

關於根管治療旋轉器械的二三事

作者簡介

黃萬騰 醫師

- 『新北市牙醫』諮議
- 台北醫學大學碩士・博士班
- 美麗華牙醫診所院長
- 台灣生物能口腔醫學會秘書長
- 寶石讀書會

根管治療術通常分為根管預備、根管消毒和根管充填三步驟。根管預備包括清理、擴大和沖洗，擴大的過程主要是根管內的機械操作過程。由於擴大根管在根管預備中佔有重要地位，因此有人將根管預備 (canal preparation) 稱為根管擴大 (enlargement)。與之相應的術語有根管的器械預備 (instrumentation)、清理 (debridement)、清潔和成形 (cleaning and shaping) 等。臨床醫師為了要達到良好的根管預備目的，除了需要操作者的經驗和技術外，也要求器械自身具備更好的性能，期待能將管內清潔乾淨的目的。

根管預備過程中保持根管原有的彎曲度和走向十分重要，有利於根管的清理成形。創造良好的根管充填形狀是確保根管治療成功的關鍵步驟之一，但由

於根管系統的複雜性和預備器械物理性能的影響，在彎曲根管的預備中常出現根尖孔敞開、根管偏移、側壁穿孔、臺階形成等併發症。

臨床上醫師進行根管治療最先使用的器械為手用器械 (hand instruments)，根管預備用的手用器械種類很多，1915年 Kerr公司為首先製造出K型銼，各個公司都設計製造出各種規格、長短、粗細、錐度的不同的手用器械。1955年 Dr. Ingle 認為根管治療器械應該建立一個統一的國際標準。

於是在1958年，Dr. Ingle 和 Levine 提出建議，被國際牙髓病學會議採納。Ingle 等人的建議是：(1) 器械、充填尖的直徑和錐度都要有一定的比例公式；(2) 依照這一比例公式，器械的型號逐步增大；(3) 以器械的直徑編號。



1975 年國際標準組織(ISO)建議同時用顏色、編號來標記不同規格的根管器械，稱之為標準器械。

現今手用器械的特點為：

- (1) 將尖端的切割功能改為導引器械工作端的功能。
- (2) 隨著材料學的進步，使用鎳鈦合金材料替代不銹鋼材料。
- (3) 工作桿上使用刻度定位：在根管擴大時控制根管工作長度。
- (4) 改進器械直徑：一般根管器械從 10~60 號是以“5”遞增的；從 10~15 號，直徑增加50%；從 15~20 號，直徑增加33%。比較特別的是瑞士醫師發明了中間號根管銼，柄部塗金色以示區別，稱之為 golden

medium。其號型從12號開始，也是以“5”遞增，即 12、17、22、27、32 號。因此 10~12 號，直徑僅增加了20%；從 12~15 號，直徑增加了25%。

手動器械在根管治療中一直扮演著非常重要的角色，但是操作者的手部疲勞一直是醫師端的困擾，於是為了減少醫師端手部的傷害，連接手動器械的機械馬達手機(M4)提供了非常大的幫助，除了減少手部的傷害，更增加了器械在根管的工作效率。

因此機用器械的發明是未來根管治療的重要進展方向。機用器械 (power-assisted instruments) 於1988年 Johnsen 發明Profile後，機用鎳鈦器械成為根管預備的主要器械之一。其中最為關鍵的技術是鎳鈦旋轉器械的材料研發，從有點堅硬的不銹鋼進展到可以柔軟彎曲與記憶性的鎳鈦合金。鎳鈦合金是一種鎳元素和鈦元素的化合物，由美國海軍艦船表面材料研究中心（前海軍軍械實驗室）研發成功，是一種智慧化記憶材料。因此在此基礎上研製的機用鎳鈦器械種類功能與效率更勝於傳統的手動器械。不銹鋼銼不能隨著根管的彎曲而彎曲，過分的側方壓力易將根管拉直或使根管變形；而高彈力的鎳鈦銼卻能順應根管彎曲根管，也體現了很好的可預見性及安全性。在根管預備中，鎳鈦器械的超彈性及其獨特的設計使得其在對彎曲根管預備中能有效減少根管內出現臺

M3-Pro+Gold

機用鎳鈦根管銼

- ▶ 經典6支銼系統
- ▶ 全新Gold版本，材質高彈性，切削力更強
- ▶ 配上了25#06%及35#04%成型銼，適應各種填充方式，符合國際需求

M3 Pro+Gold (6支裝)

	開口銼	適道銼	20 / 04	25 / 04	25 / 06	35 / 04
彈度	8%	2%	4%	4%	6%	4%
型號	#30	#20	#20	#25	#25	35
轉速	300	350	350	350	350	350
扭距	3.0	1.5	1.5	1.5	2.0	1.5

階、根管偏移、歧坡 (ZIP) 等。與柔韌性同樣重要的還有記憶性，即將彎曲的鎳鈦銼釋放後，其能立刻恢復原狀。

機用鎳鈦器械系統的共同特點：

- (1) 鎳鈦金屬材料的成分基本相同；
- (2) 大錐度的設計；
- (3) 都是螺旋設計，器械在根管中能方便地進行預備；
- (4) 360°旋轉方式，最佳轉速在 300 r/min 左右；或或是採用來回往復式的旋轉方式。
- (5) 大都採用冠-根向預備技術 (crown-down technique) 進行根管預備。器械橫斷面的不同設計，是各系統的主要區別，其他的設計差別還包括切割角度、支撐平臺、核心、尖端和錐度等。

一般而言，為了達到最佳的切割效率，廠商會設計出不同的切削面來達到根管清創與塑形的目的。

鎳鈦器械的切割端設計上有一些特點：

切割角度

鎳鈦系統根管器械的切割角度可分為正向和負向。在工作中，負向的切割相當於採用刮的方式來擴大根管，器械不會自動切削牙本質壁，因此鎖入效應降低，能適當降低器械的嵌入卡死，如 Profile、ProTaper、Flexmaster 等。正向切割的器械如同木刨，使用不正確，可能會造成嵌入，但切削效率較高，如 Mtwo、Hero、K3 等。

輻射狀支撐平臺 (radial lands) 的設計

支撐平臺的設計是模仿鑽頭，目的是支撐器械保證其在根管的中心運動，不產生偏移。但支撐平臺面的接觸會使根管壁受到的摩擦力增加，易造成玷污層，如 Profile。同時因為器械與根管

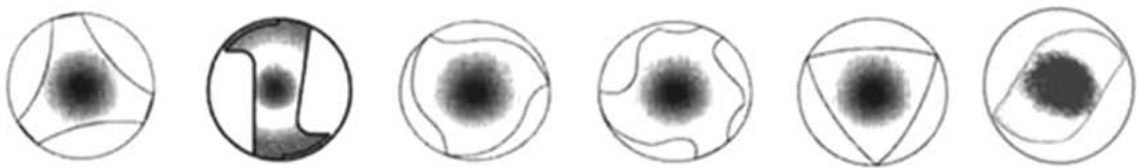
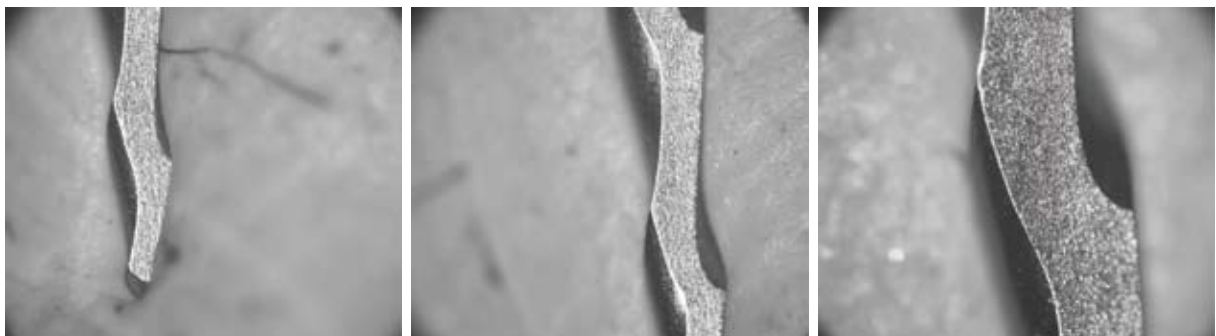


圖 1 器械橫斷面的設計 (依次為Profile、Quantec、Hero642、K3、ProTaper、Mtwo)



壁摩擦力增加，器械折斷的風險也隨之增加；K3 既有正向切割又有支撐平臺面，但設計者把支撐平臺接觸區域減小，以使根管壁受到的摩擦力減小。

核心(內直徑)採用大核心的設計

此設計增加了器械的強度，抗斷裂性能提高，如 K3、ProTaper、Hero、Flexmaster 等。在相對較直的根管中，器械核心設計越大(如 K3、ProTaper、Hero 等)，器械強度相對增加，抗折斷性能得到提高。

錐度的設計

大錐度和中等錐度的銼用於快速切除牙本質，器械的更換次數越少越好。小錐度的銼有利於形成良好的根尖部形

態和保持根管原始軸心走向。

螺旋(紋)角度和螺旋(紋)距

早期的鎳鈦器械螺旋(紋)角度和螺旋(紋)距都是一致的，現在的器械大多採用不同的螺旋(紋)角度和螺旋(紋)距，有效地防止了根管預備時的“吸入”作用。

尖端

目前，幾乎所有的鎳鈦器械尖端都是圓鈍的，使其只有導向功能，而不具備切割功能，在彎曲的根管中只能正確引導器械的走向，保持器械在根管中軸中的運動，避免器械在高速旋轉時在根管內產生偏移，形成臺階(Ledge)、歧坡(Zip)和穿孔(Perforation)。

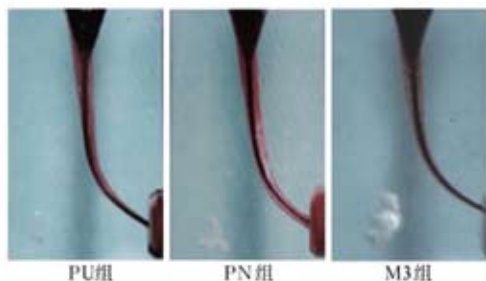


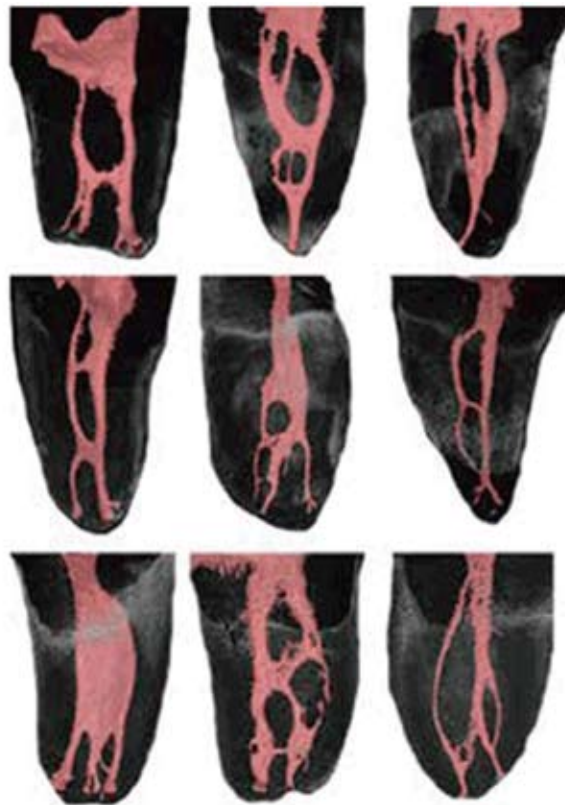
圖 1 3 組預備後重疊圖片疊後的圖像

Fig. 1 Overlapping pictures of pre- and postoperative instrumentation images of three groups



圖 2 利用 Image Pro Plus 軟件測量重疊後圖像

Fig. 2 Superimposed image to be measured with Image Pro Plus



鎳鈦器械的運動方式分析

根管銼的運動方式

目前，臨床上使用的鎳鈦器械多是採用連續旋轉運動 (continuous rotation motion, CM)。1985 年 Dr. Roane 等提出在根管治療中，手工銼採用順時針 (clockwise, CW) 和逆時針 (counter clockwise, CCW) 交替運動的方式可提高根管預備效率。

2008年 Dr. Yared 提出鎳鈦器械往復運動 (reciprocating movement) 的概念，即鎳鈦器械按照“CW 旋轉 4/10 周+CCW 2/10 周”的方式往復運動進行根管預備。CW 旋轉時器械嵌入牙本質，CCW 旋轉可使器械從牙本質中旋出，因而降低器械因“錐度扣鎖 (taper lock)”而導致的器械分離。

根管馬達的選擇：

專用馬達有 X-SMART、TCM Endo、ETM、ATR、TC Motor 和 VDW 公司的 Endo IT 等，以及充電式 NSK 馬達。扭矩控制馬達可以進一步減少鎖針的危險和器械的超負荷。當接近扭矩極限時，馬達會自動停止旋轉甚至反轉。VDW 公司的 Reciproc 馬達則是一種既能同向旋轉又能往復運動的馬達。

高轉矩控制馬達使器械運動更主動，但轉矩值易超過折斷的臨界點。極低轉矩控制馬達能自主設置轉矩值且具備自動反轉功能。氣動馬達無轉矩控制，氣壓下降時轉矩下降，器械主動運

動減弱，操作者須加大力量使之深入，故折斷率較高。由此可見，極低轉矩控制的馬達相對安全。

根管銼系統與配合的運動方式可以分為：

- 往復運動和單根銼體系
- 往復運動和非單根銼體系
- 非往復運動和單根銼體系

蛇形運動：根管銼在根管內和內壁只是兩點接觸，有較大的空間有利於碎屑的排出使器械更易“爬”入根尖部，更好地通過根管彎曲部位，且可以減少器械在根管中的應力，減少器械分離的發生。

大多研究表明：往復運動是解決器械嵌頓、提高器械抗超扭矩分離性能的可行方法，同時可增強器械的抗疲勞性能，提高器械的使用壽命，減少器械分離併發症的發生研究認為，相對於常規的鎳鈦體系，單根銼體系導致更多的殘餘物被擠出根尖孔。其認為該結果可能與使用往復運動的單根銼體系切削效率較高有關。

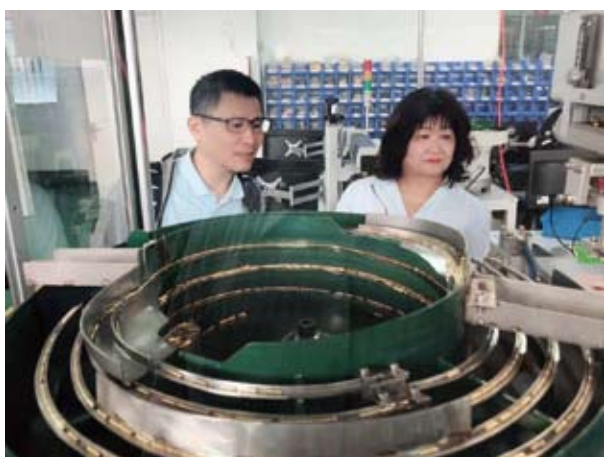


導致鎳鈦器械可能斷裂的製程與設計原因

與傳統不銹鋼器械相比，機用鎳鈦器械有很大優勢，預備根管快速、高效，且根管成形效果好，但器械折斷是不容忽視的問題。機用器械的斷裂與根管的解剖形態、器械的設計和使用方法有關，按折斷原因分為扭曲斷裂和疲勞斷裂兩種。前者是由於器械卡在根管狹窄處，但柄部仍在旋轉，使器械的尖端被扭斷；後者是由於器械過度使用發生金屬疲勞而導致折斷。

傳統的鎳鈦器械製作工藝主要採用機械切割或扭轉法，在切割過程中表面常會出現一些應力集中缺陷區，如陷窩、金屬條帶等，這種有缺陷的器械比通常根管器械預備有潛在的薄弱點，易導致突發的、不可預測的器械折斷，扭轉製成的器械常常有應力未完全消失的問題造成器械不正常的應力集中造成器械使用時變形斷裂。

新型鎳鈦器械優異的抗迴圈疲勞性與器械合金的組成和特殊處理過程密切相關。鎳鈦合金具有奧氏體和馬氏體兩種不同的晶體相。奧氏體相是當溫度較



高或者卸載時的晶體結構，其合金絲剛性大，形狀穩定；馬氏體相是當溫度較低或其晶體結構，其合金絲韌性好，抗折强度高。傳統鎳鈦合金呈奧氏體相，而經過熱處理過程新型鎳鈦合金經過熱處理過程後，在體溫狀態下主要馬氏體向，而表現出較好的柔韌性及抗疲勞的特性。

Pedullà 等學者通過比較4種鎳鈦器械的疲勞抗性發現，鎳鈦器械橫斷面相同時，經過熱處理的鎳鈦器械疲勞抗性遠遠大於傳統工藝鎳鈦銼，可能原因為鎳鈦合金經過熱處理後晶體結構由奧氏係數轉變為 R phase，而 R phase 楊氏模式係數低於奧氏係數，且具有良好的超彈性及形態記憶效應。鎳鈦器械對疲勞的抗性主要與鎳鈦合金的相變偽彈性（也稱非線性超彈性，pseudoelasticity）相關，即在一定溫度區間內，器械在應力誘導相變作用下，鎳鈦晶體結構由奧氏體轉變為馬氏體；在應力減弱或消失後，晶體結構回復到奧氏體保持其形狀。鎳鈦器械製作工藝主要包括冷加工（cold working）

和熱處理（heating）兩個關鍵步驟。研究表明，經過熱處理的鎳鈦器械，具有良好的超彈性，其疲勞抗性遠遠大於傳統工藝鎳鈦銼，在抗循環疲勞測試方面有明顯的好處。

與不銹鋼器械相比，鎳鈦器械具有形態記憶特性（shape memory，SM）及超彈性（superelastic，SE）。但當滅菌溫度大於相變溫度時，器械經過滅菌後可恢復形態記憶功能到其初始形態。根管預備後使用變形的器械，經過熱處理形態回復的即可再次使用，該器械熱處理後形態的回復即意味著器械強度的回復。如不能回復的，應該棄之，因為這已表明器械強度大不如前，可能會發生器械分離。

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。

鎳鈦旋轉器械在進行切削運動時的力學行為之有限元素分析

鎳鈦旋轉器械應用於根管治療中，在許多學者的研究中，證實鎳鈦旋轉器械比傳統不銹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

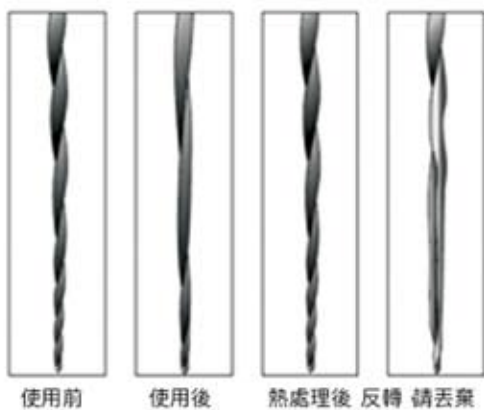


圖4 Hyflex CM的熱處理

有無預警斷裂的風險。因此，瞭解鎳鈦旋轉器械在切削彎曲根管時所產生的力學行為，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是非常重要的。

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，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1~5mm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。

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。在切削過程中，進給速度較快，使器械因切削未完全而卡住，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。而在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，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。

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，而鎳鈦合金在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。

林俊彬等學者研究分析結果發現，當器械進給至根管中間彎曲部分，其器械3mm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

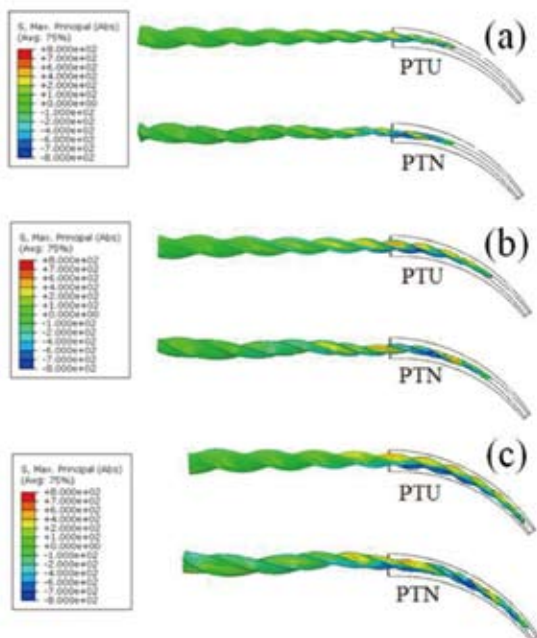


圖 7 (a)PTU 與 PTN 切削至 3 mm 的主應力分布圖 (b) PTU 與 PTN 切削至 5 mm 的主應力分布圖 (c) PTU 與 PTN 切削至 7 mm 的主應力分布圖

實驗為切削實驗，並無法判斷疲勞破壞位置，故藉由張棋閱與 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。分析結果之應力與應變趨勢圖得知，器械在距尖端1~5mm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。

機用鎳鈦器械在重度彎曲根管的臨床運用上，與傳統的手動器械比較機用鎳鈦器械能較好地維持重度彎曲根管的彎曲度和走向，臨床上常用的不銹鋼 Kfile 柔韌性差，尖端切削力強，在彎曲根管時可產生較大的回復力，易造成根管偏移、臺階形成、側壁穿孔、根尖孔敞開等併發症；且自身錐度較小、恒定，難以形成具有連續錐度的根管形態，影響根管治療的效果。

根管治療修形的目的是需維持根管原始走向，形成冠部大、根端小、連續錐度的根管形態，以便於根管的良好充填，這一目的的實現與根管的解剖形態、器械的製作材料及設計等密切相關。鎳鈦合金根管器械的變形能力和抗扭斷能力明顯優於不銹鋼器械，具備超彈性和柔韌性，在彎曲根管內產生的回復力小，能有效減少根管內併發症的發生，適合於彎曲根管的預備；且大多數鎳鈦器械具有較大錐度，可使操作者很方便地預備出從根管口到根尖的連續錐度的根管形態。尤其是機用鎳鈦器械，切削效率高，操作時間短。

根管術後疼痛的原因

根管預備後疼痛主要原因是在預備根管過程中根管內容物、牙本質碎屑、壞死組織、沖洗液或者藥物被推出根尖孔，引起根尖周組織急性炎症所致，因此減少根管預備中的過度預備和被推出根尖孔的碎屑是減少根管治療期間疼痛發生率的關鍵。使用冠向下預備技術 (crown down technique)，在根尖段預備時，已將根管中上段完成清理和擴大，建立了良好的沖洗通道，有利於沖洗液進行有效的沖洗，銼尖前方積聚的碎屑量相應較少，降低了將根管內含有細菌和毒素的碎屑及沖洗液推出根尖孔的機會，從而減少了術後疼痛的發生。機用旋轉器械橫截面為特殊設計的切面，其切削刃的間距從尖端到柄的特殊設計增大，同時螺旋角也變大，有利於切割碎屑的排出，減少殘屑被推出根尖孔的危險，但如果是使用單一長度系統預備根管的方式，該方法產生的活塞效應會對根尖孔加壓，易將殘屑推向根尖孔，導致術後疼痛不適，這是要注意的事項。

參考文獻

1. 葛久禹 1674-1595 (2014) 01-0002-08 . Chinese Journal of Practical Stomatology.
2. Yared GM · Bou Dagher FE · Machtou P. Influence of rotational speed · torque and operator's proficiency on ProFile failures [J] . Int Endod J, 2001,

- 34(1): 47-53.
3. Shen Y, Cheung GS, Bian Z, et al. Comparison of defects in Pro File and ProTaper systems after clinical use [J] . J Endod, 2006, 32(1): 61-65.
 4. Shen Y, Coil JM, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 3: a 4-year retrospective study from an undergraduate clinic [J] . J Endod, 2009, 35(2): 193-196.
 5. Kitchens GG Jr, Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments [J] . J Endod, 2007, 33(1): 52-54.
 6. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, et al. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments [J] . J Endod, 2009, 35(3): 401-403.
 7. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods [J] . J Endod, 2008, 34(8): 1003-1005.
 8. 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.
 9. 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.
 10. 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 ·
 11. 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.
 12. 羅瑋璋¹, 劉建旻¹, 陳文斌¹, 林俊彬² · 2017 SIMULIA Regional User Meeting Clinical effect of three kinds of nickel-titanium rotary instrument on preparing severely curved canals
 13. Jia Weiqing, Liu Jihong, Wang Huiru (Dentistry of Shanxi Armed Police Corps Hospital , Taiyuan 030006)
 14. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: Breakage and distortion in severely curved roots of molars [J]. J Endod, 2004, 30(4): 234-237.
 15. Ng YL, Glennon JP, Setchell DJ, et al. Prevalence of and factors affecting post-obturation pain in patients undergoing root canal treatment [J]. Int Endod J, 2004, 37(6): 381-391.
 16. Chelryl J. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments [J]. J Endod, 2005, 31(3): 183-186.
 17. 趙丹, 彭彬, 1671-7651 (2016) 05-0437-03
 18. Resistance to Cyclic Fatigue Failure of New Nickel-titanium Rotary Instruments. ZHAO Dan, PENGBin*. Key Laboratory for Oral Biomedical Engineering of Ministry of Education, School and Hospital of Stomatology, Wuhan University, Wuhan 430079, China.