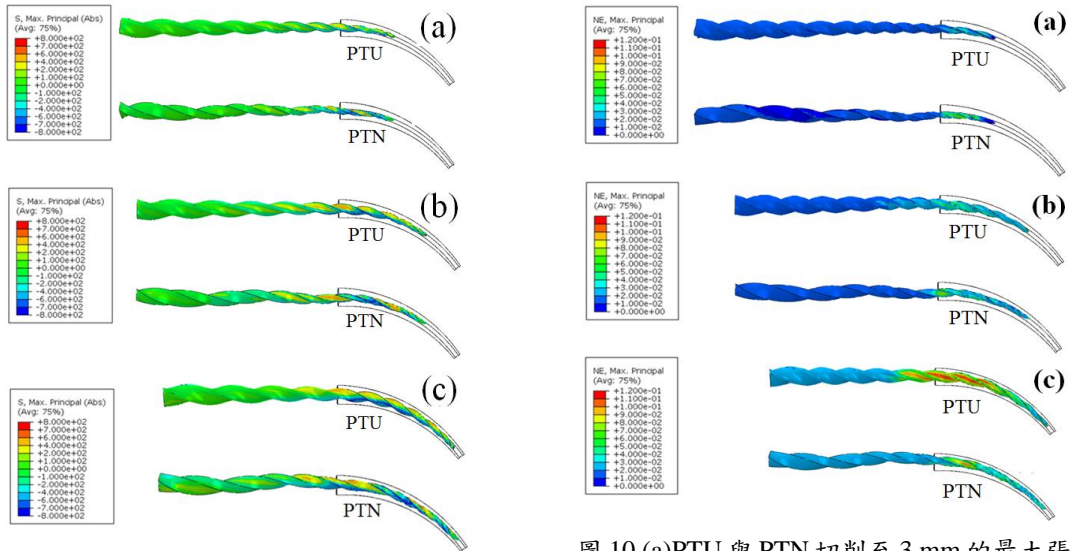


圖 7 (a)PTU 與 PTN 切削至 3 mm 的主應力分布圖 (b) PTU 與 PTN 切削至 5 mm 的主應力分布圖 (c) PTU 與 PTN 切削至 7 mm 的主應力分布圖

圖 10 (a)PTU 與 PTN 切削至 3 mm 的最大張應變分布圖 (b) PTU 與 PTN 切削至 5 mm 的最大張應變分布圖 (c) PTU 與 PTN 切削至 7 mm 的最大張應變分布圖

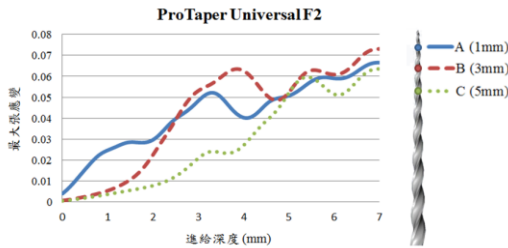


圖 8 PTU 最大張應變趨勢圖

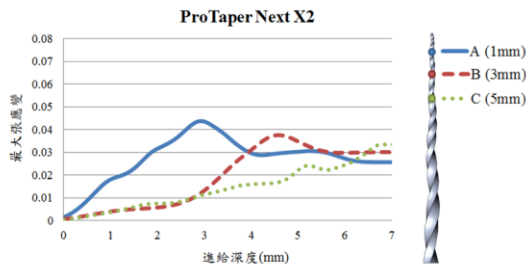


圖 9 PTU 最大張應變趨勢圖

八、參考文獻

- [1] Necchi S, Taschieri S, Petrini L, et al. Mechanical Behaviour of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments in Simulated Clinical Conditions: A Computational Study. *Int. Endod. J* 2008; 41:939-49.
- [2] Necchi S, Petrini L, Taschieri S, et al. A Comparative Computational Analysis of the Mechanical Behavior of Two Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments, *J Endod* 2010; 36:1380-4.
- [3] Kim HC, Kim HJ, Lee CJ, et al. Mechanical Response of Nickel-Titanium Instruments with Different Cross-Sectional Designs During Shaping of Simulated Curved Canals. *Int Endod J* 2009;42:593-602.
- [4] Kim HC, Lee MH, Yum J, et al. Potential Relationship Between Design of Nickel-Titanium Rotary Instruments and Vertical Root Fracture. *J Endod* 2010;36:1195-8.
- [5] Bier CA, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, et al. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod* 2009;35:236-8.
- [6] Kim HC, Sung SY, Ha JH, et al. Stress Generation During Self-Adjusting File

- Movement: Minimally Invasive
Instrumentation. J Endod
2013;39:1572-5.
- [7] Lee MH, Versluis A, Kim BM, et al. Correlation Between Experimental Cyclic Fatigue Resistance and Numerical Stress Analysis for Nickel-Titanium Rotary Files. J Endod 2011;37:1152-7.
- [8] Legrand V, Moyne S, Pino L, et al. Mechanical Behavior of a NiTi Endodontic File During Insertion in an Anatomic Root Canal Using Numerical Simulations. J Mater Eng Perform 2015;24:4941-7.
- [9] de Arruda Santos L, López JB, de Las Casas EB, et al. Mechanical behavior of three nickel-titanium rotary files: A comparison of numerical simulation with bending and torsion tests. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl 2014;37:258-63.
- [10] Jumahat A, Amir WW, Soutis C, et al. Flexural response of nanoclay-modified epoxy polymers. Mater Res Innov 2014;S6:280-5.
- [11] Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. J Endod 2000;26:161-5
- [12] Baek SH, Lee CJ, Versluis A, et al. Comparison of torsional stiffness of nickel-titanium rotary files with different geometric characteristics. J Endod 2011;37:1283-6.
- [13] Zhang EW, Cheung GS, Zheng YF. Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: a numerical analysis. J Endod 2010;36:1394-8.
- [14] Berutti E, Negro AR, Lendini M, et al. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. J Endod 2004;30:228-30.
- [15] 張棋閔，牙科鎳鈦旋轉器械之疲勞與切削性質評估，國立台灣大學機械工程學系，碩士學位論文，2008。
- [16] Scattina A, Alovise M, Paolino DS, et al. Prediction of Cyclic Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Files by Virtual Modeling and Finite Elements Analysis. J Endod 2015;41:1867-70.
- [17] Arias A, Singh R, Peters OA. Torque and Force Induced by ProTaper Universal and ProTaper Next during Shaping of Large and Small Root Canals in Extracted Teeth. J Endod 2014;40:973-6.