

مقایسه تأثیر سیستمهای چرخشی Profile و Race بر آناتومی اولیه کانالهای مشابه سازی شده دارای انحنای شدید

دکتر صدیقه خدمت[†] - دکتر مجید وحدتی فر**

* استادیار گروه آموزشی اندودنتیکس دانشکده دندانپزشکی و عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات

بهداشتی، درمانی تهران

** اندودنتیست

Title: Effect of Profile and Race rotary systems on original canal anatomy in simulated severely curved canals.

Authors: Khedmat S. Assistant Professor*, Vahdatifar M. Endodontist

Address: Department of Endodontics, Faculty of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences

Background and Aim: Recent advances in technology have permitted manufacturers to produce endodontic files from NiTi alloy and rotary systems. According to manufacturers, these files maintain original canal shape better than hand files and reduce treatment time. The aim of this study was to compare a new rotary system (Race) with an older one (Profile) in maintaining the original shape of curved canal and the working length as well as the procedural accidents rate.

Materials and Methods: In this experimental study, 40 polyester blocks with curved canals (45°), were fabricated and divided into 2 groups. After primary working length determination and staining with methylene blue, photographs were taken. Canal preparation was done with Profile and Race rotary systems according to manufacturers and working length was measured again. Canal staining by eosin was performed and photographs were taken for the second time. The two images were superimposed and changes in canals anatomy in 5 sections were recorded. Data were analyzed by t test with $p < 0.05$ as the limit of significance.

Results: There was no significant difference in inner and outer canal walls transportation between 2 groups ($P > 0.05$). Changes in working lengths and procedural accidents were similar in the studied groups ($P > 0.05$).

Conclusion: Based on the results of this study, changes in canal anatomy and working length of simulated severely curved canals as well as procedural accidents rate are similar in two rotary systems and both are suitable for canal preparation.

Key Words: Simulated canal; Rotary system; Profile; Race

چکیده

زمینه و هدف: فناوری نوین در دندانپزشکی سبب ورود انواع مختلف سیستمهای چرخشی با فایل های NiTi در درمانهای اندو شده است. طبق ادعای کارخانه های سازنده، این فایل ها در مقایسه با فایل های دستی، آناتومی کانالهای ریشه را بهتر حفظ کرده و باعث کاهش زمان کار و خستگی دندانپزشک می شوند. تنوع زیاد و عرضه روزافزون سیستمهای جدید به بازار مصرف، انتخاب سیستم مناسب برای درمان ریشه را مشکل ساخته است. مطالعه حاضر با هدف مقایسه یک سیستم جدید (Race) با یک سیستم قدیمی تر (Profile) از

[†] مؤلف مسؤول: نشانی: تهران - خیابان انقلاب اسلامی - خیابان قدس - دانشگاه علوم پزشکی تهران - دانشکده دندانپزشکی - گروه آموزشی اندودنتیکس
تلفن: ۰۲۶۴۰۶۶۴۰ نشانی الکترونیک: s_khdmt@yahoo.com

نظر حفظ آناتومی کانالهای خمیده، حفظ طول کارکرد و میزان بروز خطاهای حین درمان انجام شد.

روش بررسی: در این بررسی تجربی آزمایشگاهی، ۴۰ عدد بلوک پلی استر که دارای کانالهایی با خمیدگی ۴۵ درجه بودند، به طور تصادفی به ۲ گروه تقسیم شدند. پس از تعیین طول اولیه کانالها و رنگ آمیزی با متیلن بلو، عکسبرداری از بلوکها انجام شد. آماده سازی کانالها با سیستمهای چرخشی Profile و Race طبق دستور کارخانه های سازنده انجام شد. طول کانالها مجدداً تعیین و تغییرات آن ثبت گردید. کانالهای آماده شده با ائوزین رنگ آمیزی شده و عکسبرداری مجدد از بلوکها انجام شد. تصاویر قبل و بعد از کار روی هم قرار داده شد و تغییرات آناتومی کانالها در پنج مقطع مختلف بررسی گردید. داده های این مطالعه با استفاده از آزمون t مورد بررسی قرار گرفتند و $p < 0.05$ به عنوان سطح معنی داری در نظر گرفته شد.

یافته ها: تفاوت قابل توجهی در میزان جابه جایی دیواره داخلی و خارجی کانال در مقاطع مختلف بین دو گروه وجود نداشت ($P > 0.05$)؛ همچنین میزان تغییر طول کارکرد و خطاهای حین درمان در دو گروه مشابه بود ($P > 0.05$).

نتیجه گیری: طبق نتایج مطالعه حاضر، میزان بروز خطاهای حین درمان و تغییرات آناتومی و طول کارکرد در کانالهای مشابه سازی شده با خمیدگی شدید، بعد از آماده سازی با دو سیستم فوق، مشابه یکدیگر بوده و هر دو سیستم چرخشی فوق برای آماده سازی کانالها مناسب بودند.

کلیدواژه ها: کانالهای مشابه سازی شده؛ سیستمهای چرخشی؛ Profile؛ Race

وصول: ۸۴/۰۴/۱۴ اصلاح نهایی: ۸۴/۰۹/۲۱ تأیید چاپ: ۸۴/۱۲/۲۰

مقدمه

اندازه های بزرگ (بالتر از شماره ۳۰) این نوع فایل ها به طور قابل توجهی مؤثرتر از فایل های استنلس استیل مسیر اولیه کانال را حفظ کنند و میزان صاف شدن خمیدگی کانالها، stripping، ledge و apical perforation کانال کمتر شود (۶).

اخیراً انواع مختلفی از فایل های چرخشی نیکل تیتانیوم ساخته و به بازار عرضه شده است که از نظر میزان tapering، مقطع عرضی و طراحی تیغه (flute design) با هم متفاوت می باشند. طبق مطالعه Jeon و همکاران، وسایل دارای sharp cutting edge (مانند فایل های سیستم Race)، از نظر میزان برداشت دبری ها از داخل کانال (cleaning efficiency) بهتر از وسایل دارای radial landed flutes (مانند سیستم Profile) هستند (۷).

حال این سؤال مطرح است که آیا توانایی شکل دهی فایل های دارای sharp cutting edge بهتر از وسایل دارای

پاک سازی و شکل دهی کانال ریشه، هدف اصلی و اولیه درمانهای اندودنتیک می باشد (۲،۱). انجام این کار با فایل های دستی استنلس استیل دارای مشکلاتی است که از جمله آنها می توان به طولانی بودن زمان آماده سازی کانال و در نتیجه خستگی دندانپزشک و بیمار، تغییرات آناتومی کانال و یا جابه جایی آن که به طور طبیعی با افزایش قطر فایل و سختی آن ایجاد می شود، اشاره نمود. این مشکل به خصوص در کانالهایی با خمیدگی شدید منجر به بروز خطاهای حین کار و شکست درمان می گردد (۳،۴).

برای رفع این مشکلات سیستمهای آماده سازی کانال ریشه با وسایل موتوری چرخشی (rotary system) معرفی شده اند که با فایل های ساخته شده از آلیاژ Nitinol استفاده می شوند.

الاستیسیته این فایل ها در خم شدن و چرخش ۲-۳ برابر فایل های استنلس استیل است (۵) که باعث می شود حتی

سطح هر بلوک از دو جنس تحت آزمایش سنجش ریز سختی ویکرز قرار گرفت.

پس از جمع‌آوری داده‌ها ماده پلی‌استر به دلیل این که از نظر سختی، شباهت بیشتری با عاج داشت، انتخاب گردید. در این مطالعه تجربی که در دانشکده دندانپزشکی تهران در سال تحصیلی ۸۳-۸۴ انجام شد، تعداد ۴۰ عدد بلوک از جنس پلی‌استر که دارای کانالی با قسمت مستقیم ۸ میلی‌متر و قسمت خمیده ۴ میلی‌متر (خمیدگی ۴۵ درجه و شعاع ۲/۵ میلی‌متر) بودند، به طور تصادفی به دو گروه تقسیم شدند.

طول اولیه کانالها با فایل دستی شماره ۱۰ به این صورت تعیین گردید که ابتدا فایل تا انتهای کانال برده شد، سپس فایل کمی بیرون کشیده شد تا زمانی که فقط نوک فایل با چشم دیده شود. پس از آن نمای مقابل نیز قرارگیری فایل در تمام طول کارکرد (درست قبل از فضای خالی تعبیه شده در بلوک بعد از انتهای کانال) کنترل گردید.

بعد از تعیین طول اولیه، کانالها با متیلن بلو رنگ‌آمیزی شدند و عکسبرداری از آنها با دوربین دیجیتالی قابل تنظیم Fuji-S2PRO با درجه وضوح (resolution) ۱۲ مگاپیکسل بر اینچ مربع از فاصله ۶۰ سانتیمتری در یک موقعیت ثابت انجام شد.

آماده‌سازی کانالها با دو سیستم Profile و Race با دستگاه Endo IT Control مطابق دستور کارخانه‌های سازنده جهت آماده‌سازی کانالهای باریک انجام شد. از هر فایل تنها برای آماده‌سازی یک کانال استفاده شد.

از گلیسیرین به عنوان ماده لغزاننده و از آب جهت شستشوی کانالها استفاده گردید. کانالهای گروه اول با فایل‌های سیستم Profile به ترتیب زیر آماده شدند:

۱- بازکننده مدخل شماره ۳ (orifice shaper # 3)

۲- بازکننده مدخل شماره ۲ (orifice shaper # 2)

۳- فایل شماره ۲۵ با تقارب ۰/۰۶

radial landed flutes می‌باشد؟ و آیا تفاوتی در تغییر طول کارکرد کانال و میزان بروز خطاهای حین درمان بین این دو نوع سیستم وجود دارد؟

در مطالعات مختلف جهت ارزیابی آماده‌سازی کانال ریشه معمولاً دو روش به کار می‌رود:

۱- استفاده از دندانهای خارج شده انسان ۲- کانالهای مشابه‌سازی شده در بلوک‌های رزینی که درجه خمیدگی و شعاع خمیدگی در آنها مشخص باشد (۱۰،۹،۸).

مزیت کانالهای مشابه‌سازی شده، یکسان کردن قطر و طول کانال ریشه، شعاع انحنای کانال و همچنین سختی نمونه‌ها است (۱۱،۹)؛ بنابراین این روش جهت ارزیابی و مقایسه تغییرات آناتومی کانالها با روشها و فایل‌های مختلف مناسب می‌باشد، در حالی که ریشه دندانها تفاوت‌های بسیاری از نظر مورفولوژی و سختی عاج با هم داشته و به نظر می‌رسد، تنها جهت ارزیابی توانایی پاکسازی فایل‌ها و روشهای مختلف آماده‌سازی کانال، مناسب باشند (۹،۸).

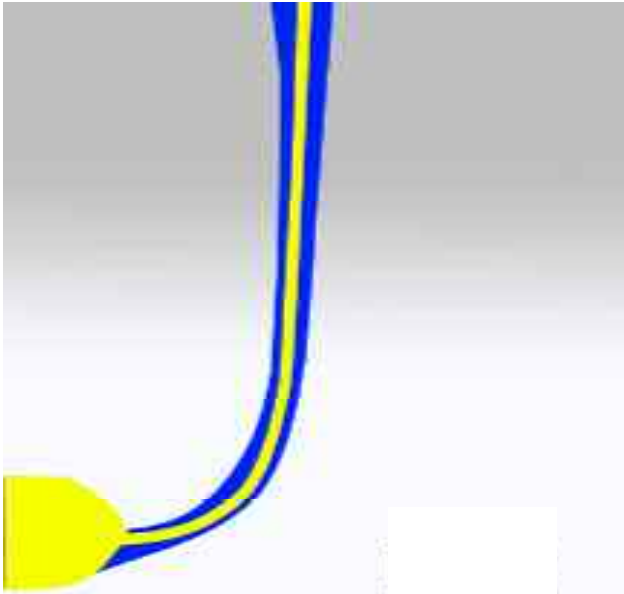
هدف از مطالعه حاضر مقایسه یک سیستم جدید با مقطع عرضی مثلثی دارای sharp cutting edge به نام سیستم Race با یک سیستم با مقطع عرضی U شکل دارای non aggressive radial landed flutes به نام Profile از نظر میزان حفظ آناتومی و طول کارکرد کانال و همچنین میزان بروز خطاهای حین درمان در کانالهای مشابه‌سازی شده با خمیدگی شدید* (۴۵ درجه) بود.

روش بررسی

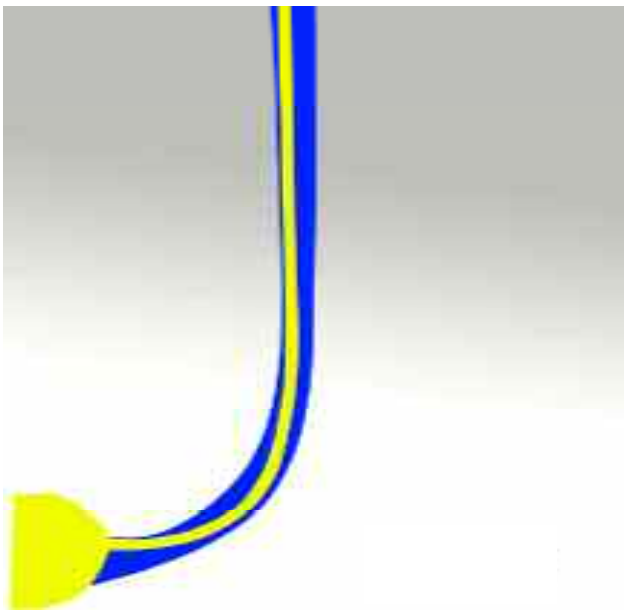
دو نوع ماده قابل دسترسی جهت ساختن بلوک‌های رزینی، پلی‌استر و اپوکسی رزین بودند.

از هر یک از این دو جنس، ۵ نمونه ساخته شد؛ سپس ۳

* روش رایج برای اندازه‌گیری خمیدگی کانال که در اکثر مطالعات از آن استفاده می‌شود، روش اشنایدر است که مطابق این روش ریشه‌ها به سه دسته تقسیم می‌شوند: ۱- مستقیم (خمیدگی ۵ درجه یا کمتر) ۲- انحنای متوسط (خمیدگی بین ۱۰-۲۰ درجه) ۳- انحنای شدید (خمیدگی بین ۲۰-۷۰ درجه)



شکل ۱- آماده سازی کانال در گروه Profile بدون ایجاد elbow و zip



شکل ۲- آماده سازی کانال در گروه Profile همراه با ایجاد elbow و zip

- ۱- مدخل کانال (A) ۲- نقطه میانی حد فاصل مدخل کانال و شروع خمیدگی کانال (B) ۳- نقطه شروع خمیدگی کانال (C) ۴- قلّه انحنا (D) ۵- نقطه پایان آماده سازی کانال (E) (شکل ۵).
- در هر بلوک محاسبه میزان جابه جایی (transportation)

۴- فایل شماره ۲۰ با تقارب ۰/۰۶

۵- فایل شماره ۲۵ با تقارب ۰/۰۴

۶- فایل شماره ۲۰ با تقارب ۰/۰۴ که تمام طول کارکرد

را طی کرد.

۷- مجدداً فایل شماره ۲۵ با تقارب ۰/۰۴ که جهت

تکمیل آماده سازی ناحیه اپیکال در تمام طول کارکرد به کار

رفت.

کانالهای گروه دوم با فایل های سیستم Race به ترتیب

زیر آماده شدند:

۱- فایل شماره ۴۰ با تقارب ۰/۱۰

۲- فایل شماره ۳۵ با تقارب ۰/۰۸

۳- فایل شماره ۱۵ با تقارب ۰/۰۲

۴- فایل شماره ۲۰ با تقارب ۰/۰۲

۵- فایل شماره ۲۵ با تقارب ۰/۰۲

جهت یکسان کردن آماده سازی ناحیه اپیکال دو

گروه، فایل شماره ۲۵ با تقارب ۰/۰۴ در تمام طول

کارکرد استفاده شد. بعد از آماده سازی، مجدداً طول

کارکرد کانالها با همان روش تعیین طول کارکرد اولیه

اندازه گیری شد و تغییرات آن ثبت گردید. سپس کانالها با

انژوین رنگ آمیزی شده و عکسبرداری مجدد از آنها

انجام شد.

تصاویر به دست آمده با استفاده از نرم افزار

Adobe photoshop 7.0 و با استفاده از شیارهای

راهنما، روی هم قرار گرفتند. در نهایت ۴۰ تصویر سوپرایمپوز

شده که دارای دو رنگ زرد و آبی بودند، به دست آمد که

رنگ آبی نشان دهنده آناتومی کانال قبل از کار و رنگ زرد

نشان دهنده آناتومی کانال پس از کاربرد وسایل بود

(اشکال ۱-۴).

با استفاده از نرم افزار Catia، با بزرگنمایی ۲۹ برابر،

تغییرات در دیواره داخلی و خارجی کانالها در پنج مقطع زیر

اندازه گیری شد:

میزان جابه‌جایی کانال به طرف خارج (برحسب درصد)

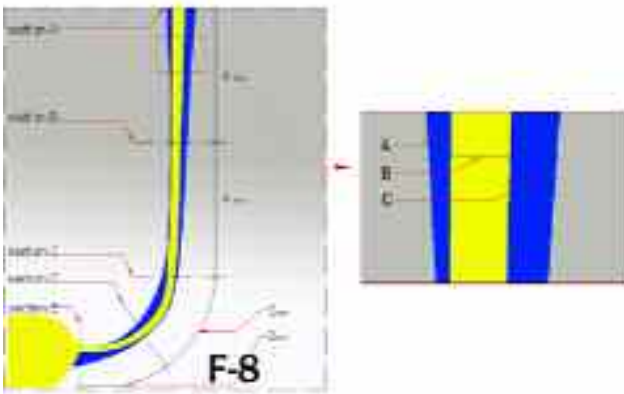
$$\frac{C}{A+B+C}$$

A: میزان جابه‌جایی دیواره داخلی کانال

B: قطر اولیه کانال

C: میزان جابه‌جایی دیواره خارجی کانال

جهت مقایسه دو گروه از میانگین جابه‌جایی در هر مقطع استفاده شد.



شکل ۵- پنج مقطع مورد بررسی تغییرات آناتومی کانالها

موارد zip[†]/ elbow[‡] در ناحیه اپیکال با مشاهده چشمی تمام عکسبرداری‌های سوپر ایمپوز شده دو گروه توسط ۳ نفر (دو نفر اندودنتیست و عمل‌کننده) تعیین و مشخص گردید.

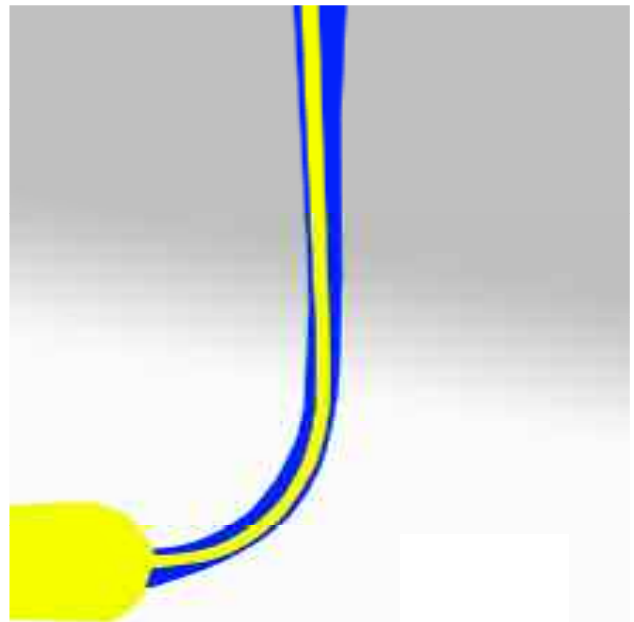
اطلاعات به کمک نرم افزار آماری SPSS 11.5 مورد پردازش قرار گرفت. به دلیل نرمال بودن داده‌های به دست آمده برای تجزیه و تحلیل آنها از آزمون t استفاده و $p < 0.05$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

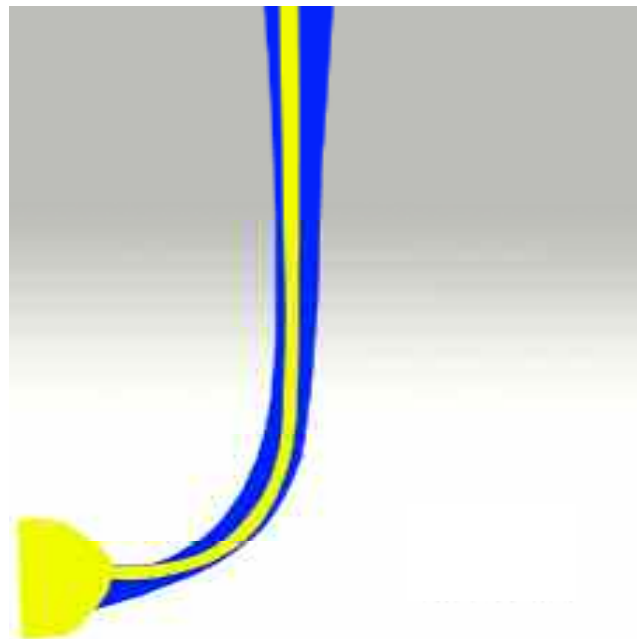
۱- تغییرات طول کارکرد کانال

با کم کردن طول کارکرد بعد از آماده‌سازی از طول

[†] Zip: عبارتست از یک ناحیه گشاد شدگی نامنظم که در اثر برداشته شدن زیاد رزین از قسمت خارجی کانال، نزدیک به انتهای کانال ایجاد می‌شود.
[‡] Elbow: ناحیه باریکی است که در قسمت تاجی zip ایجاد می‌شود.



شکل ۳- آماده‌سازی کانال در گروه Race بدون ایجاد elbow و zip



شکل ۴- آماده سازی کانال در گروه Race همراه با ایجاد elbow و zip

به طرف داخل یا خارج کانال در هر مقطع به صورت زیر انجام شد:

میزان جابه‌جایی کانال به طرف داخل (برحسب درصد)

$$\frac{A}{A+B+C}$$

جدول ۱- مقایسه میانگین تغییر طول کارکرد کانال بعد از آماده سازی در دو گروه مورد آزمایش

P.Value	انحراف معیار	میانگین (برحسب mm)	گروه مورد آزمایش	طول کارکرد کانال
۰/۲۹۹	۰/۱۱۹	۱۲/۰۲	Profile	قبل از آماده سازی
	۰/۱۰۲	۱۲/۰۰	Race	
۰/۶۱۷	۰/۱۰۸	۱۱/۴۸	Profile	بعد از آماده سازی
	۰/۱۴۰	۱۱/۴۶	Race	
۰/۷۵۸	۰/۱۹۰	۰/۵۳۵	Profile	میزان تغییر
	۰/۰۷۵	۰/۵۴۰	Race	

آماري معنی دار نبود ($P > ۰/۰۵$) (جدول ۳).

جدول ۳- مقایسه میانگین جابجایی کانال بطرف داخل و خارج در $\frac{1}{3}$

میانی کانال (مقاطع C و D)

P.Value	انحراف معیار	میانگین جابه جایی	گروه مورد آزمایش	محل جابجایی	مقطع
۰/۳۱۱	۱۰/۸۳	۳۷/۱۸	Profile	دیواره	C
	۸/۸۰	۴۰/۰۸	Race	داخلی	
۰/۷۱۴	۷/۰۰	۱۹/۳۸	Profile	دیواره	C
	۷/۰۵	۲۱/۷۹	Race	خارجی	
۰/۳۴۵	۹/۴۲	۴۲/۰۸	Profile	دیواره	D
	۱۱/۰۸	۳۹/۹۸	Race	داخلی	
۰/۱۳۰	۶/۵۵	۱۶/۱۸	Profile	دیواره	D
	۹/۲۹	۲۰/۰۷	Race	خارجی	

در ناحیه آپیکال نیز هرچند سیستم Race جابه جایی بیشتری در هر دو دیواره داخلی و خارجی کانال ایجاد کرده بود، ولی اختلاف آماری معنی داری بین دو گروه وجود نداشت ($P > ۰/۰۵$) (جدول ۴).

جدول ۴- مقایسه میانگین جابه جایی کانال به طرف داخل و خارج

در مقطع E

P.Value	انحراف معیار	میانگین جابه جایی	گروه مورد آزمایش	محل جابجایی	مقطع
۰/۶۷۷	۴/۳۳	۷/۸۳	Profile	دیواره داخلی	E
	۴/۷۱	۹/۳۹	Race		
۰/۳۱۳	۸/۰۶	۵۳/۷۵	Profile	دیواره خارجی	E
	۱۱/۹۲	۵۶/۵۰	Race		

کارکرد قبل از آماده سازی، میزان تغییر طول کارکرد محاسبه شد. با توجه به جدول ۱ میزان تغییر طول کارکرد به صورت کاهش آن با میانگین ۰/۵ میلیمتر در هر دو گروه بود که از نظر آماری بین دو گروه تفاوت قابل توجهی وجود نداشت ($P = ۰/۷۵۸$).

۲- تغییرات آناتومی کانالها

مقایسه میانگین جابه جایی کانال به طرف داخل و خارج در $\frac{1}{3}$ تاجی نشان داد که اگرچه در سه سطح از چهار سطح مورد بررسی در این ناحیه، میانگین جابه جایی در گروه Race بیشتر از گروه Profile بود، ولی از نظر آماری تفاوت قابل توجهی بین دو گروه وجود نداشت ($P = ۰/۳۵۳$) (جدول ۲).

جدول ۲- مقایسه میانگین جابه جایی کانال به طرف داخل و خارج

در $\frac{1}{3}$ تاجی کانال (مقاطع A و B)

P.Value	انحراف معیار	میانگین جابه جایی	گروه مورد آزمایش	محل جابه جایی	مقطع
۰/۳۷۶	۸/۳۸	۲۸/۳۶	Profile	دیواره	A
	۷/۱۵	۲۷/۲۵	Race	داخلی	
۰/۳۵۳	۷/۸۲	۳۷/۴۴	Profile	دیواره	A
	۶/۵۸	۴۲/۲۷	Race	خارجی	
۰/۱۰۱	۸/۹۷	۲۰/۰۴	Profile	دیواره	B
	۶/۹۸	۲۳/۵۸	Race	داخلی	
۰/۳۵۳	۹/۹۶	۳۷/۷۳	Profile	دیواره	B
	۶/۳۶	۴۰/۵۱	Race	خارجی	

همچنین در $\frac{1}{3}$ میانی کانال اگرچه میانگین جابه جایی کانال به طرف داخل و خارج به جز یک سطح در گروه Race بیشتر از گروه Profile بود، ولی تفاوت بین دو گروه از نظر

۳- میزان خطاهای حین درمان

در یک مورد فایل شماره ۲۵ سیستم Race با تقارب ۰/۰۴ در داخل کانال شکست. موارد ایجاد zip/ elbow در ناحیه اپیکال شامل ۴ مورد در گروه Race (۲۰٪) و ۵ مورد در گروه Profile (۲۵٪) بود. هیچ موردی از ledge* و stripping[†] یا lateral perforation وجود نداشت.

بحث و نتیجه گیری

در مطالعه حاضر که از کانالهای مشابه سازی شده با خمیدگی ۴۵ درجه در بلوکهای پلی استر استفاده شد، کاهش طول کارکرد کانال بعد از آماده سازی در هر دو گروه Profile و Race به طور متوسط ۰/۵ میلیمتر بود که علت آن می تواند مستقیم شدن جزئی خمیدگی کانال بعد از گشاد شدن باشد. در مطالعه Hulsmann و همکاران کاهش طول کارکرد کانال بعد از آماده سازی با سیستم Profile در کانالهایی با خمیدگی ۲۸ درجه، ۰/۳۴ میلیمتر و در کانالهایی با خمیدگی ۳۵ درجه، ۰/۴۰ میلیمتر بود (۹). همچنین در مطالعات بعدی کاهش طول کارکرد کانال بعد از آماده سازی با سیستم Race در کانالهایی با خمیدگی ۲۸ درجه، ۰/۱۶ میلیمتر و در کانالهایی با خمیدگی ۳۵ درجه، ۰/۲۰ میلیمتر بود (۱۰، ۱۱، ۱۲). این مطالعات نشان می دهد هر چه خمیدگی کانال بیشتر باشد، کاهش طول کارکرد بیشتر می شود؛ بنابراین کاهش طول کارکرد در مطالعه حاضر به اندازه ۰/۵ میلیمتر با توجه به خمیدگی ۴۵ درجه کانالها دور از انتظار نمی باشد. Bryant و همکاران نیز در مطالعه روی دو گروه کانالها با خمیدگی ۲۰ درجه و ۴۰ درجه نتیجه گرفتند که در کانالهایی با خمیدگی بیشتر، تمایل به مستقیم شدن کانال با ledge* زمانی ایجاد می شود که رزین بطور نامنظم از قسمت خارجی کانال برداشته شود (ledge می تواند در هر جایی از کانال ایجاد شود). stripping[†] (lateral perforation): زمانی است که در طول قسمت خارجی انحنای بطور واضح کانال جداگانه یا کاذب ایجاد شود که با مسیر کانال اصلی یکی نیست.

فایل های سیستم Profile بیشتر است (۱۳).

از آن جایی که هنگام مقایسه توانایی شکل دهی سیستمهای مختلف و یا تأثیر آنها بر آناتومی اولیه کانال، داشتن قطر یکسان ناحیه اپیکال بعد از آماده سازی مهم است (۱۰، ۱۴)؛ بنابراین در مطالعه حاضر به دلیل آن که کانالهای گروه Profile تا فایل شماره ۲۵ و تقارب ۴٪ آماده شده بودند، در گروه Race نیز از فایل شماره ۲۵ و تقارب ۴٪ جهت یکسان سازی قطر ناحیه اپیکال استفاده شد.

میانگین جابه جایی کانال در سطوح مختلف نشان می دهد که در $\frac{1}{3}$ تاجی کانال (مقاطع A و B)، هر دو نوع فایل Race و Profile قسمتهای بیشتری از دیواره خارجی کانال را در مقایسه با دیواره داخلی برمی دارند؛ بنابراین ممکن است با استفاده از این فایلها احتمال strip perforation در ناحیه فورکا که در اثر استفاده نادرست از فرزهای Gates Glidden و یا flaring با شماره های بالای فایل های دستی ایجاد می شود، کاهش یابد (۱۵).

در $\frac{1}{3}$ میانی کانال (مقاطع C و D) جابه جایی در دیواره داخلی کانال بیش از دیواره خارجی است. با توجه به وجود danger zone در دیواره داخلی این ناحیه، تأثیر کلینیکی این انحراف به طرف داخل نیاز به بررسی بیشتر دارد؛ هر چند در مطالعه حاضر هیچ موردی از strip perforation در این ناحیه مشاهده نشد.

Caicedo و همکاران هم در مقایسه تأثیر فایل های چرخشی Profile، Light speed و K-file دستی در دیواره داخلی کانالهای مزینال مولرهای اول مندیبل که خمیدگی بیش از ۲۵ درجه داشتند، به این نتیجه رسیدند که سیستمهای چرخشی در مقایسه با فایل های دستی دیواره عاجی ضخیمتری در ناحیه danger zone باقی می گذارند (۱۶)؛ بنابراین مقادیر بیشتر میانگین جابه جایی دیواره داخلی در این ناحیه ممکن است به دلیل تبعیت فایل از خمیدگی کانال هنگام چرخش باشد و از نظر کلینیکی مشکلی

داخلی و خارجی مقاطع مختلف کانال، آناتومی کانال را بهتر حفظ می‌کند.

Schafer و Valssis در دو مطالعه مختلف یکی در کانالهای ریشه دندانهای با خمیدگی بین ۲۵ تا ۳۵ درجه و دیگری در کانالهای مشابه سازی شده رزینی با خمیدگی ۲۸ و ۳۵ درجه نتیجه گرفتند که فایل‌های Race به طور قابل توجهی خمیدگی اولیه کانال را بهتر از فایل‌های Protaper حفظ می‌کند (۱۸،۱۰).

میزان موارد zip/elbow در گروه Profile در مطالعه حاضر با خمیدگی ۴۵ درجه در کانالها، ۵ مورد بود (۲۵٪) که به میزان آن در مطالعه Bryant و همکاران (۲۴٪) در کانالهای با خمیدگی ۴۰ درجه شباهت داشت (۱۳). در گروه Race موارد zip/elbow شامل ۴ مورد (۲۰٪) بود که نسبت به موارد zip/elbow گزارش شده در مطالعه Ingle و Bakland (۱۲٪) بیشتر بود (۱۲).

به نظر می‌رسد خمیدگی بیشتر کانالها در مطالعه حاضر (۴۵ درجه) باعث افزایش موارد zip/elbow نسبت به مطالعه قبلی که خمیدگی کانالها بین ۲۸ تا ۳۵ درجه بود، شده است. در مطالعه حاضر از دستگاه Endo IT Control استفاده گردید که torque-limited است و برای استفاده جهت سیستمهای چرخشی مختلف دارای torque، اختصاصی می‌باشد (۱۰). جهت کاهش میزان شکستن وسایل، از هر فایل تنها برای آماده کردن یک کانال استفاده شد که فقط یک مورد فایل شماره ۲۵ سیستم Race با تقارب ۰/۰۴ داخل کانال شکست.

تشکر و قدردانی

این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران به شماره قرارداد ۱۷۴۹ مورخ ۸۴/۰۴/۱ می‌باشد که بدین وسیله از معاونت پژوهشی دانشگاه قدردانی می‌گردد.

ایجاد نکند. در ناحیه آپیکال (مقطع E) هر دو نوع فایل به طور قابل توجهی به طرف دیواره خارجی کانال منحرف شده و مقادیر بیشتری از دیواره خارجی کانال را برداشتند. در مطالعه Ayar و همکاران هم در کانالهای مشابه سازی شده با خمیدگی ۲۰ و ۳۰ درجه، فایل‌های K3 و Profile در نیمه آپیکال مقادیر بیشتری از دیواره خارجی کانال را نسبت به دیواره داخلی برداشتند (۱۷).

Bryant و همکاران نیز در مطالعه خود با فایل‌های سیستم Profile مشاهده کردند که در ناحیه آپکس، جابه‌جایی به میزان زیادی در دیواره خارجی کانال رخ داد و ناحیه آپیکال کانالهایی با خمیدگی ۴۰ درجه در مقایسه با کانالهای ۲۰ درجه عریض‌تر شده بودند (۱۳)؛ بنابراین ممکن است با افزایش خمیدگی کانال میزان جابه‌جایی دیواره خارجی در ناحیه آپیکال بیشتر شود.

اگرچه در هیچ یک از مقاطع مورد بررسی اختلاف آماری معنی‌داری در میزان جابه‌جایی دیواره داخلی و خارجی کانال بین دو گروه وجود نداشت، ولی در هشت سطح از ده سطح مورد بررسی میزان جابه‌جایی در گروه Race بیش از Profile بود که در واقع نشان می‌دهد، توانایی شکل‌دهی فایل‌های دارای sharp cutting edge نظیر Race همانند توانایی پاکسازی آنها بهتر از فایل‌های دارای non aggressive radial landed flutes نظیر Profile می‌باشد (۷).

با توجه به این که جابه‌جایی کانال در مقطع داخلی قله انحنا (مقطع D) در گروه Profile بیشتر از Race بود، همچنین موارد بیشتر zip/elbow در گروه Profile نسبت به Race که نشان‌دهنده جابه‌جایی کانال به سمت خارج در ناحیه آپیکال است، می‌توان نتیجه گرفت، اگرچه Race در مقایسه با Profile مقادیر بیشتری از قسمت‌های مختلف کانال را برمی‌دارد؛ ولی به دلیل ایجاد جابه‌جایی تقریباً یکنواخت در سطوح

منابع:

- 1- Weine F. Endodontic Therapy. 6thed. USA. Mosby; 2004. p. 164-166.
- 2- Ingle JI, Bakland LK. Endodontics .5thed. London. Bc Decker Inc; 2002.p. 572-573.
- 3- Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. J Endod 1995; 21(4): 173-6.
- 4- Tronsted L, Barnet F, Schwartzben L, Frasca P. Effectiveness and safety of a sonic vibratory endodontic instrument. Endod Dent Traumatol 1985; 1: 69-76.
- 5- Walia H, Brentley W, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. J Endod 1988; 14: 346-51.
- 6- Mullaney TP. Instrumentation of finely curved canals. Dent Clin North Am. 1979; 23: 572-92.
- 7- Jeon IS, Spangberg LS, Yoon TC, Kazemi RB, Kum KY. Smear layer production by 3 rotary reamers with different cutting blade designs in straight root canals: a scanning electron microscopic study. Oral Surg Oral Med Oral pathol Oral Radial & Endod. 2003; 96: 601-7.
- 8- Paque F, Musch U, Hulsmann M. Comparison of root canal preparation using Race and Protaper rotary NiTi instruments. Int Endod J 2005; 38: 8-16.
- 9- Hulsmann M, Gressmann G, Schafer FS. A comparative study of root canal preparation using FlexMaster and HERO 642 rotary Ni-Ti instruments. Int Endod J 2003; 36(5): 358-66.
- 10- Schafer E, Valssis M. Comparative investigation of two rotary nickel- titanium instruments: Protaper versus Race. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. Int Endod J 2004; 37: 229-38.
- 11- Schafer E, Tepel J, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals. J Endod 1995; 21: 493-7.
- 12- Ingle JI, Bakland LK. Endodontics. 5th ed. London. BC Decker Inc. 2002; ch 14. p. 778-9.
- 13- Bryant ST, Thompson SA, Al Omari MAO, Dummer PTH. Shaping ability of Profile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals: part 2. Int Endod J 1998; 31: 282-9.
- 14- Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. Int Endod J 2003; 36: 288-95.
- 15- Walton RE, Torabinejad M. Principle and Practice of Endodontics. 3rd ed. Philadelphia. WB Saunders Co; 2002. p. 224-5.
- 16- Caicedo R, Linares L, Sanabria M. Effect of two rotary instruments on distal root of lower first molars. J of Endod 1996; 22: 208-9.
- 17- Ayar LR, Love RM. Shaping ability of Pro File and K3 rotary Ni-Ti instruments when used in a variable tip sequence in simulated root canals. Int Endod J 2004; 37: 593-601.
- 18- Schafer E, Valssis M. Comparative investigation of two rotary nickel- titanium instruments: Protaper versus Race. Part 1. Shaping ability in severely curved canals of extracted teeth. Int Endod 2004; 37: 239-48