

ارزیابی تنشهای منتقل شده از پانتیک به پایه‌های بریج دندانی با تغییر طول پانتیک به روش اجزاء محدود

دکتر جلیل قنبر زاده*، دکتر محمدرضا صابونی*، دکتر مسعود کشاورز**

* استادیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

** استادیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی کرمان

تاریخ ارائه مقاله: ۸۵/۱۱/۲ - تاریخ پذیرش: ۸۶/۵/۱۳

Title: Finite Element Stress Analysis on the Effects of the Changes in Length of Pontic on the Stresses Carried from Pontic to Abutments

Authors: Ghanbarzadeh J*#, Sabooni MR*, Keshavarz M**

* Assistant Professor, Dept of Prosthodontics, School of Dentistry and Dental Research Center of Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran.

** Assistant Professor, Dept of Prosthodontics, Dental School, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran.

Introduction: Stress in fixed partial dentures is different in pattern and quantity compared with single restoration. Length of bridge has a direct effects on stress of abutments. This study evaluates the changes in pattern and quantity of stress with the pontic length variation. We can use the results to design the dimension of pontic and also in fixed partial denture treatment planning when the load applied to bridge is important.

Materials & Methods: In this in vitro study, the finite element method was used to analyze mechanical behavior of prosthesis and its supporting structures when a fixed prosthesis with two designs replaces a mandibular first molar. In finite element stress analysis method, models were designed similar to the actual one with ANSYS computer software. Two PFM bridge models with normal pontic were designed which one of them was 3-unit F.P.D and the other was 4-unit F.P.D. Physical properties of Ni-Cr-Be alloy, dentine, PDL, spongy and compact bone were determined for the software program. A 700 N load was applied vertically to the center of pontic, and then stress in abutment, bone and prosthesis were analyzed by ANSYS software.

Results: Stress concentration was in the mesial of premolar, apex of premolar and distal of molar (13.4 MPa) in the supporting bone of 3-unit F.P.D. Stress pattern in the bone was the same in 3-unit F.P.D and 4-unit F.P.D. When the length of pontic was doubled, stress in the bone was doubled too (26.2 MPa). Stress concentration in 3-unit F.P.D was in distal of premolar (cervical region), mesial of molar (cervical region) and Furca in tooth structure (45.8 MPa). Maximum stress in 3-unit F.P.D prosthesis was respectively in joints (511 MPa), distal margin of premolar and mesial margin of molar. Maximum stress in 4-unit F.P.D was in the joint of two pontic (1903 MPa).

Conclusion: When the length of pontic was doubled, stress in the bone was doubled too. Maximum stress concentration in 3-unit F.P.D was in the distal joint. In 4-unit F.P.D, maximum stress was in the joint between the pontics.

Key words: Stress, Bridge, Finite element.

Corresponding Author: Jalil5290@yahoo.com

Journal of Mashhad Dental School 2007; 31(3): 231-8.

چکیده

مقدمه: تنش‌های وارده بر بریج از نظر میزان و الگوی تنش با یک رستوریشن منفرد متفاوت است. در این میان طول بریج تاثیر مستقیم بر تنش‌های وارده بر پایه‌های دندانی دارد. هدف این مطالعه، بررسی تغییر الگو و مقدار تنش بدنبال تغییر طول پانتیک می باشد. از نتایج این مطالعه می توان در طراحی ابعاد پانتیک‌ها، از نظر مقدار تنش وارده به دندانهای پایه و استخوان اطراف خصوصاً مواقعی که نیروهای وارده بر بریج اهمیت دارد، استفاده نمود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه آزمایشگاهی به منظور تحلیل تنش به روش اجزای محدود، ابتدا مدل سازی از روی نمونه واقعی با استفاده از نرم افزار کامپیوتری ANSYS صورت گرفت. در این مطالعه بریج سه و چهار واحدی چینی - فلز با پانتیکی با عرض نرمال مورد مطالعه قرار گرفتند. خواص فیزیکی آلیاژ Ni-Cr-Be، دنتین، پرپودنتال لیگامنت، استخوان اسفنجی و متراکم برای نرم افزار تعریف شدند. نیرویی معادل ۷۰۰ نیوتن عمود بر پانتیک وارد شد و بعد از آن به کمک نرم افزار ANSYS، تنش‌ها و کرنش‌های موجود در پایه‌های دندانی استخوان اطراف و پروتز مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: در استخوان اطراف پایه‌های دندانی بریج سه واحدی، تمرکز تنش، بیشتر در ناحیه مزایال پرمولر، آپکس پرمولر و دیستال مولر (۱۳/۴MPa) دیده شد. الگوی تنش در استخوان اطراف پایه‌های دندانی بریج ۴ واحدی شبیه به بریج ۳ واحدی بود و با دوبرابر کردن طول پانتیک، تنش در

استخوان نیز دو برابر شده بود ($26/2\text{MPa}$). در بریج سه واحدی، تمرکز تنش در ساختمان دندان، بیشتر در سمت طوق ناحیه دیستال پرمولر، طوق مزیا ل مولر و فورکا ($45/8\text{MPa}$) دیده شد. در بریج سه واحدی، حداکثر مقدار تنش به ترتیب در Jointها (511MPa)، مارجین دیستالی پرمولر و مارجین مزیا ل مولر دیده شد و Joint دیستالی تمرکز تنش بیشتری را نشان داد. در بریج چهار واحدی مقدار تنش در محل اتصال دو پانتیک (1903MPa) به وضوح بیش از سایر نواحی بود.

نتیجه گیری: با دو برابر شدن طول پانتیک، تنش نیز در استخوان اطراف دندان پایه تقریباً دو برابر می شود. تمرکز تنش در پروتز ثابت سه واحدی بیشتر در نواحی Jointها و مارجین دیستالی پرمولر دیده می شود و در بریج چهار واحدی حداکثر تمرکز تنش در محل اتصال دو پانتیک مشاهده شد. **واژه های کلیدی:** تنش، بریج، اجزای محدود.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۸۶ جلد ۳۱ / شماره ۳: ۸-۲۳۱.

مقدمه

به غیر از مساله زیبایی و بهداشت، در یک بریج دندان میزبان استرسهای وارده به دندانها، ساختمانهای ساپورت کننده اطراف پایه های دندان و ساختمان خود بریج از اهمیت بسزایی برخوردار بوده و ارتباط مستقیم با طول عمر یک بریج دندان و دندانهای پایه دارد.

کلاً بریجهایی که دارای پانتیک های کوتاهتر هستند در مقایسه با بریجهای طویل پروگنوز بهتری دارند و علت شکست های ناشی از استرسهای غیرعادی بار اضافی نبوده بلکه آنرا به نیروهای اهرمی یا گشتاوری نسبت می دهند^(۱) که با توجه به اهمیت این موضوع در این مطالعه به بررسی این نیروها و تاثیر آن بر ساختمان دندان، استخوان اطراف و پروتز می پردازیم.

وضعیت استرسها در سازه های دندان توسط تکنیک هایی چون فتوالاستیک، روش اجزای محدود، Brittle coating و Strain gauges مورد مطالعه قرار می گیرند.^(۱)

در سال ۱۹۹۹ تحقیق Johnson نشان داد که افزایش تعداد دندانهای پایه در حالتی که استخوان اطراف نرمال یا کاهش یافته است چگونه سبب اصلاح استرسها و پخش آنان می شود.^(۲)

در مطالعه ای دیگر که توسط Brien انجام گرفت طول قدامی خلفی پانتیک و تحمل آن در برابر نیروهای وارده بر بریج تمام سرامیک (Procera) به روش اجزای محدود مورد مطالعه قرار گرفت. ۱۸ مدل به وسیله نرم افزار و با الهام از یک مدل اصلی ساخته شد. طول کوچکترین پانتیک ۳

میلی متر بود و به ترتیب به طول آنها یک میلی متر اضافه می شد و بعد نیرویی معادل ۲۰۰ نیوتن به صورت عمودی در پنج نقطه وارد می شد.

از این مطالعه نتیجه گرفتند که طول مطلوب در قویترین وضعیت ۹ میلی متر است. مدلهای ۱۴، ۱۵ و ۱۶ میلی متری تحت نیروهای بالای ۱۳۰۰ نیوتن به دلیل استرس کششی می شکستند. پانتیکهای با طول بالای ۱۶ میلی متر می توانستند تا ۸۰۰ نیوتن را تحمل کنند، به شرطی که نیروهای وارد بر آنها عمودی باشد.^(۳)

Chen و Tong مطالعه دیگری را هم در سال ۱۹۹۹ از نظر توزیع استرس در استخوان کورتیکال در حالتی که بریج از پانتیکهایی با مواد متفاوت ساخته شده بودند با روش اجزای محدود انجام و نشان دادند که تغییرات استرس در استخوان کورتیکال با پانتیکهای مختلف معنی دار نبود.^(۴)

Miyakawa توزیع استرس را در یک بریج سه واحدی ایده آل به روش اجزای محدود بررسی کرد و مشاهده کرد که در نیروهای عمودی، تمرکز تنش بیشتر در ناحیه سرویکال و آپکس پایه ها دیده می شود.^(۵)

در تحقیقی که در سال ۲۰۰۳ توسط Fischer بر روی بریجهای تمام سرامیکی انجام شده نشان داده است که برای استفاده از سرامیک در بریجهای فعلی به دلیل استحکام پایین آنها و رشد ترکها در سرامیک، محدودیت داریم. هدف این مطالعه پیش بینی زمان شکست چهار نوع سرامیک Empress1، Empress2، Inceram alumina و Zro2 به روش اجزای محدود است که بریجهای ساخته شده از زیرکونیا استحکام