

Dynamic Stress Analysis of Upper Central Teeth Using Finite Element Method: Effect of Visco-elasticity

M. M. Khani ¹, M. Tafazzoli Shadpoor ^{2*}, F. Aghajani ³, P. Naderi ⁴

¹ Ph.D Student, Biomechanics Department, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran,
khani.mehdi@yahoo.com

² Associate Professor, Biomechanics Department, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran,
Iran

³ Dentist of Dental Research Center, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran, aghajani@sina.tums.ac.ir

⁴ M.Sc, Biomechanics Department, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

Abstract

Stress analysis is a proper tool in evaluation of vulnerable regions of dental tissues exposed to cyclic loading due to mastication and other physiological functions. In this study, effects of visco-elastic property of dental components on the distribution of stress are investigated in finite element models of upper central tooth prone to dynamic loading. Sensitivity of stress pulse to the visco-elastic property is studied. Results indicate reduction of stress pulse amplitude by elevation of visco-elastic parameter with highest effect in enamel-cementum junction and then in enamel-dentin junction. The visco-elastic property causes smoothening of the stress distribution in dental tissues. Such effect is due to reduction of stress wave amplitude and elevation of the ratio of minimum to maximum stress values. Increased visco-elasticity of components results in elevated phase shift between load and stress waves and higher attenuation of stress wave. This causes slow propagation of attenuated wave leading to lower maximum stress after reflection of stress wave in boundaries and junctions.

Key words: Visco-elasticity, Cyclic loading, Central teeth, Fatigue, Phase shift.

*Corresponding author

Address: Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), P.O.Box: 15875-3413, I.R. Iran., Postal Code: 15914, Tehran, I.R. Iran
Tel: +982164542385
Fax: +982166468186
E-mail: tafazoli@aut.ac.ir

تحلیل تنش دینامیکی دندان سانترال فک بالا به روش المان محدود: تأثیر ویسکوالاستیسیته اجزای دندانی

محمد مهدی خانی^۱، محمد تفضلی شادپور^{۲*}، فرزانه آفاجانی^۳، پیمان نادری^۴

^۱ دانشجوی دکترای مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک ایران)، تهران

khani.mehdi@yahoo.com

^۲ دانشیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک ایران)، تهران

^۳ دندان‌پزشک مرکز تحقیقات دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران aghajani@sina.tums.ac.ir

^۴ کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک ایران)، تهران

چکیده

تحلیل تنش، ابزار مناسبی در برآورد نواحی آسیب‌پذیر در مقابل بارگذاری‌های متناوب ناشی از جویدن و دیگر کارکردهای فیزیولوژیک بافت دندانی است. این مطالعه تأثیر ویژگی ویسکوالاستیسیته اجزای دندانی را در توزیع تنش در دندان سانترال فک بالا، تحت بارگذاری دینامیکی با استفاده از مدل‌سازی اجزای محدود بررسی کرده است. حساسیت تنش به خاصیت ویسکوالاستیک بررسی شده و نتایج بیانگر کاهش دامنه تنش دینامیک به ازای افزایش خاصیت ویسکوالاستیک است که بیشترین تأثیر در محل اتصال مینا با سمان و سپس در اتصال با عاج مشاهده شده است. خاصیت ویسکوالاستیک به توزیع یکنواخت‌تر تنش در دندان کمک می‌کند و این امر به دلیل کاهش دامنه موج تنش و کاهش نسبت بیشینه به کمینه موج تنش است. افزایش خاصیت ویسکوالاستیک باعث اختلاف فاز بین موج بار و تنش می‌شود که این امر با توجه به میرایی موج تنش و انتشار آهسته این موج به مقدار بیشینه کمتر تنش پس از انعکاس موج تنش در مرزهای اجزا می‌انجامد.

کلیدواژگان: ویسکوالاستیسیته، بارگذاری متناوب، دندان سانترال، خستگی مکانیکی، اختلاف فاز.

*عهددار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان حافظ، روپروی سمیه، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، دانشکده مهندسی پزشکی، کدپستی: ۱۵۹۱۴

تلفن: ۰۲۱۶۴۵۴۲۳۸۵، دورنگار: ۰۲۱۶۶۴۶۸۱۸۶، پیام‌نگار: tafazoli@aut.ac.ir

۱- مقدمه

الاستیسیته و ضریب پواسون برای اجزای دندانی برآورد شده‌اند [۱۲،۱۱].

رفتار غیرخطی و وابسته به زمان و همچنین شکل منحنی هیستریزس نیرو-جابجایی برای لیگامان پرودنتال نشان‌دهنده خاصیت ویسکوالاستیک آن است [۱۰]. ویژگی ویسکوالاستیک در برخی اجزای دندانی نظیر عاج نیز مشاهده شده است [۱۲].

از آنجاییکه بافت دندان به طور طبیعی تحت تأثیر بارگذاری دینامیکی ناشی از جویدن است و بعلاوه با توجه به اهمیت تحلیل تنش در مسأله خستگی و آسیب‌شناسی مکانیکی بافت دندان، در این مطالعه تأثیر خاصیت ویسکوالاستیک اجزای دندانی بر توزیع تنش دینامیکی در دندان سانترال فک بالا بررسی شده است. بدین منظور مدل اجزای محدود دندان سانترال فک بالا با هندسه اجزای دندانی ارائه شده؛ مدل‌سازی شده است. از آنجایی که مقادیر کمی پارامتر ویسکوالاستیک برای اجزای دندانی گزارش نشده؛ به منظور بررسی تأثیر خاصیت ویسکوالاستیک اجزای دندانی بر توزیع تنش دینامیکی، تحلیل حساسیت انجام شده است. مزیت این تحقیق، تحلیل تنش ناشی از بارگذاری متناوب در مقیاس فیزیولوژیک با توجه به خاصیت ویسکوالاستیسیته اجزای دندانی است. با تغییر ضریب ویسکوالاستیک برای اجزای دندانی میزان تغییرات دامنه تنش دینامیکی و نیز بیشینه تنش ناشی از بارگذاری گزارش شده به عنوان عوامل مؤثر در مسأله خستگی مکانیکی و شکست ناشی از آن برای نقاط آناتومیک مهم بافت دندانی بررسی می‌شوند. نتایج این تحقیق در موقعیت‌هایی نظیر درمان روت کانال کاربرد دارد که با قطع ارتباط بافت دندانی با چرخه فیزیولوژیک بدن از خاصیت ویسکوالاستیک اجزای دندانی به طور قابل توجهی کاسته می‌شود.

۲- روش

۲-۱- ساختار مدل

بافت دندان دارای هندسه پیچیده‌ای متشکل از اجزای مختلف دندانی است. در این تحقیق دندان سانترال فک بالا با ابعاد اجزای آن- که در جدول (۱) گزارش شده است- در حالت دوبعدی مدل‌سازی شده است.

بافت دندان در هنگام جویدن غذا و سایر کارکردهای فیزیولوژیک، تحت تأثیر بارگذاریهای مختلف استاتیک و دینامیک قرار می‌گیرد. تحلیل تنش بافت دندان تحت بارگذاری خارجی به شناسایی نقاط آسیب‌پذیر و یا نواحی مستعد پوسیدگی کمک می‌کند [۱]. روش تحلیل المان محدود^۱ یک ابزار محاسبات عددی نیرومندبرآورد میزان تنش و جابجایی در اجسام تحت بارگذاری است و در حل مسائل پیچیده از جمله کاربردهای دندانی استفاده می‌شود [۳،۲،۱].

با استفاده از آنالیز المان محدود مسأله شکست در دندان با ترمیم پست و کور بررسی شده است و مشاهده شده که بیشترین میزان تنش در قسمت خارجی عاج تحت بارگذاری کششی رخ می‌دهد [۴]. در این حالت هنگام ترمیم پست و با از دست رفتن قسمت داخلی عاج، میزان مقاومت شکست در قسمت داخلی عاج کاهش می‌یابد و این وضع آغاز آماده‌سازی دندان برای شکست است [۴]. در فرایند ترمیمی پست و کور هندسه پروتز و خواص مکانیکی مواد مختلف پست و کور در توزیع تنش و میزان تمرکز تنش در عاج اهمیت پیدا می‌کند [۱،۲].

با تحلیل تنش استاتیک به روش اجزای محدود برای دندان سانترال فک بالا در هنگام عملیات روت کانال، مشخص شده که احتمال شکست در این دندانها به طول کانال و همچنین به فشاری بستگی دارد که حین پرکردن به آنها وارد می‌شود [۵]. بعلاوه در دندان‌هایی که ترمیم آمالگام^۳ شده‌اند، میزان حداکثر تنش وارد شده به دندان بر حسب هندسه و عمق حفره آمالگام تغییر می‌کند و امکان آسیب به دندان در ناحیه گردن با ضعف آماده‌سازی حفره افزایش می‌یابد [۶]. با مدل‌سازی سه‌بعدی اجزای محدود از دندان سانترال فک بالا، انواع نیروهای دندانی که باعث ایجاد بیشترین تنش استاتیک در انتهای ریشه‌ها می‌شود؛ تعیین شده‌اند [۷].

برای بررسی چگونگی پاسخ به تنش اجزای دندانی نظیر لیگامان پرودنتال^۴ و عاج، آزمایشهای مختلفی بر دندان انسان و انواع پستانداران انجام شده است [۸-۱۰]. همچنین با فرض خاصیت الاستیک هوکی پارامترهای مکانیکی نظیر مدول

^۱FEA^۲Post & Core^۳Amalgam^۴PDL

در تحلیل دینامیک علاوه بر مدول الاستیسیته و ضریب پواسون، چگالی و پارامتر ویسکوالاستیک برای اجزای دندانی تعریف شد. در جدول (۲) خواص مکانیکی مورد نیاز اجزای دندانی برای تحلیل دینامیکی ارائه شده است. برای پالپ- که حفره‌ای تو خالی است- کلیه اعداد فرضی هستند و به نحوی انتخاب شده‌اند که تنش منفرد و یا تنش بزرگی در آن منطقه در حین تحلیل تنش بوجود نیاید.

جدول (۲)- خواص مکانیکی اجزای مختلف دندان سانترال [۱۵].

اجزای دندانی	مدول یانگ (Gpa)	چگالی (Kg/m ³)	ضریب پواسون
مینا	۸۴/۱	۲۹۷۰	۰/۳۳
عاج	۱۴/۷	۲۱۴۰	۰/۳۱
پالپ دندان	۰/۱۰	۲۰	۰/۳
سمان دندان	۱	۲۰۳۰	۰/۳۱
لیگامان لثه ای	۰/۰۶۸۹	۲۲۰۰	۰/۴۵
استخوان (تراکم)	۱۴/۷	۱۳۰۰	۰/۳
استخوان (اسفنجی)	۰/۴۹	۱۳۰۰	۰/۳۱

در این مطالعه برای مدلسازی رفتار ویسکوالاستیک اجزای دندانی از مدل کلون استفاده شده است. این مدل از اتصال موازی فنر و دمپر به ترتیب برای بیان رفتار الاستیک و ویسکوز مواد ساخته شده و برای مدلسازی بافتهای ویسکوالاستیک مناسب است [۱۶ و ۱۷]. در این مدل نسبت مدول ویسکوالاستیک به مدول الاستیسیته با نام پارامتر ویسکوالاستیک (C) شناخته می‌شود. برای بررسی تأثیر خاصیت ویسکوالاستیک اجزای دندانی در توزیع تنش دینامیک، تحلیل حساسیت انجام شده است. بدین منظور مطابق جدول (۳) چهار مدل بر اساس پارامترهای ویسکوالاستیک اجزای دندانی ارائه شده است.

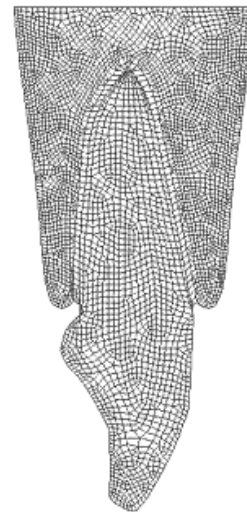
از آنجاییکه مقادیر تجربی پارامتر ویسکوالاستیک برای اجزای دندانی گزارش نشده است در هر مدلین پارامترها با توجه به ویژگی‌های مواد، در گستره بافتهای ویسکوالاستیک تغییر یافته است [۱۶، ۱۵]. لیگامان لثه‌ای از سمان و سمان نسبت به عاج دندان خاصیت ویسکوالاستیک بیشتری دارد [۱۵]. در مورد استخوان و مینا نیز که خاصیت ویسکوالاستیک قابل ذکری در مقایسه با سایر اجزای دندانی ندارند، ضریب ویسکوالاستیک برای آنها مقدار بسیار کمی در نظر گرفته شده است.

جدول (۱)- ابعاد مدل دو بعدی دندان سانترال فک بالا [۱۳].

ابعاد (mm)	دندان سانترال
۱۰/۵	طول تاج
۱۳	طول ریشه
۷	عرض تاج مقطع زبانی- گونه ای
۶	عرض سرویکس (زبانی- گونه ای)
۰/۳ - ۰/۴	ضخامت سمان
۰/۳۵ - ۰/۴۵	ضخامت لیگامان لثه ای

با توجه به نوع تحلیل تنش و ساختار هندسی دندان، از المان هایپربولیک درجه دوم استفاده شده است تا مرزهای منحنی دقت زیادی داشته باشد. بعلاوه این المان در مورد مسائل با خواص ویسکوالاستیک و همچنین تغییر شکل‌های بزرگ، مناسب است [۱۴].

در شکل (۱) مدل اجزای محدود شبکه‌بندی شده دندان سانترال فک بالا نشان داده شده است. این مدل با ۳۷۶۸ المان و ۱۱۶۲۳ گره جزء بندی شده است.

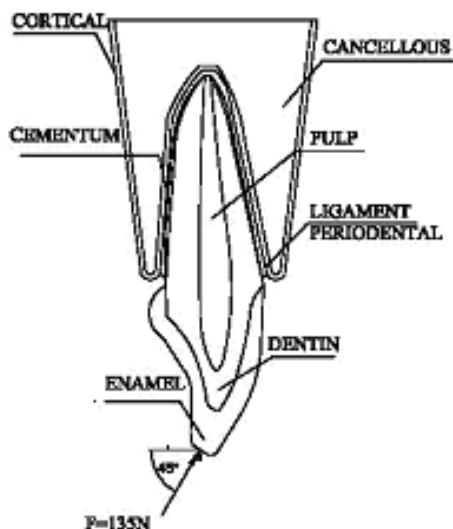


شکل (۱)- مدل مش بندی شده دندان سانترال فک بالا

۲-۲- خواص مکانیکی

اجزای دندانی علاوه بر هندسه پیچیده، دارای خواص مکانیکی متفاوتی هستند. در این مطالعه اجزای دندانی همگن و ایزوتروپ فرض شده‌اند [۱۵].

نیروهاییدر حد نیروهای الکوژالی باعث حرکت دندان در داخل حفره آلوتل نمی‌شوند [۱۹، ۱۸]. به منظور قیدگذاری مدل دندان سانترال فک بالا، استخوان فکدربرگیرنده ریشه‌های دندان، مدلسازی شده و درجات آزادی نقاط پیرامون آن مقید می‌شوند.



شکل (۲) - اجزای دندان سانترال و نحوه اعمال بار روی آن

۲-۴- روش حل

مدل آناتومیک دندان سانترال فک بالا همراه اجزای دندانی جزءبندی شد. خواص مکانیکی اجزای دندانی ارائه شده و با اعمال شرایط مرزی و بارگذاری گزارش شده، به کمک نرم‌افزار ANSYS توزیع تنش دینامیکی در بافت دندان در چهار مرحله گزارش شده، برآورد شد. برای بررسی تأثیر خاصیت ویسکوالاستیسیته اجزای دندانی در توزیع تنش دینامیکی، المان‌هایی در سه نقطه آناتومیکی دندان سانترال مستعد آسیب، یعنی محل اتصال عاج دندان با مینا (DEJ) و عاج دندان و همچنین محل اتصال سمان با مینا (CEJ) در نظر گرفته شد. بیشینه تنش دینامیک، دامنه تنش دینامیکی و همچنین اختلاف فاز موج تنش دینامیکی نسبت به موج بارگذاری، به عنوان عوامل تأثیرگذار در مسأله خستگی مکانیکی برای المانهای یاد شده برآورد شدند و چگونگی تغییرات آنها نسبت به تغییرات پارامتر ویسکوالاستیک اجزای دندانی، آنالیز حساسیت شدند.

جدول (۳) - مقادیر پارامتر ویسکوالاستیک (C) در تحلیل حساسیت

دردندان سانترال

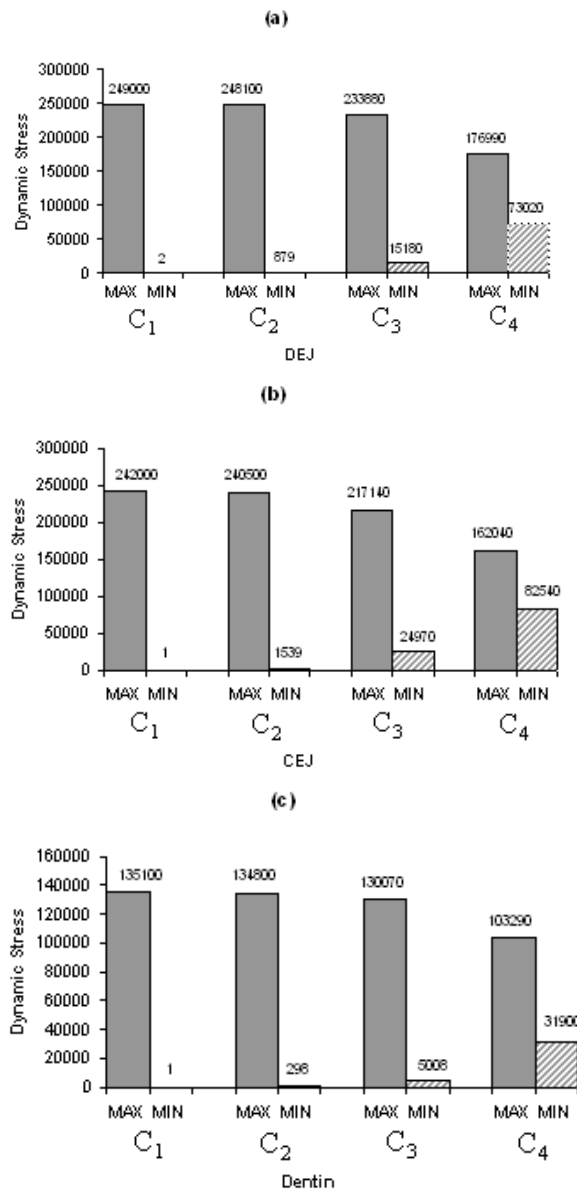
اجزای دندانی	C ₁	C ₂	C ₃	C ₄
عاج	۰	۰/۰۱	۰/۰۵	۰/۲
مینا	۰	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
استخوان	۰	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
پالپ، سمانو لیگامان لته‌ای	۰	۰/۰۲	۰/۱	۰/۴

۲-۳- بارگذاری و شرایط مرزی

برای اعمال بارگذاری دینامیکی مدلی از عمل جویدن مطرح شده است. مدت زمان یک تناوب جویدن بین ۰/۶ تا ۱ ثانیه است که بر حسب نوع غذا این زمان تغییر می‌کند [۱۳]. بدین منظور زمان تناوب جویدن بطور متوسط ۰/۸ ثانیه در نظر گرفته شده است که معادل فرکانس بارگذاری ۱/۲۵ هرتز است. بارگذاری با یک موج سینوسی شبیه‌سازی شده که مقدار حداکثر آن ۱۳۵ نیوتن است. این مقدار برابر نیروهای الکوژالی گزارش شده در ناحیه دندانهای سانترال است و نحوه اعمال آن مطابق شکل (۲) به صورت مایل و با زاویه ۴۵ درجه است [۱۹، ۱۸]. برای حذف آثارگذاری ناشی از بارگذاری آنی در مدل، نحوه اعمال بار طوری مدلسازی شده که ابتدا بار به آرامی به میزان نصف حداکثر نیروی وارد افزایش می‌یابد و پس از آن بارگذاری به شکلموج سینوسی در دوره‌های تناوب ۰/۸ ثانیه‌ای انجام می‌شود. این حالت تا جایی ادامه پیدا می‌کند که اختلاف میان دو موج تنش ناشی از بارگذاری متناوب در یک گره از مدل قابل چشم‌پوشی باشد.

از روش تحلیل دینامیکی گذرا برای محاسبه پاسخ دینامیک سیستم تحت تأثیر بارگذاری وابسته به زمان استفاده شده است. برای اعمال بارگذاری توصیف شده، موج بارگذاری به زیر قسمتهایی متشکل از ۵۷ تابع Ramp تقسیم شده است که در مجموع بارگذاری توصیف شده را تشکیل می‌دهند. مسأله با اعمال بارگذاری توسط هر تابع Ramp حل می‌شود و نتایج به جای شرایط اولیه برای هر ازدیاد بعدی در نظر گرفته می‌شود.

دندان با لیگامان پرودنتال در حفره آلوتل - که در داخل استخوان دربرگیرنده دندان است - محکم می‌شود و اعمال



شکل (۳) - مقادیر کمینه و بیشینه تنش دینامیکی (کیلوپاسکال) در دندان سانترال با افزایش پارامتر ویسکوالاستیک مطابق چهار مدل

(a) محل DEJ : (b) محل CEJ : (c) محل عاج

با افزایش خاصیت ویسکوالاستیک در اجزای دندانی مطابق مدل‌های یاد شده، مقادیر دامنه تنش دینامیک در اجزای دندانی به یک نقطه نزدیک می‌شوند. این امر بیانگر کاهش گرادیان تنش و همگرایی مقادیر تنش در اجزای دندانی با افزایش خاصیت ویسکوالاستیک اجزا است.

از دیگر عوامل مهم و تأثیرگذار در مسأله خستگی مکانیکی در مواد تحت بارگذاری دینامیک، می‌توان به میزان نسبت کمینه به بیشینه تنش دینامیکی اشاره کرد [۲۰، ۲۱].

۳- نتایج

نتایج تحلیل حساسیت توزیع تنش دینامیک نسبت به تغییرات پارامتر ویسکوالاستیک اجزا در شکل (۳) آورده شده است. در غیاب ویژگی ویسکوالاستیک ($C=0$) حداقل تنش دینامیک در اجزای مختلف دندانی مقدار بسیار کمی است و موجهای تنش در نقاط مختلف آناتومیک با موج بار خارجی اختلاف فاز ندارند.

با افزایش ضریب ویسکوالاستیک در مدل‌های دوم تا چهارم ثابت ماندن میزان تنش متوسط، حداکثر تنش به میزان قابل توجهی کاهش می‌یابد که این امر مطابق تئوری‌های ارائه شده برای مسأله خستگی در مواد ویسکوالاستیک است [۲۰]. همچنین ناحیه‌ای از بافت دندان که مقدار اکستریم تنش دینامیک در آن محل اتفاق می‌افتد در هر چهار مدل یکسان باقی می‌ماند. مقادیر کمینه و بیشینه تنش دینامیکی با افزایش خاصیت ویسکوالاستیک اجزای دندانی مطابق چهار مدل در نواحی CEJ، DEJ و عاج دندان سانترال در شرایط بارگذاری گزارش شده، در نمودارهای شکل (۳) نشان داده شده است. طبق این شکل متوسط تنش در محل جدایش عاج با مینا (DEJ) بیشتر و در عاج دندان کمتر است.

در شکل (۴) روند کاهش دامنه تنش دینامیکی در اجزای دندانی با افزایش ویسکوالاستیسیته اجزا مطابق مدل‌های یاد شده، نمایش داده شده است. طبق نمودار شکل (۴) کاهش دامنه تنش دینامیکی در CEJ بیشتر و در عاج کمتر از سایر اجزا است. این امر از آنجایی اهمیت دارد که مقادیر تنش بیشینه در CEJ و DEJ به مراتب بیشتر از مقدار آن در عاج است. در حالی که در غیاب خاصیت ویسکوالاستیک بیشینه تنش دینامیکی در CEJ $1/79$ برابر بیشینه تنش در عاج است و با افزایش پارامتر ویسکوالاستیک این مقدار به $1/56$ می‌رسد.

انتشار موج تنش با افزایش خاصیت ویسکوالاستیک اجزای دندانی است.

جدول (۴) - تغییرات اختلاف فاز تنش دینامیکی نسبت به موج

بارگذاری با افزایش خاصیت ویسکوالاستیک اجزا

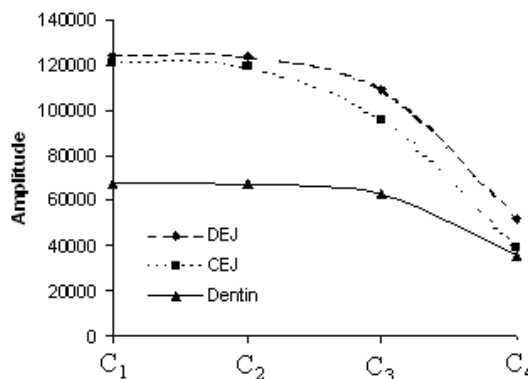
اختلاف فاز (به عنوان درصدی از پرپود تنش)				سانترال
C ₄	C ₃	C ₂	C ₁	
۰/۱۸۸۸	۰/۰۹۸۱	۰/۰۲۱۸	صفر	CEJ
۰/۱۹۲۵	۰/۰۸	۰/۰۱۸۱	صفر	DEJ
۰/۱۶۰۶	۰/۰۵۸۱	۰/۰۱۱۳	صفر	عاج

۴- بحث

دامنه تنش دینامیکی از عوامل مهم و تأثیرگذار در مسأله خستگی و شکست در مواد است [۲۱،۲۰]. نتایج این تحقیق، درمورد تحلیل تنش دینامیکی در دندان بیانگر کاهش دامنه تنش دینامیکی با افزایش پارامتر ویسکوالاستیک در اجزای دندانی است (شکل ۴) که این موضوع کاهش احتمال بروز آسیب و شکست ناشی از اعمال بار دینامیکی را در محدوده بارهای فیزیولوژیک در اجزای دندان سالم نشان می‌دهد. اما در دندانهایی که تحت فرایند درمان روت کانال قرار می‌گیرند، با قطع ارتباط بافت دندانی با چرخه فیزیولوژیک بدن با مرور زمان از رطوبت طبیعی اجزای مختلف دندانی کاسته می‌شود و بافت دندانی تردتر شده؛ خاصیت ویسکوالاستیک اجزا کاهش می‌یابد. از این رو در اکثر دندانهایی که تحت فرایند درمانی روت کانال قرار گرفته اند بعد از گذشت مدت زمانی محدود شاهد بروز ترک و شکست در عاج دندان ترمیم شده هستیم [۱۳،۵].

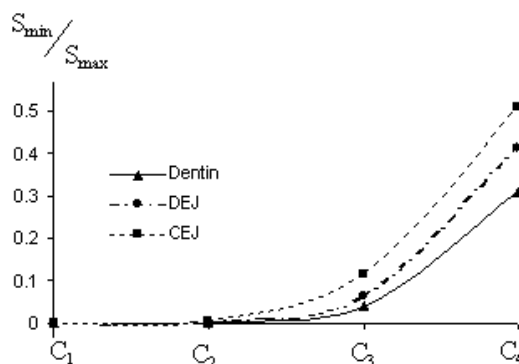
با کاهش دامنه تنش دینامیکی و افزایش نسبت کمینه به بیشینه تنش، همچنین با افزایش خاصیت ویسکوالاستیک در اجزای دندانی (شکلهای ۴ و ۵) در موقعیت‌هایی نظیر درمان روت کانال و یا ساخت پروتزهای پست و کور از موادی با خاصیت ویسکوالاستیک پایین در کارکردهای مختلف دندانی، احتمال بروز آسیب ناشی از خستگی مکانیکی و شکست افزایش می‌یابد.

از دیگر نتایج این مطالعه کاهش سرعت انتشار موج تنش با افزایش خاصیت ویسکوالاستیک اجزای دندان است. این امر نه تنها باعث می‌شود نواحی مختلف بافت دندانی در بازه زمانی بزرگتری نسبت به قبل به مقدار بیشینه تنش برسند؛ بلکه در



شکل (۴) - کاهش دامنه تنش دینامیکی در اجزای دندانی با افزایش ویسکوالاستیسیته اجزا

روند تغییرات این عامل با افزایش خاصیت ویسکوالاستیک اجزای دندانی برای چهار مدل یاد شده برای نقاط DEJ، CEJ و عاج دندان سانترال در شکل (۵) نشان داده شده است. با افزایش خاصیت ویسکوالاستیک این نسبت برای اجزای دندانی افزایش می‌یابد. افزایش این نسبت برای CEJ بیش از سایر اجزا است و بیانگر کاهش احتمال آسیب ناشی از خستگی مکانیکی در اجزای دندانی بخصوص CEJ با افزایش خاصیت ویسکوالاستیک است.



شکل (۵) - افزایش نسبت کمینه به بیشینه تنش دینامیکی با افزایش خاصیت ویسکوالاستیک اجزای دندانی

به دلیل وجود خاصیت ویسکوالاستیک، نواحی مختلف بافت دندانی در زمانهای مختلفی مقادیر بیشینه و کمینه تنش دینامیکی را دارند. مطابق با جدول (۴) با افزایش خاصیت ویسکوالاستیک طبق چهار مدل گزارش شده، اختلاف فاز موج تنش دینامیکی با موج بارگذاری در مناطق مختلف اجزای دندانی افزایش می‌یابد که این موضوع بیانگر کاهش سرعت

- [17]Fratzl P., *Collagen: Structure and Mechanics, an Introduction. In: Collagen: Structure and Mechanics*; 3rd Edition, New York, Springer, 2008.
- [18]Shillinburg H. T., et al., *Fundamentals Of fixed prosthodontics*; 3rd Edition, Chicago, Quintessence publishing co, 1997.
- [19]Craig R. G., *Restorative Dental Materials*; 11rd Edition, Elsevier, 2002.
- [20]Anderson T. L., *Fracture mechanics: Fundamentals and application*; 5rd Edition, Boca Raton, Taylor & Francis, 2005.
- [21] Shigley J. E., Mischke C. R.; *Standard handbook of machine design*; First Edition, New York, McGraw-Hill, 1986.

مسئله انعکاس موج تنش نیز اهمیت پیدا می‌کند. کاهش سرعت موج از احتمال روی هم قرار گرفتن موج تنش انعکاس یافته از نواحی جدایی اجزای دندانی با موج تنش پیش‌رونده، می‌کاهد؛ لذا احتمالاً کاهش سرعت انتشار موج از عوامل کاهش دامنه تنش با افزایش خاصیت ویسکوالاستیک است.

۵-مراجع

- [1] Romeed S. A., et al., A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth; *J. oral rehab*, 2006; 33: 209-215.
- [2] Toparli M., Stress analysis in a post-restored tooth utilizing finite element method; *J. oral rehab*, 2003; 30: 470-476.
- [3] Jeon p., et al., Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss; *Am. J. Orthod. DentofacialOrthop*, 2001; 119: 498-504.
- [4] Kishen A., Kumar G. V., Chen N. N., Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in post-core restored teeth; *J. Dent. Traumatol*, 2004; 20: 90-100.
- [5] Telli C., Gulkan P., et al., Additional studies on the distribution of stresses during vertical compaction of gutta-percha in the root canal; *Brit. Dent. J*, 1999; 187: 32-37.
- [6] Rees J. S., The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a Finite element study; *Europ. J. oral scien*, 1998; 106: 1028-1032.
- [7] Rudolph D. J., et al., A Finite Element Model of apical force distribution from orthodontic tooth movement; *Angle orthodon*, 2001; 71: 127-131.
- [8] Craig R. G., et al., Compressive properties of enamel, dental cements, and gold; *J. Dent. Res*, 1961; 40: 936-945.
- [9] Sano H., et al., Tensile properties of mineralized and dematerialized human and bovine dentin; *J. Dent. Res*, 1994; 73: 1205-1211.
- [10]Dorow C., et al., Finite element simulation of in vivo tooth mobility in comparison with experimental result; *J. mech. Med. Boil*, 2003; 3:79-94.
- [11] Kinney J. H., et al., Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentin; *Arch. Oral boil*, 1996; 41: 9-13.
- [12]Wood J. D., et al., Mechanical behavior of the Dentin-Enamel Interface; 9th Intl. Cong. Soc. Experimental Mech, 2000.
- [13] Ash M. M., Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion; 8nd Edition, Elsevier, 2003.
- [14]Kardestuncer H., et al., Finite element handbook; First Edition, New York, McGraw-Hill, 1987.
- [15]O'Brien W. J., *Dental Material and Their Selection*; 2nd Edition, Chicago, Quintessence publishing co, 2002.
- [16]Fung Y.C., *Biomechanics: Mechanical properties of living tissue*, 2nd Edition, New York, Springer, 1993.