

Effect of Aging on Crack Propagation Trajectory in Dentin: Numerical Analysis

I. Zoljanahi Oskui

Assistant Professor, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Sahand New Town, Tabriz, Iran

Receipt in the Online Submission System: 7 July 2018, Received in Revised Form: 4 August 2018, Accepted: 5 August 2018

Abstract

With the increase in lifespan there are many concerns related to ability of the hard tissues such as teeth to meet the physical demands over an extended period of function. The dentin has a special microstructural feature that governs its mechanical behavior, e.g., fracture mechanics: cylindrical tubules that are called dentin tubules. These tubules are gradually occluded in the elderly. The present study is aimed to investigate the effects of microstructure and its aging-related changes of the considered fiber-reinforced composite dentin on the fracture behavior and crack propagation trajectory, utilizing linear elastic fracture mechanics and finite element method. Obtained results indicate that the crack propagation path depends on geometrical microstructure of the dentin as well as respective mechanical properties and arrangement of dentin tubules. Also our results delineate that occlusion of dentinal tubule due to the aging plays a significant role at crack propagation trajectory and behaves as a barrier to crack growth.

Keywords: *Dental Microstructure, Aging, Linear Elastic Fracture Mechanics, Finite Element Method*

Corresponding Author

Address: Biomedical Engineering Department, Sahand University of Technology, P. O. Box: 51335-1996, Sahand New Town, Tabriz, Iran
Tel: +98-41-33458412
Fax: +98-41-33444360
E-mail: zoljanahi@sut.ac.ir

تأثیر افزایش سن روی مسیر رشد ترک در عاج دندان: تحلیل عددی

ایمان ذوالجناحی اسکوئی

استادیار، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۷/۴/۱۶، بازنگری: ۱۳۹۷/۵/۱۳، پذیرش قطعی: ۱۳۹۷/۵/۱۴

چکیده

با افزایش سن، نگرانی‌های بیش‌تری در رابطه با توانایی بافت‌های سخت مانند دندان در برآورده کردن نیازهای روزمره به مدت طولانی‌تر وجود دارد. ویژگی قابل توجه میکروساختار عاج دندان در وجود لوله‌های استوانه‌ای کوچک به نام لوله‌های عاجی است که تأثیر به‌سزایی در رفتار و خصوصیات مکانیکی از جمله مکانیک شکست آن دارد. افزایش سن منجر به پر شدن تدریجی لوله‌های عاجی می‌شود. در این مقاله با در نظر گرفتن میکروساختار عاج دندان به صورت مواد مرکب فیبری، به بررسی تأثیر میکروساختار و تأثیر تغییرات میکروساختاری ناشی از افزایش سن روی رفتار شکست و مسیر رشد ترک با استفاده از تئوری مکانیک شکست الاستیک خطی و روش تحلیل اجزای محدود پرداخته شده است. نتایج بیان‌گر آن است که مسیر رشد ترک علاوه بر هندسه‌ی ریزساختار عاج دندان، به خواص مواد اجزای سازنده‌ی آن و آرایش لوله‌های عاجی وابسته است. همچنین نتایج ما نشان دهنده‌ی آن است که لوله‌های عاجی توپر ناشی از افزایش سن، نقش اساسی در مسیر رشد ترک ایفا می‌کنند و به عنوان دفع‌کننده‌ی رشد ترک محسوب می‌شوند.

کلیدواژه‌ها: میکروساختار عاج دندان، افزایش سن، مکانیک شکست الاستیک خطی، روش اجزای محدود

*نویسنده مسئول

نشانی: دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران، کد پستی: ۵۱۳۳۵-۱۹۹۶

تلفن: ۳۳۴۵۸۴۱۲ (۴۱) ۹۸+

دورنگار: ۳۳۴۴۴۳۶۰ (۴۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: zoljanahi@sut.ac.ir

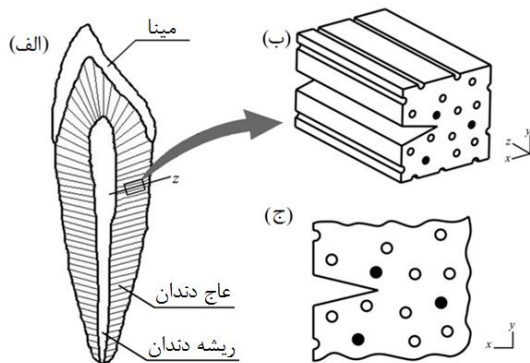
۱- مقدمه

با افزایش طول عمر، نگرانی بیش‌تری در رابطه با خواص مکانیکی بافت‌های سخت مانند دندان و توانایی آن‌ها در برآورده کردن نیازهای فیزیکی به مدت طولانی‌تر وجود دارد. بنابراین درک این نکته که تغییرات میکروساختاری ناشی از افزایش سن می‌تواند بر خواص مکانیکی عاج دندان از جمله رفتار شکست آن تاثیرگذار باشد، از اهمیت زیادی برخوردار است.

عاج دندان یک بافت معدنی مهم دندان است که ساختار یک‌پارچه‌ی دندان را معین می‌سازد و بین مینا و ریشه‌ی دندان قرار گرفته است (شکل ۱- الف). اجزای سازنده‌ی عاج دندان شامل نانوکریستال‌های آپاتیت معدنی، فیبرهای کلاژن نوع I و آب می‌باشد، به طوری که اجزای سازنده‌ی آن با اجزای سازنده‌ی استخوان یکی است، اما برخلاف میکروساختار پیچیده‌ی استخوان، میکروساختار ساده‌ی عاج دندان در وجود لوله‌های استوانه‌ای کوچک به نام لوله‌های عاجی^۱ با قطر حدود ۱ تا ۲ میکرومتر است. این لوله‌های عاجی در قسمت بالایی عاج دندان به صورت شعاعی از سطح تماس مینا-عاج دندان و در قسمت پایینی عاج دندان به صورت تقریباً موازی، از سیمان دندان ریشه‌ی دندان امتداد پیدا می‌کنند (شکل ۱- الف). لوله‌های عاجی توسط بافت نازکی با درصد بالای مواد معدنی به نام عاج دورلوله‌ای^۲ به ضخامت حدود ۰/۵ تا ۱ میکرومتر احاطه شده و در شبکه‌ای از فیبرهای کلاژن به نام عاج بین‌لوله‌ای^۳ قرار گرفته‌اند [۱-۳]. با افزایش سن، کاهش قطر بعضی لوله‌های عاجی یا پر شدن آن‌ها از طریق رسوب مواد معدنی اتفاق می‌افتد [۴-۶]، که منجر به تغییر در محتویات معدنی و خواص مکانیکی عاج دندان می‌شود (شکل ۱- ب) [۷-۹].

در چند دهه‌ی اخیر آزمایش‌های *in vitro* با هدف بررسی تاثیر میکروساختار عاج دندان روی چقرمگی شکست^۴ مد اول (K_{IC}) و چقرمگی رشد^۵ (فاکتور شدت تنش حین رشد ترک) با فرض استفاده از تئوری مکانیک شکست الاستیک خطی در شرایط کرنش صفحه‌ای انجام شده است [۱۰-۱۵]. برای مثال، تاثیر جهت‌گیری لوله‌های عاجی روی چقرمگی شکست توسط نالا و هم‌کارانش انجام پذیرفته است [۱۱]. هم‌چنین کروزیچ و هم‌کارانش [۱۴] گزارش کردند که آب‌دهی باعث افزایش چقرمگی اولیه‌ی ترک^۶، چقرمگی رشد و چقرمگی شکست عاج دندان شده است. کینی و هم‌کارانش [۱۵] نشان دادند که

افزایش سن باعث کاهش چقرمگی شکست عاج دندان می‌شود. کوستر و هم‌کارانش [۱۶] و نظری و هم‌کارانش [۱۷] مشاهده کردند که چقرمگی شکست و چقرمگی رشد عاج دندان با افزایش سن کاهش می‌یابد. ضمناً لوله‌های عاجی پر نشده مسئول جذب و کاهش انرژی شکست بوده و در نهایت افزایش چقرمگی شکست را به دنبال دارد و پر شدن لوله‌های عاجی در اثر افزایش سن، منجر به محدود کردن این مسئولیت می‌شود.



شکل (۱) - تصویر شماتیک الف) برش طولی دندان شامل مینا، عاج و ریشه‌ی دندان، ب) میکروساختار عاج دندان شامل لوله‌های عاجی (فیبر) و عاج بین‌لوله‌ای (ماتریس) و ج) سطح مقطع x-y میکروساختار عاج دندان. لوله‌های عاجی پر شده با رنگ سیاه نشان داده شده‌اند

بنابراین پدیده‌ی شکست عاج دندان، تحت تاثیر پارامترهای شکل‌شناسی و خصوصیات مواد ریزساختار تشکیل‌دهنده‌ی عاج دندان است. خصوصیات شکل‌شناسی شامل اطلاعاتی چون ریزساختار، اندازه‌ی اجزای تشکیل‌دهنده و پارامترهای دیگر مربوط به هندسه‌ی ریزساختار می‌باشد. در حالی که خصوصیات مواد، مربوط به رفتار مکانیکی اجزای سازنده‌ی میکروساختار عاج دندان است. این میکروساختار به صورت مواد مرکب فیبری قابل مدلسازی است. به طوری که در چنین مدل‌های مرکب فیبری، لوله‌ی عاجی به همراه عاج دورلوله‌ای به عنوان فیبر و عاج بین‌لوله‌ای به عنوان ماتریس در نظر گرفته می‌شود [۱۸، ۱۹]. برخلاف مطالعات تجربی متعدد، تا به حال تحلیل‌های ریاضی و عددی تاثیر میکروساختار عاج دندان روی رفتار شکست بررسی نشده است. اما تحلیل‌های ریاضی و عددی تاثیر میکروساختار روی رفتار شکست در مواد مرکب فیبری (مانند استخوان) توسط ژئو و هم‌کارانش [۲۰] و رئیسی‌نجفی و

^۴ Fracture Toughness

^۵ Growth Toughness

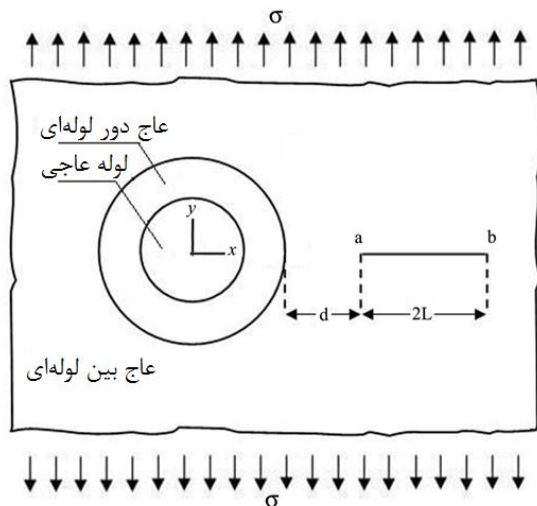
^۶ Crack Initiation Toughness

^۱ Tubule

^۲ Peritubular Dentin

^۳ Intertubular Dentin

بین لوله‌ای که فضای بین فیبرها را پر کرده است، به عنوان ماتریس در نظر گرفته شده‌اند. در شکل (۲) نمونه‌ای از مدل دو بعدی میکروساختار عاج دندان با ۹ لوله‌ی عاجی نمایش داده شده است. برای این‌که دید بهتری از تاثیر هندسه‌ی میکروساختار و تغییرات میکروساختاری ناشی از افزایش سن روی فاکتور شدت تنش داشته باشیم، مدلی شامل یک لوله‌ی عاجی همراه با یک ترک داخلی به طول ۲ میکرومتر که در فضای عاج بین لوله‌ای عمود بر نیروی خارجی و در راستای مرکز لوله‌ی عاجی است، ساخته شد (شکل ۳). ضمناً برای بررسی تاثیر تغییرات میکروساختاری ناشی از افزایش سن روی رشد ترک در مدل با یک لوله‌ی عاجی، مدلی شبیه شکل (۳) ولی با این تفاوت که ترک داخلی با زاویه‌ی ۴۵ درجه نسبت به جهت بارگذاری قرار دارد، ایجاد گردید.

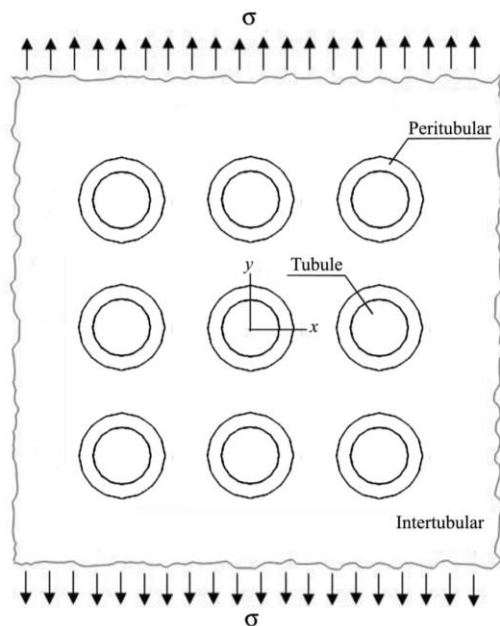


شکل (۳) - مدل دوبعدی شامل فقط یک لوله‌ی عاجی به همراه ترک داخلی که عمود بر نیروی خارجی است. d بیانگر فاصله‌ی نوک a ترک تا مرکز عاج دور لوله‌ای است. قطر لوله‌ی عاجی و ضخامت عاج دور لوله‌ای با نماد t_p و d_t قابل نمایش است

فرضیاتی که در این مدل‌ها در نظر گرفته شده است عبارتند از: الف) مدل‌سازی لوله‌های عاجی به صورت دایروی، یک‌سان و موازی یک‌دیگر، ب) خواص مواد همگن و هم‌سان‌گرد، ج) شرایط کرنش صفحه‌ای، د) اتصال کامل سطح مشترک بین بافت‌های مختلف. لازم به ذکر است که فرض موازی در نظر گرفتن لوله‌های عاجی به خاطر این است که لوله‌های عاجی در سطوح پایینی عاج دندان به صورت موازی هستند [۲۴].

هم‌کارانش [۲۱] انجام شده است. بر اساس نتایج تحلیل‌های ریاضی و عددی، نشان داده شد که ضریب فاکتور شدت تنش^۱ با نزدیک‌تر شدن ترک به آستین^۲ (متناظر با فیبر) نرم‌تر از بافت بینابینی (متناظر با ماتریس)، افزایش می‌یابد. به علاوه آستین نرم‌تر از بافت بینابینی، اجازه‌ی رشد ترک را به داخل خود می‌دهد در حالی که آستین سخت‌تر از بافت بینابینی، آن را بر می‌گرداند.

در این مقاله با در نظر گرفتن میکروساختار عاج دندان به صورت مواد مرکب فیبری (شکل ۱- ج) از روابط تئوری مکانیک شکست الاستیک خطی و روش اجزای محدود برای تحلیل دو بعدی استفاده شده است. هدف، بررسی تاثیر میکروساختار و تاثیر تغییرات میکروساختاری ناشی از افزایش سن روی رفتار شکست و مسیر رشد ترک است. این ترک ناشی از شکاف‌های غیرپوسیده^۳ در سطوح پایینی عاج دندان است که به عنوان محل‌هایی برای شکست ناپایدار^۴ عمل می‌کنند [۲۲، ۲۳].



شکل (۲) - مدل دوبعدی عاج دندان که ماتریس عاج بین لوله‌ای توسط فیبر (لوله‌های عاجی به همراه عاج دور لوله‌ای) تقویت شده و تحت تنش σ قرار گرفته است. در این شکل، مدل دو بعدی شامل ۹ لوله‌ی عاجی است

۲- روش انجام کار

با توجه به شباهت میکروساختار عاج دندان با مواد مرکب فیبری، در مدل‌های دوبعدی ارائه شده در این مقاله لوله یا لوله‌های عاجی به همراه عاج دور لوله‌ای به عنوان فیبر و عاج

^۱ Non- Carious Notch

^۲ Unstable Fracture

^۳ Stress Intensity Factor (Sif)

^۴ Osteon

از هشت المان یک‌چهارم نقطه‌ای شش‌گه‌ای مدل شد [۲۷]. این المان‌ها با جابه‌جا کردن گره وسط وجه المان‌های نزدیک نوک ترک به فاصله‌ی یک‌چهارم از گره نوک، ترک ساخته می‌شوند [۲۸]. بنابراین در این مطالعه، مدل‌های دو بعدی ساخته شده توسط نرم‌افزار Casca با استفاده از Franc 2D با توجه به شرایط بارگذاری ذکر شده تحت تحلیل استاتیکی قرار گرفت. سپس تحلیل شکست به واسطه‌ی قرار دادن یک ترک داخلی در فضای بین‌لوله‌های عاجی و در نهایت تحلیل رشد ترک انجام گرفت تا تاثیر کیفی میکروساختار و تغییرات میکروساختاری ناشی از افزایش سن روی فاکتور شدت تنش (K_I) و مسیر رشد ترک مورد مطالعه قرار گیرد. اگر چه زاویه‌ی محل قرارگیری ترک نسبت به جهت بارگذاری روی مقادیر فاکتور شدت تنش و مسیر رشد ترک موثر خواهد بود، در مطالعه‌ی حاضر برای بررسی تاثیر افزایش سن روی مسیر رشد شدت تنش، ترک داخلی عمود بر نیروی خارجی در نظر گرفته شد. همچنین برای بررسی تاثیر افزایش سن روی مسیر رشد ترک، ترک داخلی با زاویه‌ی ۴۵ درجه نسبت به جهت بارگذاری فرض گردید.

در این مقاله از تئوری مکانیک شکست الاستیک خطی برای تحلیل شکست استفاده شد. از آن جایی که در عاج دندان تنها تغییر شکل‌های پلاستیک با مقادیر کوچک وجود دارد [۲۹]، استفاده از تئوری مکانیک شکست الاستیک خطی برای بررسی رشد ترک مناسب است و استفاده از تئوری مکانیک شکست الاستیک-پلاستیک برای به دست آوردن مقدار دقیق فاکتور شدت تنش کاربرد خواهد داشت. همچنین برای رشد ترک در صفحه‌ی دوبعدی از معیار بیش‌ترین تنش مماسی بهره برده شد، به طوری که راستای جوانه‌زنی ترک و رشد آن منطبق بر راستایی می‌باشد که تنش مماسی روی یک شعاع ثابت حول نوک ترک ماکزیمم است که بیان ریاضی این معیار به صورت روابط (۱) و (۲) می‌باشد [۲۱].

$$\frac{\partial \sigma_{\theta}}{\partial \theta} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial^2 \sigma_{\theta}}{\partial \theta^2} < 0 \quad (2)$$

۳- نتایج

با ثابت نگه داشتن قطر لوله‌ی عاجی (d_t) برابر ۲ میکرومتر در شکل (۳)، تاثیر کاهش فاصله‌ی نوک a ترک تا مرز عاج دورلوله‌ای (کاهش d) روی مقادیر فاکتور شدت تنش مد اول برای دو مقدار ضخامت عاج دورلوله‌ای (t_p) برابر ۰/۵ و ۱

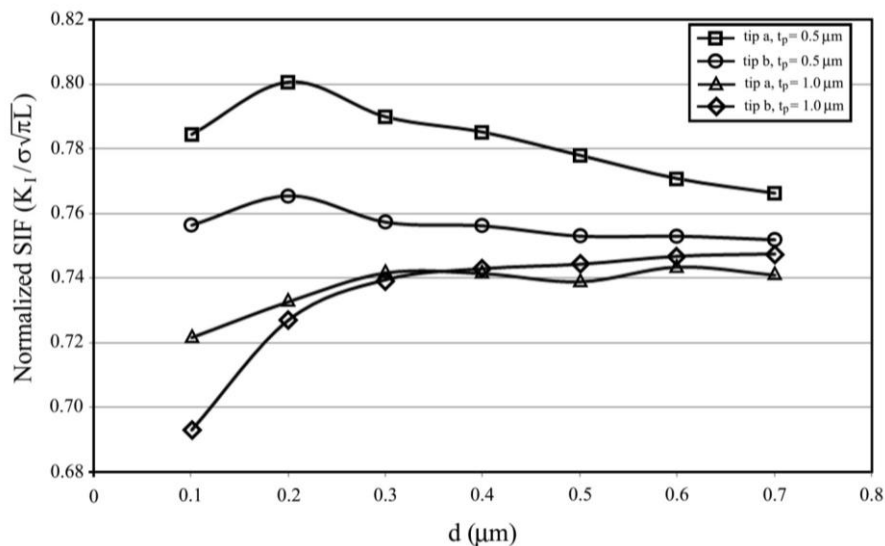
در مدل‌هایی شامل ۹ لوله‌ی عاجی مشابه شکل (۲)، لوله‌های عاجی با قطر ۲ میکرومتر و عاج دورلوله‌ای با ضخامت ۰/۵ میکرومتر در ماتریس بی‌نهایت بزرگ عاج بین‌لوله‌ای قرار گرفته‌اند. اما در مدل‌های با یک لوله‌ی عاجی (شکل ۳)، قطر لوله‌ی عاجی (d_t) و ضخامت عاج دورلوله‌ای (t_p) متفاوت به منظور بررسی تاثیر هندسه‌ی میکروساختار در نظر گرفته شده‌اند. خواص مکانیکی اجزای میکروساختار عاج دندان بسته به نوع دندان و موقعیت آناتومیکی آن متفاوت است. کینی و هم‌کارانش [۲۵] متوسط مدول الاستیک عاج دورلوله‌ای را ۲۹/۸ GPa و مدول الاستیک عاج بین‌لوله‌ای را در محدوده‌ی ۱۷/۷ تا ۲۱/۱ GPa گزارش کرده‌اند. در مدل میکرومکانیک ارائه شده برای عاج دندان به منظور تعیین خواص مکانیکی موثر آن توسط کین و سواين [۱۹]، مدول الاستیک عاج دورلوله‌ای و عاج بین‌لوله‌ای به ترتیب برابر ۲۲/۵ و ۱۵ GPa در نظر گرفته شد. همچنین اینوی و هم‌کارانش [۲۶] مدول الاستیک قسمت بالایی و پایینی عاج دندان را به ترتیب برابر $26/6 \pm 2/19$ و $1/10 \pm 20/89$ GPa پیدا کردند. در این مقاله، مدول الاستیک عاج دورلوله‌ای و عاج بین‌لوله‌ای به ترتیب برابر ۳۰ و ۱۵ GPa در نظر گرفته شد [۱۸]. از آن جایی که هیچ داده‌ی آزمایشگاهی برای مقادیر ضریب پواسن عاج دورلوله‌ای و عاج بین‌لوله‌ای گزارش نشده است، به خاطر بیش‌تر بودن مواد آلی عاج بین‌لوله‌ای نسبت به عاج دورلوله‌ای، ضریب پواسن عاج دورلوله‌ای و عاج بین‌لوله‌ای به ترتیب برابر ۰/۳ و ۰/۴ فرض شد [۲۴]. همچنین لازم به ذکر است که در این مقاله تاثیر تغییرات میکروساختاری ناشی از افزایش سن به صورت پر شدن بعضی از لوله‌های عاجی با موادی با خواص مکانیکی مشابه عاج دورلوله‌ای در نظر گرفته شد.

بارگذاری روی مرز مدل مطابق شکل (۲) و شکل (۳) به صورت تنش عمودی برابر ۵ MPa در نظر گرفته شد. همچنین به خاطر برقراری شرط پیوستگی ماده، شرایط مرزی متقارن به طوری که جابه‌جایی ضلع‌های عمودی ماتریس بی‌نهایت بزرگ، در راستای X محدود شد. علاوه بر آن، برای جلوگیری از اثر شرایط مرزی روی نتایج، ابعاد مدل در مقایسه با قطر لوله‌های عاجی و طول ترک، بزرگ در نظر گرفته شد.

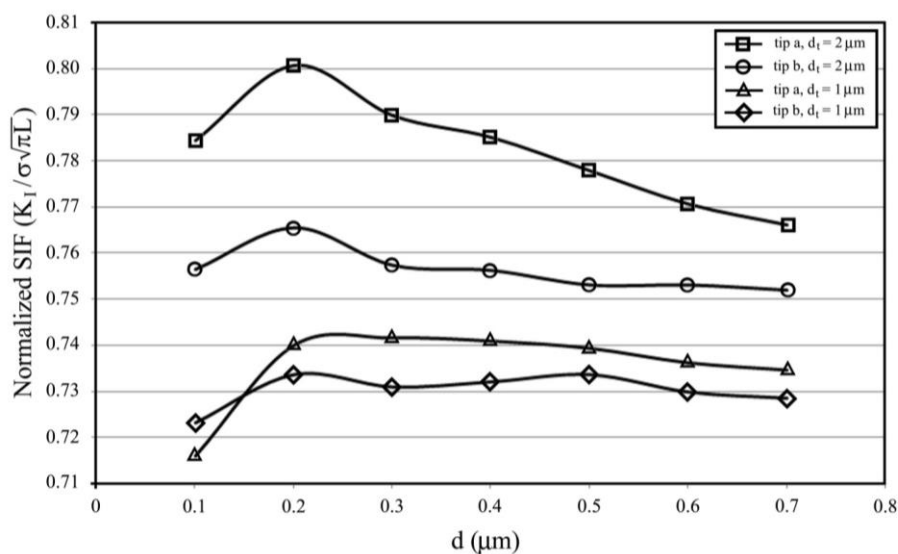
برای ساخت مدل از نرم‌افزار Casca نسخه‌ی ۳.۲ که یک تولید کننده‌ی مش دوبعدی می‌باشد استفاده شد. برای ایجاد مش از المان‌های مثلثی با شش گره استفاده و شبیه‌سازی المان محدود مدل با استفاده از نرم‌افزار Franc 2D انجام شد. اما به علت وجود تکینگی تنش و کرنش در نوک ترک، نوک ترک با استفاده

شده است. با توجه به شکل (۴) و (۵) واضح است که با افزایش ضخامت عاج دورلوله‌ای یا کاهش قطر لوله‌ی عاجی، فاکتور شدت تنش کاهش یافته و ضمناً تاثیر آن دو پارامتر روی مقدار فاکتور شدت تنش محدود به اطراف آن‌ها است.

میکرومتر در شکل (۴) نمایش داده شده است. هم‌چنین با ثابت در نظر گرفتن ضخامت عاج دورلوله‌ای برابر $0.5/\mu\text{m}$ میکرومتر در شکل (۳)، تاثیر کاهش فاصله‌ی نوک a ترک تا مرز عاج دورلوله‌ای روی مقادیر فاکتور شدت تنش مد اول برای دو مقدار قطر لوله‌ی عاجی برابر 1 و 2 میکرومتر در شکل (۵) نشان داده



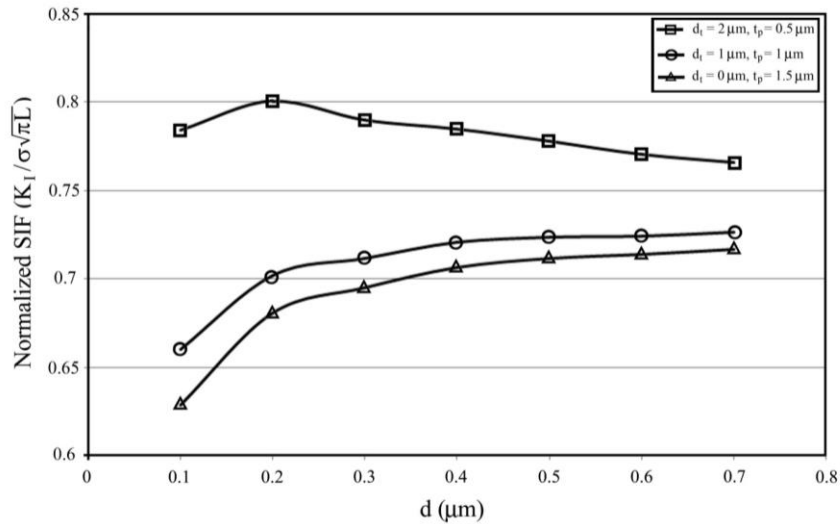
شکل (۴) - تاثیر کاهش فاصله‌ی نوک a ترک تا مرز عاج دورلوله‌ای (کاهش d) روی مقدار فاکتور شدت تنش برای $d_t = 2 \mu\text{m}$ و $t_p = 0.5$ & $1 \mu\text{m}$



شکل (۵) - تاثیر کاهش فاصله‌ی نوک a ترک تا مرز عاج دورلوله‌ای (کاهش d) روی مقدار فاکتور شدت تنش برای $t_p = 0.5 \mu\text{m}$ و $d_t = 1$ & $2 \mu\text{m}$

شده است. نتایج بیان‌گر آن است که با پر شدن تدریجی لوله‌های عاجی در اثر افزایش سن، مقدار فاکتور شدت تنش برای هر فاصله‌ی نوک a ترک تا مرز عاج دورلوله‌ای، کاهش می‌یابد.

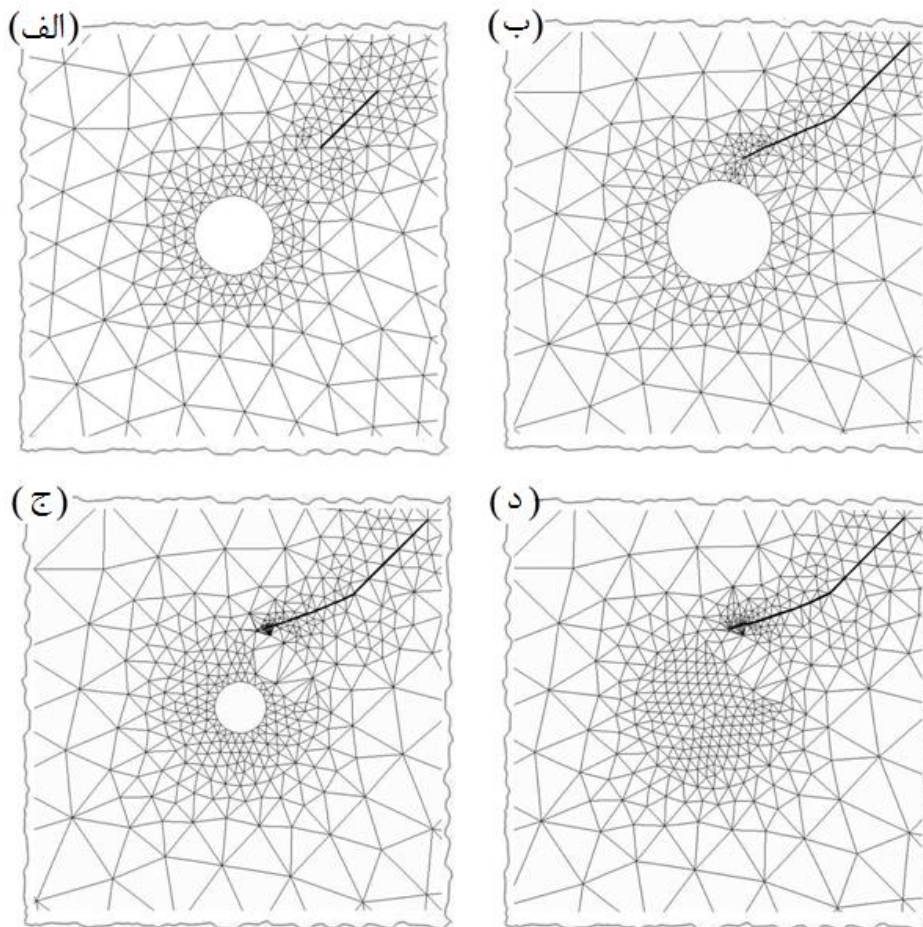
از آن‌جایی که با افزایش سن، پر شدن تدریجی لوله‌های عاجی اتفاق می‌افتد، بنابراین به واسطه‌ی افزایش ضخامت عاج دورلوله‌ای در کنار کاهش قطر لوله‌ی عاجی در شکل (۳)، تاثیر افزایش سن روی مقادیر فاکتور شدت تنش در شکل (۶) نمایش داده



شکل (۶) - تاثیر پر شدن تدریجی لوله‌های عاجی در اثر افزایش سن، روی مقدار فاکتور شدت تنش

ترک رشد کرده تمایلی برای نفوذ به داخل لوله‌های عاجی ندارد (شکل ۷). لازم به ذکر است که اگر در شکل (۷-ب) اجازه‌ی رشد بیش‌تر ترک داده شود، ترک بعد از عبور از عاج دورلوله‌ای وارد لوله‌ی عاجی خواهد شد.

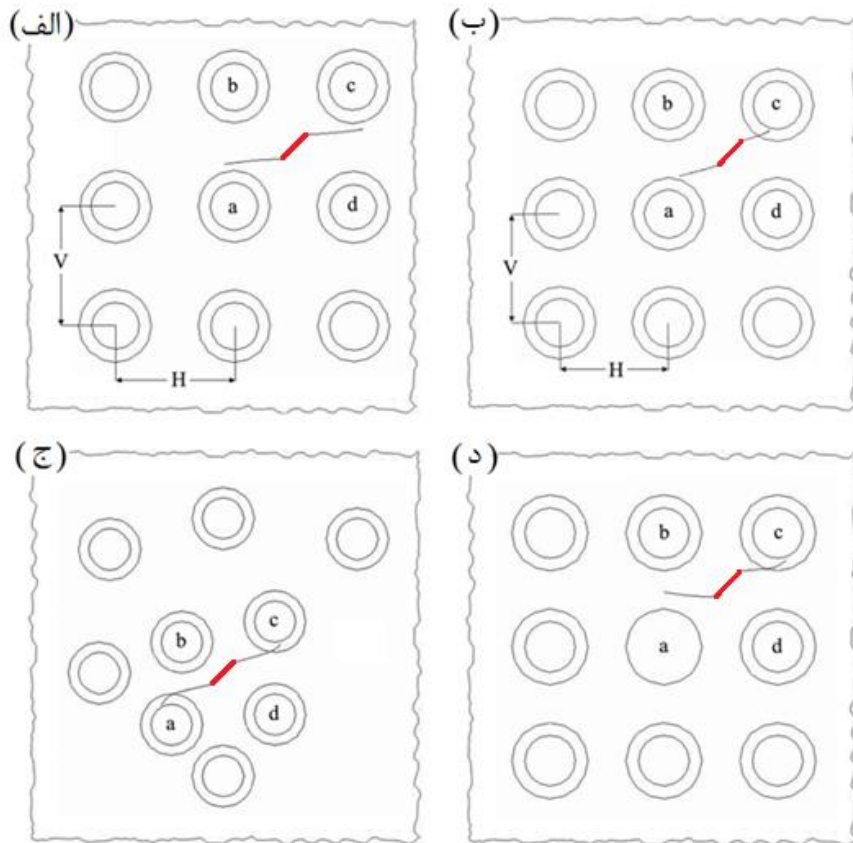
نتایج تاثیر تغییرات میکروساختاری ناشی از افزایش سن روی رشد ترک اولیه در مدل شامل یک لوله‌ی عاجی مطابق شکل (۷-الف) بیان‌گر آن است که با پر شدن تدریجی لوله‌های عاجی در اثر افزایش سن، زاویه‌ی انحراف اولیه‌ی ترک بیش‌تر شده و



شکل (۷) - نمایش الف) ترک اولیه در مدل شامل یک لوله‌ی عاجی، و مسیر رشد ترک در حالات ب) $d_t = 2 \mu\text{m}$ و $t_p = 0.5 \mu\text{m}$ (ج) $d_t = 1 \mu\text{m}$ و $t_p = 1 \mu\text{m}$ و د) $d_t = 0 \mu\text{m}$ و $t_p = 1.5 \mu\text{m}$

لوله‌های عاجی a و c برابر 5 میکرومتر است، نزدیک‌تر شدن لوله‌های عاجی b و d باعث شده است که در مقایسه با شکل (۸-الف)، ترک اصلی به سمت لوله‌های a و c هدایت شوند. ضمناً در شکل (۸-د)، تاثیر پر شدن لوله‌ی عاجی در اثر افزایش سن روی مسیر رشد ترک نشان داده شده است. در شکل (۸-د) که لوله‌های عاجی به صورت منظم با $H = V = 4.5 \mu\text{m}$ قرار گرفته‌اند و لوله‌ی عاجی a توسط عاج دورلوله‌ای در اثر افزایش سن در مقایسه با شکل (۸-ب) پر شده است، واضح است که لوله‌ی عاجی a باعث دور کردن ترک از خود می‌شود، در حالی که لوله‌ی عاجی c همانند شکل (۸-ب) باعث جذب ترک در خود شده است.

به منظور نشان دادن تاثیر ریزساختار روی رشد ترک، مدل‌هایی شامل چند لوله‌ی عاجی همراه با ترک اولیه‌ی داخلی به طول 0.7 میکرومتر در فضای بین لوله‌های عاجی در نظر گرفته شده است. تاثیر آرایش لوله‌های عاجی روی مسیر رشد ترک در شکل‌های (۸-الف تا ج) نمایش داده شده است. مطابق شکل (۸-الف) که لوله‌های عاجی به صورت منظم با فاصله‌ی افقی (H) و عمودی (V) برابر $H = V = 5 \mu\text{m}$ قرار گرفته‌اند، با گسترش ترک، ترک اصلی از لوله‌های عاجی a و c دور شده است. اما در شکل (۸-ب) که $H = V = 4.5 \mu\text{m}$ است، با گسترش ترک، ترک اصلی به سمت لوله‌های عاجی a و c هدایت شده‌اند. در شکل (۸-ج) که لوله‌های عاجی به صورت نامنظم آرایش یافته‌اند، با وجود این‌که فاصله‌ی افقی و عمودی بین



شکل (۸) - مسیر رشد ترک در حالات الف) قرارگیری منظم لوله‌های عاجی با $H = V = 5 \mu\text{m}$ ؛ ب) قرارگیری منظم لوله‌های عاجی با $H = V = 4.5 \mu\text{m}$ ؛ ج) قرارگیری نامنظم لوله‌های عاجی به طوری که فاصله‌ی افقی و عمودی بین لوله‌های عاجی a و c برابر 5 میکرومتر است؛ د) قرارگیری منظم لوله‌های عاجی با $H = V = 4.5 \mu\text{m}$ درحالی‌که لوله‌ی عاجی a پر شده است. خطوط قرمز و سیاه به ترتیب نشان‌گر ترک اولیه و رشد آن هستند

از افزایش سن، روی رفتار شکست و گسترش ترک پرداختیم. نتایج آنالیز شکست روی یک لوله‌ی عاجی نشان داد که ضریب فاکتور شدت تنش در نوک ترک با مدول الاستیک عاج

۴- بحث

در این مقاله ما به تاثیر کیفی پارامترهای میکروساختار عاج دندان از جمله ریخت‌شناسی و تغییرات ایجاد شده در آن ناشی

یک مقدار معین بیش‌تر باشد، ترک توسط لوله‌های عاجی دفع شده و یک مسیر بین آن‌ها را دنبال خواهد کرد. در حقیقت، ترک تمایلی برای ورود به داخل لوله‌ی عاجی نخواهد داشت (شکل ۸-الف)، اما اگر لوله‌های عاجی در فواصل نزدیک‌تری قرار بگیرند، ترک قادر نیست از فضای بین آن‌ها عبور کرده و به داخل لوله‌های عاجی وارد می‌شود (شکل ۸-ب و ج). با افزایش سن، به دلیل پر شدن بعضی از لوله‌های عاجی، مسیر رشد ترک تحت تاثیر قرار گرفته است، به طوری که با مقایسه‌ی شکل‌های (۸-ب) و (۸-د) مشاهده شد که ترک تمایلی برای نفوذ به داخل لوله‌ی عاجی پر شده نداشته و از کنار لوله‌ی عاجی عبور خواهد کرد که این پدیده باعث کاهش چقرمگی شکست عاج دندان خواهد شد. در حالی که لوله‌های عاجی پر نشده با جذب ترک به داخل خود، باعث جذب انرژی شکست و به دنبال آن، موجب اتلاف انرژی شکست می‌شوند تا از گسترش بیش‌تر ترک جلوگیری گردد. این نتایج در تشابه با مطالعه‌ی باجاج و هم‌کارانش [۹] است، به طوری که آن‌ها نیز دریافتند که پر نبودن لوله‌های عاجی در اتلاف انرژی شکست موثر خواهد بود.

۵- نتیجه‌گیری

پدیده‌ی شکست عاج دندان، تحت تاثیر پارامترهای شکل‌شناسی و خصوصیات مواد ریزساختار تشکیل‌دهنده‌ی عاج دندان است. اساساً وجود لوله‌های عاجی پر نشده در مسیر رشد ترک، باعث ورود ترک به داخل لوله شده و افزایش چقرمگی شکست عاج دندان را به دنبال خواهد داشت. بنابراین مقادیر چقرمگی شکست و رشد در افراد جوان به خاطر وجود لوله‌های عاجی پر نشده‌ی بیش‌تر نسبت به افراد مسن، بیش‌تر خواهد بود، که در تطابق با مطالعات آزمایشگاهی است که نشان دادند که افزایش سن باعث کاهش چقرمگی شکست عاج دندان شده است.

۶- مراجع

- [1] Pashley DH. Dentin: a dynamic substrate—a review. *Scanning Microsc* 1989;3:161–74 discussion 174–76.
- [2] Ten Cate AR. Oral histology-development, structure and function. St. Louis, MO: Mosby; 1994. p. 173.
- [3] Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997;25:441–58.
- [4] Carrigan P, Morse DR, Furst ML, Sinai IH. A scanning electron microscopic evaluation of human dentin tubules according to age and location. *J Endodont* 1984;10:359–63.

دورلوله‌ای و عاج بین‌لوله‌ای به ترتیب برابر ۳۰ و ۱۵ گیگاپاسکال، به فاصله‌ی نوک ترک از عاج دورلوله‌ای، قطر لوله‌ی عاجی و ضخامت عاج دورلوله‌ای بستگی دارد، که با نتایجی که در مطالعات اخیر [۲۰، ۲۱، ۳۰] گزارش شده است، تطابق دارد. هر چه نسبت قطر لوله‌ی عاجی به ضخامت عاج دورلوله‌ای از مقدار معینی بیش‌تر باشد، با کاهش فاصله‌ی نوک ترک از عاج دورلوله‌ای، فاکتور شدت تنش افزایش یافته و کاهش ناگهانی فاکتور شدت تنش در نزدیکی عاج دورلوله‌ای به خاطر وجود عاج دورلوله‌ای است، اما هر چه این نسبت از آن مقدار معین کم‌تر باشد، با کاهش فاصله‌ی نوک ترک از عاج دورلوله‌ای، فاکتور شدت تنش می‌یابد (شکل ۴ و ۵). تاثیر پر شدن لوله‌های عاجی در اثر افزایش سن روی مقادیر فاکتور شدت تنش (شکل ۶) در تطابق با نتایجی است که توسط گواندی و هم‌کارانش [۳۰] به دست آمده است، به طوری که آن‌ها نیز مشاهده کردند که مقادیر فاکتور شدت تنش یک نانوفیبر توخالی به میزان قابل توجهی متفاوت از یک فیبر با سطح مقطع توپر است.

هم‌چنین با توجه به نتایج رشد ترک در شکل (۷) می‌توان به این نکته پی برد که بر خلاف حالتی که لوله‌های عاجی پر نشده اجازه‌ی رشد ترک به داخل لوله را داده و باعث جذب انرژی شکست و کاهش آن می‌شود، با افزایش سن به دلیل کاهش قطر لوله‌ی عاجی و افزایش ضخامت عاج دورلوله‌ای و با توجه به این‌که مدول الاستیک عاج دورلوله‌ای نسبت به عاج بین‌لوله‌ای بیش‌تر است، لوله‌های عاجی توپر نقش مانع و سد را در مقابل رشد ترک ایفا می‌کنند که این پدیده باعث کاهش فاکتور شدت تنش و در نهایت کاهش چقرمگی شکست می‌شود. به طوری که ژئو و هم‌کارانش [۲۰] نیز بر اساس نتایج تحلیل ریاضی دریافتند که استخوان با آستین سختی کم‌تر دارای چقرمگی شکست بیش‌تری می‌باشد. هم‌چنین نتایج مطالعات آزمایشگاهی که توسط کوستر و هم‌کارانش [۱۶] و نظری و هم‌کارانش [۱۷] روی عاج دندان انجام شد، خود نیز موید همین مطلب است که لوله‌های عاجی پر شده بر خلاف لوله‌های عاجی پر نشده اجازه‌ی رشد ترک را به داخل خود نمی‌دهند.

نتایج آنالیز رشد ترک در شکل (۸) نشان داد که مسیر رشد ترک شدیداً به آرایش لوله‌های عاجی و خواص مکانیکی اجزای سازنده‌ی عاج دندان بستگی دارد. لازم به ذکر است که مسیر رشد ترک علاوه بر موارد ذکر شده به شرایط بارگذاری و محل قرارگیری ترک نیز بستگی دارد [۳۱]، که در این مطالعه مورد بررسی واقع نشده‌اند. زمانی که فاصله‌ی بین لوله‌های عاجی از

- [18] Kinney JH, Balooch M, Marshall GW, Marshall SJ. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. *Arch Oral Biol* 1999;44:813–22.
- [19] Qin Q-H, Swain MV. A micro-mechanics model of dentin mechanical properties. *Biomaterials* 2004;25:5081–90.
- [20] Guo XR, Liang LC, Goldstein SA. Micromechanics of osteonal cortical bone fracture. *J Biomech Eng* 1998; 120: 112–7.
- [21] Raeisi Najafi A, Arshi AR, Eslami MR, Fariborz S, Moeinzadeh MH. Micromechanics fracture in osteonal cortical bone: A study of the interactions between microcrack propagation, microstructure and the material properties. *J Biomech* 2007;40:2788–95.
- [22] Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. *J Dent Res* 1994;22:195–207.
- [23] Kruzic JJ, Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. Mechanistic aspects of in vitro fatigue-crack growth in dentin. *Biomaterials* 2005;26:1195–204.
- [24] Huo B. An inhomogeneous and anisotropic constitutive model of human dentin. *J Biomech* 2005; 38:587–94.
- [25] Kinney JH, Balooch M, Marshall SJ, Marshall GW, Weihs TP. Hardness and young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. *Arch Oral Biol* 1996;41:9–13.
- [26] Inoue T, Saito M, Yamamoto M, Debari K, Kou K, Nishimura F, Miyazaki T. Comparison of nanohardness between coronal and radicular intertubular dentin. *Dent Mater J* 2009;28:295–300.
- [27] Sharpe R. The Optimum Design of Arch Dams. *Proc. Inst. Civ. Engg.* 1965
- [28] Cai WM, Murti V, Valliappan S. Slope stability analysis using fracture mechanics approach. *Theor Appl Fract Mec* 1990;12:261–81.
- [29] Yan J, Taskonak B, Platt JA, Mecholsky Jr JJ. Evaluation of fracture toughness of human dentin using elastic-plastic fracture mechanics. *J Biomech* 2008;41:1253–59.
- [30] Gawandi AA, Whitney JM, Brockman RB. Interaction between a nanofiber and an arbitrarily oriented crack. *J Compos Mater* 2008;42:45–67.
- [31] Raeisi Najafi A, Arshi AR, Pourakbar Saffar K, Eslami MR, Fariborz S, Moeinzadeh MH. A fiber-ceramic matrix composite material model for osteonal cortical bone fracture micromechanics: Solution of arbitrary microcracks interaction. *J Mech Behav Biomed* 2009;2:217–23.
- [5] Weber DF. Human dentine sclerosis: a microradiographic survey. *Arch Oral Biol* 1974;19:163-8.
- [6] Porter AE, Nalla RK, Minor A, Jinschek JR, Kisielowski C, Radmilovic V, et al. A transmission electron microscopy study of ineralization in age induced transparent dentin. *Biomaterials* 2005;26:7650e60.
- [7] Nalla RK. et al. Ultrastructural examination of dentin using focused ion-beam cross sectioning and transmission electron microscopy. *Micron* 2005;36:672–80
- [8] Arola D, Reprigel RK. Effects of aging on the mechanical behavior of human dentin. *Biomaterials* 2005;26: 4051–61.
- [9] Bajaj D, Sundaram N, Nazari A, Arola D. Age, dehydration and fatigue crack growth in dentin. *Biomaterials* 2006;27:2507–17.
- [10] Imbeni V, Nalla RK, Bosi C, Kinney JH, Ritchie RO. In vitro fracture toughness of human dentin. *J Biomed Mater Res* 2003; A 66: 1–9.
- [11] Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. Effect of orientation on the in vitro fracture toughness of dentin: the role of toughening mechanisms. *Biomaterials* 2003;24:3955–68.
- [12] Jainaen A, Palamara JEA, Messer HH. Effect of dentinal tubules and resin-based endodontic sealers on fracture properties of root dentin. *Dent Mater* 2009;25:e73–e81
- [13] Yana J, Taskonak B, Mecholsky Jr JJ. Fractography and fracture toughness of human dentin. *J Mech Behav Biomed* 2009;2:478–84
- [14] Kruzic JJ, Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. Crack blunting, crack bridging and resistance-curve fracture mechanics in dentin: effect of hydration. *Biomaterials* 2003;24: 5209–21.
- [15] Kinney JH, Nalla RK, Pople JA, Breunig TM, Ritchie RO. Age-related transparent root dentin: Mineral concentration, crystallite size, and mechanical properties. *Biomaterials* 2005;26: 3363–76.
- [16] Koester KJ, Ager JW 3rd, Ritchie RO. The effect of aging on crack-growth resistance and toughening mechanisms in human dentin. *Biomaterials* 2008;29:1318–28
- [17] Nazari A, Bajaj D, Zhang D, Romberg E, Arola D. Aging and the reduction in fracture toughness of human dentin. *J Mech Behav Biomed* 2009;2:550–9.