

مطالعه تنش‌های اطراف ایمپلنت به روش اجزای محدود در بریج‌های با ساپورت دندان/ایمپلنت در شرایط اتصال سخت و غیرسخت در پروتزهای سمان شونده

دکتر حمیدرضا رجعتی حقی^{۱+} - دکتر سکینه نیکزاد^۲ - دکتر عباس آذری^۳ - دکتر جمال کاشانی^۴

۱- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد

۲- دانشیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران

۳- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران

۴- مهندس مکانیک

Finite element stress analysis of tooth-implant supported bridges in rigid/non-rigid connectors in cemented prostheses

Rajati Haghi HR¹, Nikzad S², Azari A³, Kashani J⁴

1- Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences

2- Associate Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences

3- Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences

4- Mechanic Engineer

Background and Aims: Freestanding fixed partial prosthesis is considered the first choice whenever possible. However, anatomical limitations for implants and other reasons may create situation in which it would be preferable to connect the implants to teeth. A biomechanical dilemma in a tooth/implant-supported system comes from dissimilar mobility. This disparity cause the bridge to function as a cantilever and a series of potential problems such as osseointegration loss, screw loosening arise. The aim of this study was to analyze the tooth-implant supported bridges in rigid/non-rigid connectors in cemented prostheses using finite element stress analysis.

Materials and Methods: In this study four three-dimensional models were simulated by use of Solid works software. These models are: 1-RCCP: rigid connector between tooth and implant, 2-NRC CP1: non-rigid connector at mesial side of implant, 3-NRC CP2: non-rigid connector at distal side of second premolar, 4-NRC CP3: non-rigid connector at the middle of pontic, The stress values of four models loaded with vertical forces (150 N) were analyzed.

Results: The maximum stress concentration was located at the crestal bone around implant and stress distribution was more balanced around the teeth except in the model of NRCCP2. Stress distribution was imbalanced in non-rigid connection especially in the NRCCP1 model. The presence of non-rigid connector in bridge increases the stress values in suprastructure and transfers to the adjacent structures.

Conclusion: The tooth-implant supported prosthesis should be considered as a valuable prosthetic option. It could be suggested that if tooth and implant abutments are to be used together as fixed prostheses supports, rigid connector is the choice because the prosthesis and implant possess the inherent flexibility to accommodate dissimilar mobility characteristics.

Key Words: Implant-tooth supported prosthesis; Biomechanics; Stress analysis; Finite element; Rigid connection; Non-rigid connection

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2010;23(2):95-103

چکیده

زمینه و هدف: در بی‌دندانی‌ها بریج با ساپورت ایمپلنت انتخاب اول است. اما محدودیت‌های آناتومیک و سایر موارد احتمالاً شرایطی را ایجاد می‌کند که ترکیب ایمپلنت و دندان استفاده شود. عدم تشابه جابه جایی (mobility) دندان و ایمپلنت باعث ایجاد اهرم یک طرفه می‌شود که احتمال شکست یا شل شدن قطعات ایمپلنت را دارد. هدف از این مطالعه ارزیابی تنش اطراف ایمپلنت و دندان در یک بریج سه واحدی فک پایین با دو نوع اتصال دهنده سخت و غیر سخت

+ مؤلف مسؤول: نشانی: مشهد- بلوار وکیل آباد- روبروی درب پارک ملت- دانشکده دندانپزشکی- گروه آموزشی پروتزهای دندانی

تلفن: ۰۹۱۵۵۱۰۸۵۲۸ نشانی الکترونیک: hamidrus@yahoo.com

در پروتز سمان شونده با استفاده از مدل‌سازی سه بعدی به روش اجزای محدود بود.

روش بررسی: در این مطالعه با استفاده از روش اجزای محدود و نرم افزار Solid works چهار مدل سه بعدی در رایانه شبیه‌سازی شد. مدل‌ها به شرح زیر می‌باشد: ۱- اتصال سخت بین دندان و ایمپلنت (RCCP) ۲- اتصال غیر سخت در مزیال ایمپلنت (NRCCP1) ۳- اتصال غیر سخت دیستال دندان پرمولر دوم (NRCCP2) ۴- اتصال غیر سخت وسط پونتیک (NRCCP3). پس از اتمام شبیه‌سازی نمونه‌ها تحت نیروی ۱۵۰N عمودی در مرکز سطح اکلوزال روکش‌ها قرار گرفت.

یافته‌ها: در تمامی مدل‌ها تنش در ناحیه کرسنال ایمپلنت متمرکز بود و الگوی توزیع تنش اطراف دندان متعادل‌تر از ایمپلنت بود به جز مدل NRCCP2. توزیع تنش در اتصال غیرسخت نامتعادل بود بخصوص مدل NRCCP1. وجود اتصال غیرسخت در طراحی بریج تنش در سوپرا استراکچر را افزایش می‌دهد و به ساختارهای مجاور منتقل می‌کند.

نتیجه‌گیری: بریج ایمپلنت/دندان بعنوان یک انتخاب ارزشمند مطرح است. در این بریج‌ها اتصال سخت ارجح است چون پروتز و ایمپلنت دارای انعطاف‌پذیری ذاتی هستند که اختلاف جابجایی دندان و ایمپلنت را جبران می‌کند.

کلید واژه‌ها: پروتزهای متکی بردندان و ایمپلنت؛ اجزای محدود؛ بیومکانیک؛ تحلیل تنش؛ اتصال سخت و غیرسخت

وصول: ۸۸/۰۸/۰۵ اصلاح نهایی: ۸۹/۰۴/۱۲ تأیید چاپ: ۸۹/۰۵/۲۳

مقدمه

از سال ۱۹۸۲ که برانمارک مفهوم استواینتریشن را به جامعه دندانپزشکی آمریکا معرفی کرد، درمان ایمپلنتی به یکی از اصلی‌ترین طرح درمان‌ها تبدیل شده است. استفاده از ایمپلنت‌ها در بازسازی بی‌دندانی‌های کامل و پارسیل باعث بهبود فانکشن جویدن، افزایش رضایت بیماران در مقایسه با پروتزهای متحرک یا ثابت متکی بر دندان‌های سالم و در نهایت بالا رفتن کیفیت زندگی آنها شده است. جالب است که بدانییم تعداد ایمپلنت‌های جراحی شده برای بیماران بین سال‌های ۱۹۸۳ تا ۲۰۰۲ در ایالات متحده ده برابر و بین سال‌های ۲۰۰۰ تا ۲۰۰۵، پنج برابر شده است و این روند صعودی همچنان ادامه دارد (۱). موفقیت دراز مدت ایمپلنت‌ها وابسته به سازگاری زیستی و سازگاری مکانیکی آنهاست، مشکل سازگاری زیستی را کارخانجات سازنده با استفاده بهینه از مواد و تکنیک‌های ساخت برطرف کرده‌اند و سازگاری مکانیکی به شدت وابسته به طرح درمانی است که دندانپزشک برای بیمار پی‌ریزی می‌کند (۲).

ایمپلنت‌ها به دو روش در بازسازی بی‌دندانی پارسیل بکار می‌روند: ۱- پروتزهای با ساپورت ایمپلنت به تنهایی ۲- پروتزهای با ساپورت دندان و ایمپلنت (۳).

بر اساس اطلاعات دراز مدت کلینیکی و پاراکلینیکی انتخاب اول در بازسازی بی‌دندانی‌های پارسیل پروتزهای ثابت با ساپورت ایمپلنت یا دندان به تنهایی می‌باشد. اما شرایطی اتصال ایمپلنت به دندان را ناگزیر می‌کند مثل محدودیت‌های آناتومیک برای قراردادی ایمپلنت،

شکست استواینتریشن در یکی از ایمپلنت‌ها، نقص در استخوان آلوئولار، عدم موافقت مریض با آگمنتاسیون ریج و محدودیت‌های اقتصادی بیمار (۴،۵). علت و عامل اصلی مشکلات بیومکانیکال ناشی از نوع اتصال به استخوان است. ایمپلنت‌ها به صورت محکم به استخوان متصلند (استواینتریشن) در حالیکه دندان‌ها دارای پیوندنتال لیگامن با خواص ویسکوالاستیک کاملاً متفاوت هستند. در نتیجه الگوی توزیع استرس و استرین در استخوان اطراف ایمپلنت و دندان به دنبال جویدن متفاوت خواهد بود (۳). تفاوت در نوع اتصال و به تبع آن تفاوت در میزان جا به جایی نگرانی اصلی در بریج‌های اتصال دهنده دندان ایمپلنت است (۶،۷). این تفاوت در جا به جایی دندان و ایمپلنت باعث می‌شود که بریج به مثابه یک کانتی لور عمل کند و ایمپلنت بارگذاری بیش از حد شود (۴،۸). عوارض فیزیکی و مکانیکی احتمالی که اتصال دندان و ایمپلنت به همراه دارد شامل تحلیل استخوان در اطراف گردن ایمپلنت، شکستگی‌های استخوان در اطراف ایمپلنت، شکستن پیچ‌های اتصال دهنده، شل شدن پیچ‌ها، از دست رفتن سمان، فرو رفتن (اینترورژن) دندان‌های طبیعی، از دست رفتن استواینتریشن، شکست پروتز و اباتمنت است (۳،۹). راه حل‌های جبران اختلاف جابه جایی دندان و ایمپلنت به منظور کاهش استرس در اطراف ایمپلنت‌ها شامل استفاده از اتصال دهنده‌های غیر سخت، عناصر جذب استرس در ایمپلنت‌ها می‌باشد (۳،۴،۸). بعضی محققین معتقدند انعطاف‌پذیری ذاتی پروتز و ایمپلنت‌ها اختلاف جا به جایی بین دندان و ایمپلنت را جبران می‌کند و اتصال سخت را توصیه می‌کنند (۸).

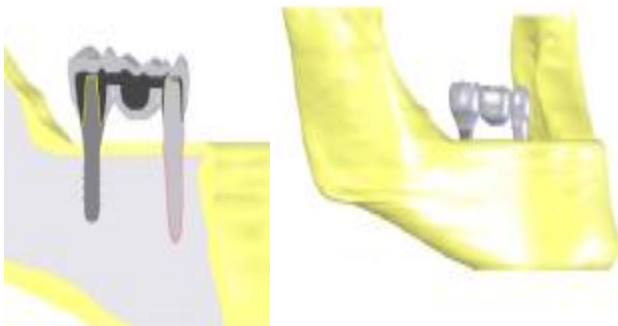
روش اجزاء محدود، یک متد عددی بوده و قادر است استرس و استرین‌هایی را که در سر تا سر اجزا سه بعدی ایجاد می‌شود مشخص کند (۱۰). روش کار به این صورت است که کل مدل هندسی به اجزا ریزتری به نام المان تقسیم می‌شود و هر المان دارای گره‌هایی است که مقادیر ورودی (نیروی خارجی، شرایط مرزی) و خروجی (نتایج) به آنها اختصاص داده می‌شود. با کمک پیش‌بینی رفتار هر جزء، عکس‌العمل کل سیستم پیش‌بینی می‌گردد. هرچند که در این روش، نمی‌توان تمام جزئیات را در مدل بازسازی کرد اما مدل‌های ریاضی مزایایی به روش‌های بالینی دارند. برای مثال محقق می‌تواند به سادگی شرایط آزمایش را تغییر دهد و شکل و سایر پارامترهای مدل را تعویض کند و یا آزمایش را به دفعات تکرار کند. بنابراین استفاده از این روش می‌تواند زمینه‌ای برای یک تحلیل مفید باشد (۱۱). امروزه این روش در مطالعات دندانپزشکی نیز بکار می‌رود. در مطالعه حاضر با مدل‌سازی سه بعدی به روش اجزاء محدود، تنش اطراف ایمپلنت و دندان در یک بریج سه واحدی فک پایین (با دندان پایه پرمولر دوم و ایمپلنت در ناحیه مولر دوم) با دو نوع اتصال دهنده سخت و غیر سخت (در محل‌های مختلف) در پروتز سمان شونده مورد ارزیابی قرار گرفت.

روش بررسی

مدل سه بعدی مطالعه حاضر شامل استخوان فک پایین، دندان پرمولر دوم، ایمپلنت، بریج سه واحدی متال/سرامیک که اتصال دهنده ایمپلنت دیستال به دندان پایه پرمولر دوم است، اتصال دهنده غیر سخت، لیگامان پریودنتال و سمان بین روکش‌ها و پایه‌ها بود. جهت ساخت مدل سه بعدی فک پایین از CT-Scan فک مردی ۲۶ ساله استفاده شد. لایه کورتیکال استخوان مندیبل ضخامت متغیر بین ۱ تا ۳ میلی‌متر دارد (۳ میلی‌متر در ناحیه طوق دندان‌ها و ایمپلنت، ۲ میلی‌متر در آپکس و سمت لینگوال، ۱ میلی‌متر در صفحه لیبال) که این مسأله باتوجه به مدل‌سازی از روی CT-Scan فردی طبیعی لحاظ گردید (۳، ۱۱). ارتفاع استخوان در ناحیه خلفی مندیبل که محل استقرار ایمپلنت است ۲۶ میلی‌متر بود.

ابعاد دندان پرمولر دوم مندیبل و تاج دندان‌های مولر اول و دوم برای پونتیک و روکش ایمپلنت باتوجه به اطلاعات کتاب Wheeler در نظر گرفته شد (۱۲). فاصله استخوان از اتصال مینا / سمان

- باتوجه به مدل‌سازی‌های انجام شده ۴ نوع مدل شبیه‌سازی گشت:
- ۱- اتصال سخت بین دندان و ایمپلنت با پروتز سمان شونده (RCCP)
 - ۲- اتصال غیر سخت در مزیال ایمپلنت با پروتز سمان شونده (NRCCP1)
 - ۳- اتصال غیر سخت دیستال دندان پرمولر دوم و پروتز سمان شونده (NRCCP2)
 - ۴- اتصال غیر سخت وسط پونتیک و پروتز سمان شونده (NRCCP3)
- در تمام مدل‌ها سعی شد تا حد امکان پایه‌ها موازی باشند. ایمپلنت‌ها به صورتی قرار گرفت که فقط قسمت‌های پالیش شده گردن ایمپلنت‌ها در خارج استخوان قرار گیرد و حدود ۱/۵ میلی‌متر استخوان در اطراف ایمپلنت وجود داشت (شکل ۱).

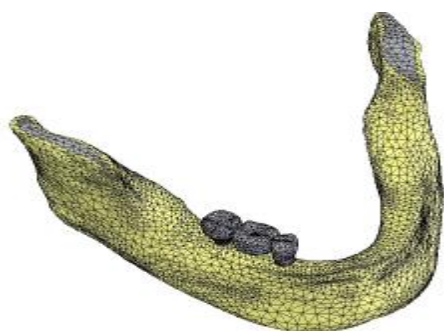


شکل ۱- مدل سه بعدی استخوان فک، دندان، ایمپلنت و بریج

جدول ۱- خصوصیات فیزیکی مواد (۳، ۴، ۸، ۱۱)

نام ماده	Young's modulus(MPa)	Poisson's ratio
مینا	۸۴۱۰۰	۰/۲۰
عاج	۱۸۶۰۰	۰/۳۱
پریودنتال لیگامان	۶۹	۰/۴۵
استخوان کورتیکال	۱۳۷۰۰	۰/۳۰
استخوان اسفنجی	۱۳۷۰	۰/۳۰
پرسن	۶۹۰۰۰	۰/۲۸
آلیاژ طلا	۱۰۰۰۰۰	۰/۳۰
تیتانیوم	۱۰۳۴۰۰	۰/۳۳
سمان زینک فسفات	۲۲۴۰۰	۰/۲۵

نواحی بی‌اهمیت درشت‌تر بودند. پس از آنکه مش هرکدام از اجزا بدست آمد مش بندی کل مجموعه آغاز شد. مدل‌ها دارای حدود ۱۶۷۰۰۰ المان و ۲۷۶۰۰۰ گره بودند (شکل ۲). نتایج براساس Von mises criteria ارائه گردید. برای درک بهتر اطلاعات به گراف‌های رنگی تبدیل شد.

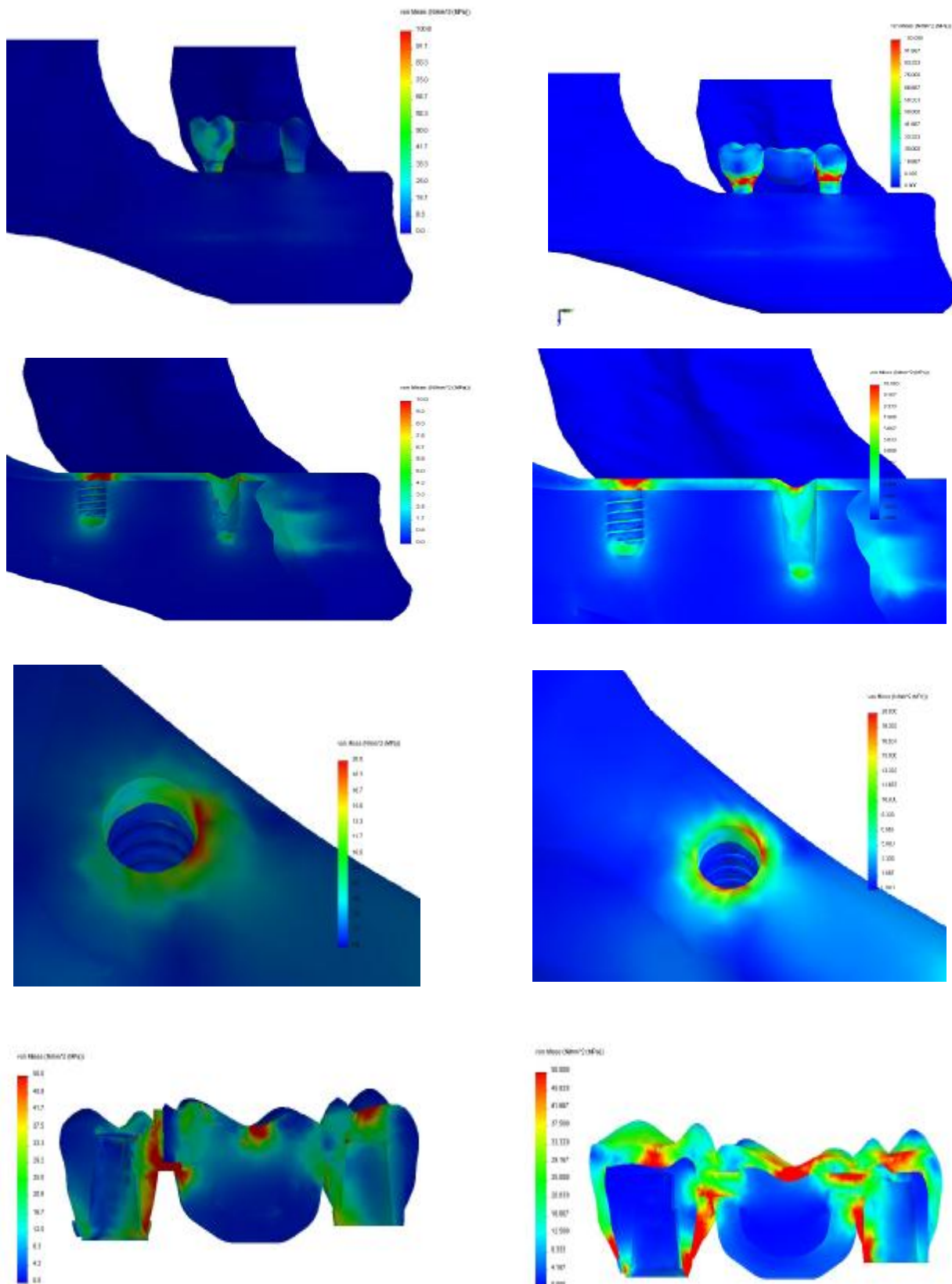


شکل ۲- مش نهایی

یافته‌ها

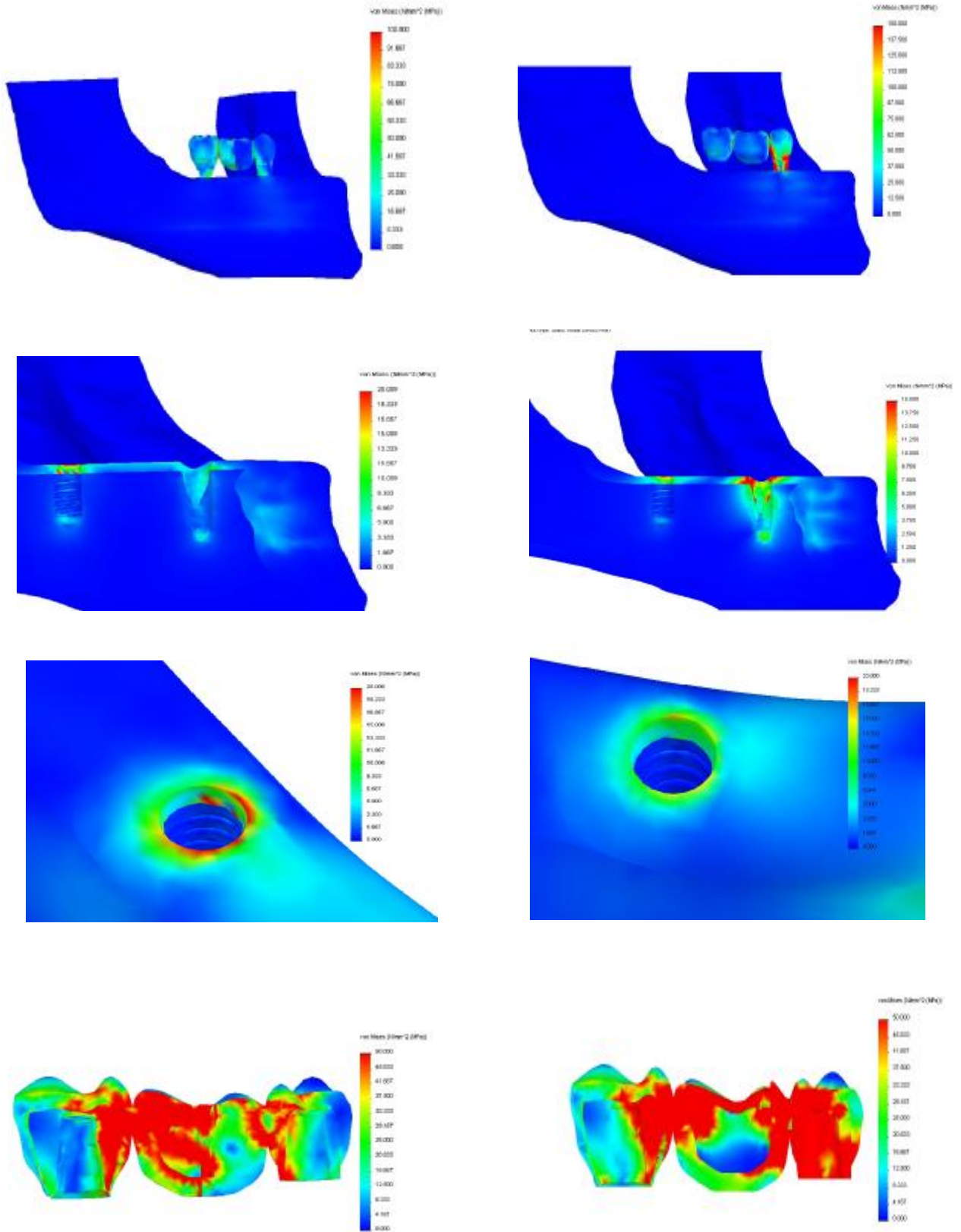
توزیع تنش در مدل RCCP در (شکل ۳) مشاهده می‌شود. بیشترین تنش در استخوان اطراف ایمپلنت در ناحیه کرسنال (نیمه مزیال) و به میزان کمتر در اپیکال و رزوه‌هاست. در مدل NRCCP_۱ (شکل ۴). بیشترین تنش در استخوان اطراف ایمپلنت در ناحیه کرسنال است که نسبت به مدل RCCP در سمت مزیال گسترده‌تر و سنگین‌تر می‌باشد. توزیع تنش در مدل NRCCP_۲ در شکل ۵ مشاهده می‌شود. الگوی توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت مشابه RCCP اما با شدت کمتر در ناحیه کرسنال است. تجمع تنش در مدل NRCCP_۳ (شکل ۶). در استخوان اطراف ایمپلنت در ناحیه کرسنال است که نسبت به مدل RCCP توزیع اپیکالی بیشتری دارد. حداکثر میزان استرس Von mises را در ۴ مدل در جدول ۲ مشاهده می‌کنید.

مواد مورد استفاده در این مطالعه هموزن، ایزوتروپیک و الاستیک فرض گردیدند (۳) و خواص مکانیکی آنها در جدول ۱ ارائه شده است. بنابراین اتصال استخوان و ایمپلنت به طور کامل و ۱۰۰٪ لحاظ شد (۳، ۱۱) اتصال فیکسچر و اباتمنت به صورت اتصالی محکم مدل شده و آزادی حرکت وجود نداشت (۴، ۱۱). برای اتصال اباتمنت به روکش سمان تعریف شده است. نوع سمان زینک فسفات بود. اتصال پیچ به اباتمنت و روکش آزاد، سمان به روکش و سمان به اباتمنت Bonded تعریف شدند. نرم افزار مدلساز Solid works بود. Solid works 2008 یکی از پیشرفته‌ترین و کامل‌ترین نرم افزارها مدلساز است که قابلیت ارتباط بسیار قوی با دیگر نرم افزارهای مدلساز تحلیل اجزاء محدود را دارد. حداقل سخت افزار مورد نیاز کامپیوتر Pentium II با حافظه 64 MB می‌باشد. کامپیوتر مورد استفاده، Core 2 با سرعت 2/4 GH و حافظه 2 GB و سیستم عامل Windows XP است و مدل‌های ساخته شده جهت تحلیل به نرم افزار Cosmosworks 2008 انتقال داده شدند. در این مطالعه نیروها به صورت عمودی به مرکز هر دندان اعم از پایه‌ها و پونتیک اعمال شد. در مطالعات میزان نیروی وارده از ۱۰ نیوتن (۱۵) تا ۲۵۰ نیوتن (۳) و ۷۲۰ نیوتن (۵) متغیر بود. در تحقیق حاضر نیروی وارده ۱۵۰ نیوتن بود که مطابق با نیروهای متعادل (نه حداکثر) است (۱۶). در این نرم افزار می‌توان نیروها را به یک سطح یا نقطه اعمال کرد. نیرو می‌تواند عمودی و یا با زاویه اعمال شود. در این مطالعه نیروی عمودی به سطحی معادل ۱ میلی‌متر مربع و مرکز سطح اکلوژال وارد شد. در مطالعه حاضر ابتدا ایمپلنت، دندان، بریج سه واحدی و استخوان تک تک المان بندی شدند و مش بندی در نواحی بحرانی کوچک‌تر در نظر گرفته شد و در



شکل ۴- توزیع تنش‌ها در مدل NRCCP1

شکل ۳- توزیع تنش‌ها در مدل RCCP



شکل ۶- توزیع تنش‌ها در مدل NRCCP3

شکل ۵- توزیع تنش‌ها در مدل NRCCP2

به هر حال نتایج بدست آمده از روش‌های اجزاء محدود تنها یک دید کلی و عمومی در مورد جنبه‌های بیومکانیکال در شرایط نرمال به ما می‌دهد. نتایج مکانیکال باید همراه با یافته‌های کلینیکی بررسی شوند. مسلماً فرضیات صحیح، شرایط مرزی و بینایی در دقت نتایج اجزاء محدود اثر می‌گذارد.

به طور کلی میزان و تجمع استرس در اطراف ایمپلنت بیشتر از دندان است. علل آن شامل ۱- عدم وجود PDL و اثر بالشتکی آن در اطراف ایمپلنت. لیگامان پریدنتال باعث محو استرس‌های دندان و جا به جایی عمودی و افقی آن می‌شود، در نتیجه قسمت اعظم نیروهای جویدن به ایمپلنت منتقل می‌شود (۱۱) ۲- اختلاف جا به جایی دندان و ایمپلنت که باعث اثر کانتی لوری بر پایه ایمپلنت می‌شود (۱۷).

محل تجمع استرس در استخوان ایمپلنت در ناحیه کرسنال استخوان است. چون مرکز چرخش ایمپلنت در نزدیکی کرسنال استخوان است و همچنین وقتی دو ماده با ضریب الاستیسیته متفاوت در تماس مستقیم با یکدیگر باشند و یکی از آنها بارگذاری شود تجمع استرس در ناحیه تماس و نزدیک به نقطه بارگذاری افزایش خواهد داشت (۱۸). وجود دو نوع استخوان ساپورت کننده برای ایمپلنت (کورتیکال و اسفنجی) که الاستیک مدولوس متفاوتی دارند و استخوان سفت‌تر (کورتیکال) در سطح قرار گرفته هم در ایجاد الگوی استرس در یک سوم کرسنال ایمپلنت‌ها با طرح کلاسیک V یا U شکل مؤثر است که با الگوی تحلیل استخوان هم هماهنگ می‌باشد (۱۸).

الگوی توزیع تنش در استخوان ایمپلنت در بریج‌های سخت و غیر سخت تفاوت چندانی ندارد. بنابراین وجود اتصال غیر سخت برای جبران تفاوت در حرکت دندان و ایمپلنت ضروری نیست. چرا که حرکات مختصر ایمپلنت و اجزاء آن، انعطاف‌پذیری استخوان و حرکات خمشی پروتز حرکات مختصر دندان را جبران می‌کند. مطالعه Chan-Li Lin و همکاران هم به روش آنالیز سه بعدی نشان داد که اتصال غیر سخت و سخت تأثیری بر استرس‌های استخوانی ندارد (۸). نتایج در هماهنگی با تحقیقات Ismail و همکاران (۱۹۹۲) می‌باشد که در هر دو گروه تجمع تنش را در $\frac{1}{3}$ سرویکال گزارش کرده بودند (۱۹). مطالعات کلینیکی بسیاری نیز هماهنگ با نتایج تحقیق حاضر هستند. تحقیق Block و همکاران تفاوت معنی‌داری در تحلیل استخوان مارژینال در دو گروه اتصال سخت و غیر سخت نیافت (۲۰) و

جدول ۲- حداکثر تنش Von Mises (MPa) در چهار مدل

مدل	Max Von mises (MPa)
RCCP	۱۹/۴
NRCCP1	۲۴/۳
NRCCP2	۱۶/۲
NRCCP3	۲۵/۶

بحث و نتیجه‌گیری

با وجود گسترش کاربرد مطالعات اجزاء محدود این روش محدودیت‌هایی دارد از قبیل شبیه‌سازی غیر واقعی خصوصیات مواد سازنده، فرض بر هموژن، الاستیک و ایزوتروپیک بودن استخوان، دندان و لیگامان پریدنتال، فرض اتصال کامل استخوان و ایمپلنت و انتقال نیروهای وارده فقط به صورت عمودی (در مطالعه حاضر) در حالیکه طبیعت نیروهای اکلوزال دینامیک و عمودی و ابلیک است و حتی اتصال ایمپلنت و استخوان هم دینامیک است و اینکه بازسازی تمام رفتارهای طبیعی غیر ممکن است عددهای بدست آمده در اینگونه مطالعات غیر واقعی هستند و بیشتر جنبه مقایسه‌ای دارند. البته امروزه روش‌های سه بعدی نتایج واقعی تری از دو بعدی می‌دهد.

به هر حال مدل اجزاء محدود یک مدل ریاضی از یک پدیده یا موجود زنده است، بنابراین بازسازی تمام جزئیات و رفتارهای طبیعی غیرممکن است (۱۱). در اکثر مطالعات اجزاء محدود از یک سگمنت استخوانی استفاده می‌شود. در تحقیق حاضر بدنه مندیل بازسازی شد چرا که هندسه استخوانی می‌تواند در سیستم دندان/ایمپلنت و توزیع استرس‌ها مؤثر باشد (۸). علت اعمال نیروهای عمودی این فرض است که دندان‌های خلفی به خصوص در موارد ایمپلنت در حرکات طرفی فاقد تماس هستند یعنی به گونه‌ای ساخته می‌شوند که فقط در CR تماس داشته باشند و نیروهای طرفی به آنها اعمال نشود و علت اینکه پریدنتال لیگامان ایزوتروپیک و الاستیک فرض شد عدم توافق و تنوع زیادی بود که مقالات مختلف برای خواص فیزیکی PDL ذکر کردند و اینکه رفتارهای ویسکوالاستیک لیگامان پریدنتال محل مناقشه در مطالعات مختلف است (۸) و ما از خواص رایج در مطالعات مرسوم استفاده کردیم.

اتصال غیر سخت به پایه ایمپلنتی باعث تشدید تنشها می‌شود. براساس تحقیق Melo و همکاران وقتی اتصال غیر سخت به کنار ایمپلنت می‌رود تنش‌های استخوان بیشتر می‌شود (۲۴). اتصال غیر سخت باعث قطع انتقال انرژی و تجمع نقش در کف و اطراف خود می‌شود که به ایمپلنت مجاور نیز منتقل می‌شود. بنابراین نظر Weinberg برای کاهش طول کانتی لور و انتقال اتصال غیر سخت به وسط پونتیک‌ها از این جهت که از پایه‌ها دور می‌شود صحیح است (۲۵). Cohen و Orenstein اعتقاد داشتند که با انتقال اتصال غیر سخت به مزیا ل ایمپلنت کاهش اثر کانتی لور و محافظت از ایمپلنت حاصل می‌شود (۲۶) و Becheli نیز نظر فوق را داشت (۱۷). البته این مطالعات بیشتر براساس تجربیات شخصی و فرضیات ذهنی از قوانین فیزیکی ارائه شد و بر پایه آزمایشات کلینیکی و پاراکلینیکی نیست، کما اینکه سایر مطالعات صحت آنها را تأیید نمی‌کند. حفظ دندان در سیستم حتی باعث حفظ Tactility می‌شود که از اعمال نیروهای سنگین جلوگیری و جهت نیروها را کنترل می‌کند (۲۷).

حال با توجه به یافته‌های مطالعه حاضر به همراه بررسی سایر مطالعات کلینیکی می‌توان نتایج زیر را ارائه داد:

۱- دلیلی بر عدم اتصال ایمپلنت به دندان در شرایط نرمال وجود ندارد اگرچه ارجحیت با اتصال ایمپلنت/ایمپلنت است.

۲- دلیلی برای استفاده از اتصال غیر سخت در شرایط نرمال نیست و اتصال سخت ارجح است.

البته برای اتصال غیر سخت هم مزایایی وجود دارد مثلاً امکان خارج ساختن بخشی از پروتز، امکان تعویض و تعمیر اجزا بیشتر است. بخصوص در شرایطی که یکی از پایه‌ها لقی بیشتر دارد یا در مورد پروگنوز پایه‌ها مطمئن نیستیم اتصال غیر سخت منطقی‌تر است. بنابراین باتوجه به شرایط در مورد اتصال سخت و غیر سخت تصمیم‌گیری می‌کنیم.

تشکر و قدردانی

در پایان از زحمات جناب آقای مهندس کاشانی تشکر و سپاسگزاری می‌شود.

همچنین مطالعه Naert و همکاران (۱۹۹۲) هم نتایج مشابه داشت (۲۱).

اتصال غیر سخت باعث توزیع نامتعادل تر استرس‌ها در استخوان اطراف ایمپلنت می‌شود. الگوی توزیع تنش در اتصال سخت یکنواخت‌تر از بعضی مدل‌ها مثل NRCCPI است. هرگونه آزادی حرکت در اتصالات باعث افزایش خاصیت اهرم یک طرفه است. این مورد در مقاله Langer و Sullivan برای توجیه موفقیت کلینیکی پروتزهای با اتصال سخت ارائه شد (۲۲). همچنین عدم توانایی اتصال غیر سخت در نگهداری موقعیت دندان باعث جابه‌جایی آنها و به تبع آن عدم ثبات اکلوزالی آنها می‌شود. این ماده باعث توزیع نامناسب نیروهای اکلوزالی در ایمپلنت‌ها می‌شود (۲۳). در نهایت اینکه کاربرد اتصال غیر سخت اگر مضر نباشد مفید هم نیست.

در تحقیق Ersoy و Ozcelik نتایج با تحقیق حاضر موافق نیست (۳). میزان استرس استخوان در اتصال سخت بیشتر از اتصال غیر سخت گزارش شد. علل احتمالی: ۱- در مطالعه Ozcelik و Ersoy (۳) از آلیاژ Ni-Cr استفاده شد. در نتیجه انعطاف‌پذیری بریج کمتر می‌شود و استرس بیشتری به پایه ایمپلنت وارد می‌شود. ۲- عدم دقت آنالیز دو بعدی. روش‌های سه بعدی ارجحند چرا که نتایج واقعی‌تری می‌دهند روش دو بعدی بدلیل شرایط مصنوعی اشتباهات بیشتری دارد (۳).

در قسمت دوم تحقیق Naert و همکاران میزان تحلیل استخوان در گروه اتصالات سخت در دراز مدت سه برابر اتصال غیر سخت بود و علت آنرا نیروی گشاوروی دانست (۲۱). علل احتمالی: ۱- در مطالعه Naert و همکاران طول بریج‌ها متغیر است که لزوماً با نتایج پروتزهای سه واحدی هماهنگ نیست. ۲- چون طول دوره کنترل طولانی مدت (۱۵ سال) است احتمالاً دندان‌های پایه دچار تغییرات تخریبی در بافت‌های پریدنتال زیر بریج می‌شوند. افزایش موبیلیتی دندان‌های پایه که آنها را از حالت نرمال خارج کرده باعث می‌شود اتصال غیر سخت اهمیت بیشتری داشته و اثر خود را بیشتر نشان دهد (۹). ۳- نوع پروتزها همگی پیچ شونده بودند که مشابه تحقیق حاضر نیست.

به طور کلی در پروتزهای سمان شونده طول کانتی لور بر استرس‌های اطراف ایمپلنت تأثیری ندارد. در واقع نزدیک‌تر شدن

منابع:

- 1- Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. 3rd edition. Mosby; 2008.
- 2- Van Rossen IP, Braak LH, De Putter C, De Groot K. Stress absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent.* 1990;64(2):198-205.
- 3- Ozelcik T, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *J Prosthodont.* 2007;16(2):107-16.
- 4- Zhiyong L, Arataki T, Shimamura I, Kishi M. The influence of prosthesis designs and loading conditions on the stress distribution of tooth-implant supported prostheses. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2004;45(4):213-21.
- 5- Dalkiz M, Zor M, Aykul H, Toparli M, Aksoy S. The three dimensional finite element analysis of fixed bridges restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants. *Implant Dent.* 2002;11(3):293-300.
- 6- Cordaro L, Ercoli C, Rossini C, Torsello F, Feng C. Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal support. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):313-20.
- 7- Tangerud T, Gronningsaeter AG, Taylor A. Fixed partial dentures supported by natural teeth and Branmark system implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(2):212-9.
- 8- Lin CL, Wang JC, Kuo YC. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *J Biomech.* 2006;39(3):453-63.
- 9- Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N. Three-dimensional stress analysis of tooth/ implant-retained long-span fixed dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):710-8.
- ۱۰- کریگ رابرت جی، پاورز جان م. مواد دندانپزشکی ترمیمی. تهران: انتشارات شایان نمودار، ۱۳۸۲.
- 11- Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(3):334-41.
- 12- Ash MM, Nelson S. Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion. 8th ed. Philadelphia: Saunders Elsevier; 2002.
- 13- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 4th ed. Mosby; 2006. chapter 28.
- 14- Product catalogue, DeguDent. April 2007. page 100.
- 15- Oruc S, Eraslan O, Tukay HA, Atay A. Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pierabutments. *J Prosthet Dent.* 2008;99(3):185-92.
- 16- Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures- a finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2005;32(4):273-8.
- 17- Bechelli AH. The osseointegrated prosthesis-combination of osseointegrated implants and natural teeth in fixed prosthesis. *J Oral implantol.* 1992;18:62-5.
- 18- McNeill C. Science and practice of occlusion. 1st ed. Chicago: Quintessence; 1997. Chapter 35.
- 19- Ismail YH, Misch CM, Pipko DJ. Stress analysis of a natural tooth connected to an osseointegrated implant in a fixed prosthesis. *J Dental Res.* 1991;70:460(Abstract 1550).
- 20- Block MS, Lirette D, Gardiner D, Li L, Finger IM, Hochstedler J, et al. Prospective evaluation of implants connected to teeth. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(4):473-87.
- 21- Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, Van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prosthesis in the treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15-years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(3):237-44.
- 22- Langer B, Sullivan DY. Osseointegration: Its impact on the interrelationships of periodontics and restorative dentistry. Part 3. Periodontal prosthesis redefined. *Int J Periodont Res Dent.* 1989;9(4):241-61.
- 23- Ericsson, U. Lekholm, P. Branemark, P. Glantz, S. Nyman. A Clinical evolution of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodont.* 1986;13(4):307-12.
- 24- Melo C, Matsushita Y, Koyano K, Hirowatari H, Suetsugu T. Comparative stress analyses of fixed free-end osseointegrated prostheses using the finite element method. *J Oral Implantol.* 1995;21(4):290-4.
- 25- Weinberg LA. Atlas of tooth and implant supported prosthodontics. 1st ed. Quintessence; 2003. Chapter 4.
- 26- Cohen SR, Orenstein JH. The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: a technical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(2):230-4.
- 27- Lindh T. Should we extract to avoid tooth-implant combination? *J Oral Rehabil.* 2008;35:44-54.