

تعیین توزیع تنش استخوان اطراف ایمپلنت‌های فک پایین در طرح‌های مختلف پروتز به هنگام Mandibular- Flexure

دکتر سعید نوکار*[†] - دکتر روشنگر بقایی نائینی**

* استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی - دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

** متخصص پروتزهای دندانی

Title: Effects of different designs of implant supported fixed partial dentures on peri-implant bone stress distribution during mandibular-flexure

Authors: Nokar S. Assistant Professor*, Baghaee-Naeni R. Prosthodontist

Address: *Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences

Statement of Problem: In the treatment of edentulous patients with implant supported fixed partial dentures several factors such as implant numbers, implant position, superstructure pattern and cantilever length must be considered. Mandibular flexure in function exerts forces in peri-implant bone, however; this phenomenon has received little attention.

Purpose: The goal of this finite element analysis (FEA) study was to evaluate the effect of mandibular dimensional changes on peri-implant bone stress in different prosthesis and implant treatment plans.

Materials and Methods: In this experimental study, three dimensional finite element computer model of mandible was simulated according to data from CT-Scan in 0.5 mm sections. The model of 4.1×10 mm ITI implant, measured by profile projector, was simulated in solid works 2003 software. Implant models were inserted, in two different patterns, on mandible and three different superstructures were placed on implants. Two clenching tasks were modeled (incisal clench and right molar clench).

Results: Analysis of Von Misses stress for peri-implant bone revealed the lowest stress values in three-piece superstructure.

Conclusion: According to this study, additional placement of implants in order to fabricate independent prostheses and to achieve the freedom of mandibular flexure are recommended.

Key Words: Implant; Mandibular dimensional change; Treatment plan; Finite element analysis

Journal of Dentistry. Tehran University of Medical Sciences (Vol. 17; No3; 2004)

چکیده

بیان مسأله: در درمان بیماران بی‌دندان فک پایین با پروتز ثابت متکی بر ایمپلنت مسائلی مانند تعداد ایمپلنت‌های مورد نیاز جهت بازسازی کامل فک، محل مناسب قرارگیری ایمپلنت‌ها، طرح پروتز از نظر نحوه اتصال ایمپلنت‌ها به یکدیگر و طول کانتی‌لور مورد بحث می‌باشد. تغییر شکل فک در اثر حرکات مختلف موجب ایجاد نیروهایی در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها می‌گردد؛ اما این مسأله کمتر مورد توجه قرار گرفته است.

هدف: مطالعه حاضر با هدف تحلیل اجزای محدود، تعیین توزیع تنش استخوان اطراف ایمپلنت‌های فک پایین در طرح‌های مختلف

[†] مؤلف مسؤول: دکتر سعید نوکار؛ آدرس: تهران، خیابان انقلاب اسلامی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران تلفن: ۶۱۱۲۹۲۴

پروتز به هنگام تغییر ابعادی فک پایین انجام شد.

روش بررسی: در این مطالعه تجربی، مدل کامل فک پایین با استفاده از داده‌های حاصل از CT-Scan جسد با مقاطع ۰/۵ میلیمتری تهیه شد. مدل ایمپلنت ۴/۱×۱۰ میلیمتر ITI با استفاده از اندازه‌گیری به روش Profile Projector در نرم‌افزار Solidworks 2003 تهیه گردید. ایمپلنت‌ها در دو طرح مختلف در فک قرار داده شدند و سه طرح مختلف سوپراستراکچر روی ایمپلنت‌ها نهاده شدند. نیروی عضلانی در دو حالت Clench ثنایایی و Clench مولر اول راست به محل اتصالات عضلات اعمال شدند. کندیل‌ها و دندان تحت Clench تکیه‌گاه در نظر گرفته شدند.

یافته‌ها: میزان تنش Von Misses در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها تعیین شد و کمترین میزان تنش در سوپراستراکچر سه قطعه‌ای مشاهده شد که کمترین محدودیت را در برابر تغییرات ابعادی فک ایجاد کرد و سه قطعه، مستقل از یکدیگر عمل کردند.

نتیجه‌گیری: این تحقیق بکارگیری تعداد بیشتر ایمپلنت جهت بازسازی کامل فک و تهیه پروتزهای مستقل متکی بر ایمپلنت‌ها به منظور آزادی تغییرات ابعادی فک پایین را توصیه می‌نماید.

کلید واژه‌ها: ایمپلنت؛ تغییرات ابعادی فک پایین؛ طرح درمان؛ تحلیل اجزای محدود

مقدمه

ایمپلنت در قدام فک قرار داده می‌شود و پروتز ثابت با کانتی‌لور دو طرفه درمان بیمار را تکمیل می‌کند (۱).

پس از آن مطالعات گسترده‌ای در مورد طول مناسب کانتی‌لور انجام شد تا حداقل تنش به ایمپلنت‌های قدامی وارد گردد (۲-۶). مطالعاتی نیز در مورد کاهش تعداد ایمپلنت‌ها به ۴ یا ۵ عدد انجام شد. طبق مطالعه کلینیکی Branemark در سال ۱۹۹۵ تعداد ۴ ایمپلنت برای بازسازی فک با پروتز ثابت کافی می‌باشد (۷)؛ ولی Misch استفاده از ۵ ایمپلنت را در ناحیه قدامی فک توصیه کرده است (۶).

عده‌ای از محققان به منظور کاهش اثرات مخرب کانتی‌لور (شکستن و شل شدن پیچ‌ها، تحلیل استخوان اطراف ایمپلنت‌ها، اعمال نیروی زیاد به نواحی قدامی فک بالا و عدم ثبات پروتز متحرک فک بالا به علت عدم وجود تماس‌های اکلوزالی در نواحی خلفی) قرار دادن ایمپلنت در نواحی خلفی فک پایین را توصیه نموده‌اند (۸-۱۱).

از سوی دیگر گروهی از متخصصان قرار دادن ایمپلنت در نواحی خلفی فکین را از نظر کیفیت و کمیت استخوان مشکل و اتصال ایمپلنت‌های خلفی به ایمپلنت‌های قدامی را

سه دهه پیش جامعه دندانپزشکی در مورد استفاده از ایمپلنت‌های دندانی در درمان بیماران بی‌دندان با تردید مواجه بود ولی امروزه پس از مطالعات گسترده و طولانی مدت علمی ایمپلنت‌های دندانی به عنوان جایگزین مناسبی برای روش‌های درمان پیشین شناخته شده‌اند.

البته این درمانها نیز خالی از مشکلات نبوده و مسائل مختلفی را در طرح درمان بیماران باید مد نظر داشت. از آن جمله می‌توان به تعداد ایمپلنت‌های مورد نیاز جهت بازسازی دندانهای از دست رفته، محل مناسب قرارگیری ایمپلنت‌ها، طرح پروتز از نظر نحوه اتصال ایمپلنت‌ها به یکدیگر، طول کانتی‌لور، قطر و طول مناسب ایمپلنت‌ها، جنس مواد سازنده پروتز و نوع اکلوزن اشاره کرد. این مسائل سالها مورد بحث محققان بوده و نظرهای متفاوت و گاه متضادی درباره آنها ارائه شده است.

در بازسازی کامل فک پایین بی‌دندان با پروتز ثابت متکی بر ایمپلنت، در مورد تعداد و محل قرارگیری ایمپلنت‌ها در فک نظرهای متفاوتی ارائه شده است. در طرح اولیه که در سال ۱۹۷۷ توسط پروفیسور Branemark ارائه گردید، ۶

از تحلیل اجزای محدود (FEA)² می‌باشد. این روش امکان مطالعه سریع و دقیق مسائل مختلف را فراهم می‌سازد. اما لازمه تحلیل دقیق، ساخت مدل‌هایی است که تا حد امکان به واقعیت نزدیک بوده و جنبه‌های مختلف مسئله مورد نظر را در نظر بگیرد. تغییر شکل فک در اثر حرکات مختلف موجب ایجاد نیروهایی در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها می‌گردد. مطالعه حاضر با هدف تحلیل اجزای محدود، تعیین توزیع تنش استخوان اطراف ایمپلنت‌های فک پایین در طرح‌های مختلف پروتز به هنگام تغییر ابعادی فک پایین می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی، برای ساخت مدل سه بعدی فک پایین، از داده‌های حاصل از CT-Scan جمجمه مردی ۲۴ ساله که به تازگی فوت شده بود، استفاده گردید؛ بدین منظور از دستگاه Spiral CT-Scan (Siemens, Germany) استفاده گردید.

مقاطع با فاصله ۰/۵ میلی‌متر از تمام بدن فرد تهیه شده بود ولی در این مطالعه از اطلاعات مربوط به فک پایین استفاده گردید. این داده‌ها به صورت فایل رایانه‌ای بود و به منظور مدل‌سازی به نرم‌افزار Mimics منتقل گردید.

Mimics نرم‌افزار پردازش تصویر سه‌بعدی جامعی است که در سیستم‌های عامل Windows NT/94/98/2000 قابل اجرا می‌باشد و داده‌های CT-Scan و MRI را در عرض چند دقیقه به مدل‌های سه بعدی CAD یا FEA تبدیل می‌کند.

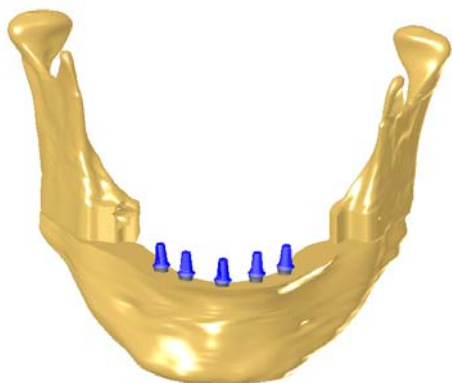
رایانه مورد استفاده در این مرحله کاری یک دستگاه Pentium IV با سرعت ۲/۴ GHz و حافظه یک گیگابایت بود و سیستم‌های عامل Windows XP/2000 روی آن نصب شده بود. پس از انتقال داده‌های CT-Scan به نرم‌افزار

به علت تغییرات ابعادی فک پایین^۱ مخرب اعلام کرده‌اند (۱۲۶). مطالعات زیادی در مورد تغییرات ابعادی فک پایین صورت گرفته و از وسایل متفاوتی برای اندازه‌گیری این تغییرات استفاده شده است. میزان این تغییرات از ۰/۰۷ میلی‌متر در ناحیه مولر دوم (۱۳) تا ۱ میلی‌متر اندازه‌گیری شده است (۱۴)؛ به هر حال میزان این تغییرات ابعادی از ۱۰ تا ۲۰ برابر حرکات دندان سالم هم بیشتر است. بنابراین اتصال ایمپلنت‌ها به وسیله پروتز تغییر ابعادی فک را محدود ساخته و موجب ایجاد تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها می‌گردد (۱۵).

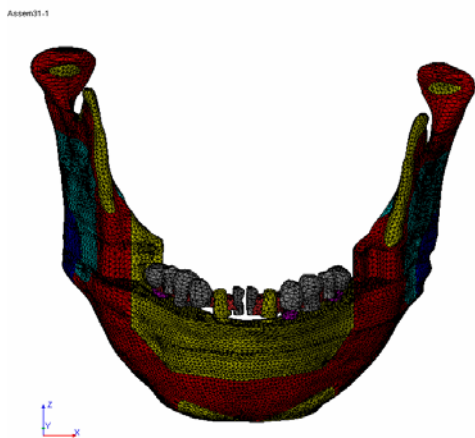
Hobkirk و Havthoulas اولین بار در سال ۱۹۹۱ تغییر ابعادی فک را در بیماران دارای ایمپلنت دندانی بررسی نمودند. آنها میزان تغییرات را در ناحیه پرمولرها ۴۲۰ میکرون اندازه‌گیری کردند و جهت کاهش اثرات مخرب این تغییرات، افزایش انعطاف‌پذیری پروتز را در ناحیه سمفیز پیشنهاد نمودند. طبق نظر آنها پروتز باید به گونه‌ای طراحی شود که امکان تغییر شکل همراه فک را داشته باشد (۱۶). البته این فرضیه مبنی بر کاهش اثرات تخریبی با ایجاد گسستگی در ناحیه سمفیز پروتز تا به حال آزمون نگردیده است. به عقیده Fischman، تغییرات فک پایین به گونه‌ای است که اتصال ایمپلنت‌های قدامی به یکدیگر کمتر زیان دارد ولی اتصال ایمپلنت‌های قدامی و خلفی مخرب می‌باشد (۱۲). بنابر این ضرورت انجام مطالعاتی در مورد محل مناسب قرارگیری ایمپلنت‌ها، طرح پروتز و نحوه اتصال ایمپلنت‌ها به یکدیگر احساس می‌شود؛ تا بهترین طرح از نظر توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها و کاهش مشکلات و شکستهای ناشی از تمرکز تنش در نواحی خاص، مشخص گردد.

یکی از روشهای مطالعاتی که امروزه در تمام علوم و صنایع چاره‌ساز بسیاری از مشکلات پیچیده می‌باشد، استفاده

نقاط می‌گذرند را تعیین نمود و با کمک این اطلاعات مدل رایانه‌ای جسم را تهیه کرد. اطلاعات حاصل از اندازه‌گیری با اطلاعات منتشرشده از کارخانه سازنده مطابقت داده شد (شکل ۲). طبق این داده‌ها، عمق پیچ ۰/۳۵ میلی‌متر و فاصله بین پیچ‌ها ۱/۲۵ میلی‌متر بود؛ همچنین سطوح تحت فشار پیچ دارای شیبی در حدود ۱۵° نسبت به محور بود.



شکل ۱- تصویر مدل سه‌بعدی فک پایین با پنج ایمپلنت ۱۲ میلی‌متری ITI در قدام فک



شکل ۲- تصویر مش نهایی مدل سه‌بعدی مجموعه فک، ایمپلنت‌ها و سوپراستراکچر با کمک این داده‌ها دو ایمپلنت ITI با قطر ۴/۱ میلی‌متر

Mimics تغییراتی روی این داده‌ها داده شد. از آنجا که هدف این تحقیق مدل‌سازی فک پایین بی‌دندان بود و از طرفی اطلاعات موجود مربوط به فردی با سری کامل دندانهای فک پایین بود، داده‌های مربوط به دندانهای بیمار، از داده‌های اولیه حذف گردید. این عمل به وسیله نرم‌افزار Mimics انجام شد.

به دلیل این که فایل خروجی از نرم‌افزار Mimics به گونه‌ای است که قابلیت انتقال به نرم‌افزارهای تحلیل اجزای محدود را ندارد؛ بنابراین ابتدا این فایل به نرم‌افزار مدل‌ساز Solidworks منتقل گردید. در این مرحله قسمتی از استخوان فک که متعاقب از دست رفتن دندانها، دچار تحلیل می‌گردد (۲ تا ۵ میلی‌متر در نواحی مختلف) حذف گردید؛ سپس حفره‌های باقیمانده در استخوان فک که مربوط به ریشه‌های دندانی می‌باشند، توسط استخوان اسفنجی پر شد و در قسمت فوقانی حفره، استخوان کورتیکال، مدل‌سازی گردید. با در نظر گرفتن ضخامت استخوان در فوقانی‌ترین قسمت صفحات باکال و لینگوال، ضخامت در قسمت کرسنال تعیین گردید. در واقع استخوان کورتیکال در دو سمت حفره باقیمانده دندانی با همان ضخامت به یکدیگر متصل شد. اندازه ضخامت متوسط استخوان کورتیکال در این نواحی ۱/۵ میلی‌متر بود (شکل ۱).

به منظور مدل‌سازی ایمپلنت ITI از اطلاعات منتشرشده توسط کارخانه سازنده و داده‌های مربوط به اندازه‌گیری یک ایمپلنت با قطر ۴/۱ میلی‌متر و طول ۱۰ میلی‌متر استفاده شد.

اندازه‌گیری ایمپلنت با استفاده از دستگاه Measuring Projector ST 600-1000 (Messtechnik; Germany) انجام شد. این دستگاه با کمک نور پلاریزه و بدون تماس پروب با جسم مورد نظر، آن را با دقت ۰/۰۰۰۱ میلی‌متر اندازه‌گیری می‌کند. اطلاعات به صورت نقاطی که حدود خارجی جسم را مشخص می‌کند، حاصل می‌شود. می‌توان فاصله این نقاط را به دست آورد و یا منحنی‌هایی که از این

طرف گسستگی وجود داشت؛ بنابراین در این طرح سعی شد تا ایمپلنت‌های هر طرف فک تا حد امکان موازی یکدیگر قرار گیرند.

در طرح دیگر سوپراستراکچر ایمپلنت‌های نواحی لترال به یکدیگر و ایمپلنت‌های نواحی کانین و مولر اول به یکدیگر متصل گردیدند. در نتیجه پروتزی سه تکه حاصل شد که ایمپلنت‌های خلفی را به قدامی متصل نمی‌کند؛ بنابراین در این طرح سعی شد تا ایمپلنت‌های نواحی لترال موازی یکدیگر و ایمپلنت‌های نواحی کانین و مولر اول موازی یکدیگر در فک قرار گیرند.

برای مدل‌سازی سوپراستراکچر از اصول طراحی فریم پروتزه‌های متال-سرامیک استفاده شد. ابعاد تک‌تک دندانها با توجه به اطلاعات موجود در کتب آناتومی دندان در نظر گرفته شد و ضخامت پرسلن (حداکثر ۱/۵ و حداقل ۱ میلی‌متر) از این مقدار کم شد. با توجه به این اطلاعات، فریم مناسب برای ساخت روکش متال-سرامیک هر دندان در نرم‌افزار Solidworks 2003 طراحی شد.

پس از طراحی فریم تک‌تک دندانها، فریم روکش متال-سرامیک هر دندان در محل دندان مربوطه قرار داده شد و ارتباط بین این اجزا به وسیله اتصال‌دهنده‌هایی برقرار شد. در این مطالعه سعی شد که طبق نظر Naylor اتصال‌دهنده‌ها تا حد ممکن و بدون آسیب به زیبایی وسیع باشند (۱۷).

به منظور تکمیل طرح فریم در طرح اول (بازسازی فک پایین با ۵ ایمپلنت در قدام) طول کانتی‌لور ۱۶/۵ میلی‌متر در نظر گرفته شد. این طول از ۲ یا ۲/۵ برابر فاصله قدامی‌ترین و خلفی‌ترین ایمپلنت‌ها که در تحقیقات Misch و Skalak آمده کمتر است و با نظر بیشتر محققان مطابقت دارد (۶).

در این مرحله کار مدل‌سازی به پایان رسید و مدل‌های ساخته‌شده جهت تحلیل به نرم‌افزار Cosmosworks 2003 که مخصوص تحلیل اجزای محدود می‌باشد و قابلیت انجام

و طولهای ۱۰ و ۱۲ میلی‌متر در نرم‌افزار Solidworks 2003 مدل‌سازی گردیدند.

به منظور مدل‌سازی اباتمنت، اباتمنت ۵/۵ میلی‌متری ITI به وسیله دستگاه Measuring Projector ST 600-1000 اندازه‌گیری شد و با کمک اطلاعات حاصل از اندازه‌گیری، مدل‌سازی در نرم‌افزار Solidworks انجام گرفت.

پس از مدل‌سازی فک و ایمپلنت‌ها، ایمپلنت‌ها در دو طرح مختلف در داخل استخوان فک قرار داده شدند. این مرحله از کار نیز در محیط Solidworks 2003 انجام گرفت. در طرح اول ۵ ایمپلنت ۱۲ میلی‌متری در قدام فک (بین دو سوراخ چانه‌ای) قرار گرفتند. برای قرار دادن ۵ ایمپلنت بین دو سوراخ چانه‌ای ابتدا خلفی‌ترین ایمپلنت‌ها در دو طرف فک و در فاصله ۵ میلی‌متری از سوراخهای چانه‌ای در فک قرار داده شدند. به صورتی که تنها قسمتهای پالیش‌شده گردن ایمپلنت‌ها در خارج استخوان باقی ماند.

ایمپلنت‌ها تا حد امکان موازی یکدیگر قرار داده شدند ولی به مقدار استخوان اطراف پیچ‌ها نیز توجه شد تا حداقل ۲-۱/۵ میلی‌متر استخوان در هر طرف ایمپلنت موجود باشد (شکل ۱).

در طرح دوم بازسازی فک پایین با پروتز ثابت متکی بر ایمپلنت، ۴ ایمپلنت ۱۲ میلی‌متری در نواحی دندانهای لترال و کانین و ۲ ایمپلنت ۱۰ میلی‌متری در نواحی دندانهای مولر اول قرار داده شدند.

ایمپلنت‌های مربوطه در محل قبلی دندانهای فرد قرار گرفتند. به خروج قسمت پالیش‌شده ایمپلنت از استخوان و وجود استخوان در اطراف پیچ‌های ایمپلنت توجه شد. از آنجا که دو طرح مختلف سوپراستراکچر روی این ایمپلنت‌ها قرار گرفتند، به هنگام قرار دادن ایمپلنت‌ها، دو شکل مختلف در مورد ترازوی آنها در نظر گرفته شد.

در یکی از طرحهای سوپراستراکچر، ایمپلنت‌های یک طرف فک به یکدیگر متصل شدند و در ناحیه سمفیز بین دو

عضله براساس رابطه زیر به دست آمد :

$$Mir = [XMi \times K]. EMGMi$$

که در آن Mir میزان نیروی عضلانی در طی انقباض Isometric عضله مربوطه می‌باشد. XMi سطح مقطع عضله برحسب سانتیمتر مربع است که به وسیله بررسیهای CT-Scan به دست آمد و K ثابت General Conversion می‌باشد که در عضلات اسکلتی برحسب نیوتن بر سانتیمتر مربع محاسبه شد. $EMGMi$ نسبت انقباض عضلانی به حداکثر فعالیت ممکن برای هر عملی می‌باشد. حاصل ضرب $(XMi \times K)$ را Weighting Factor و $EMG Mi$ را Scaling Factor می‌نامند (۱۸).

در این مطالعه مقادیر نیروی عضلانی در دو حالت Clench ثنایی و Clench یک‌طرفه روی دندان مولر اول سمت راست در نظر گرفته شد که با زوایای مشخص شده به محل اتصال عضلات وارد شدند. این نیروها به صورت بردارهای کوچک به کل ناحیه اتصال عضله وارد شدند (جدول ۱ و ۲).

در این مطالعه کندیل‌ها به صورت تکیه‌گاه و از نوع لولایی تعریف شدند؛ بدین معنی که حول محوری که از قطب داخلی کندیل‌ها می‌گذرد، امکان چرخش داشتند، بعلاوه امکان حرکت رو به داخل نیز وجود داشت ولی حرکت خارجی، بالا و پایین، جلو و عقب محدود شده بودند.

در هر کدام از فعالیت‌های Clench نیز، دندان مورد نظر (مولر یا ثنایا) به صورت تکیه‌گاه در نظر گرفته شد. این تکیه‌گاهها به گونه‌ای مدل شدند که حرکت بالا و پایین نداشتند ولی امکان حرکت روی صفحه افقی وجود داشت.

تحلیل‌های استاتیکی، دینامیکی، ترمودینامیکی و خستگی را دارد، انتقال داده شدند. به کمک این نرم‌افزار می‌توان شرایط مختلف مرزی مانند اصطکاک، آزادی قطعات نسبت به هم یا محدودیت قطعات نسبت به یکدیگر را تعریف نمود؛ همچنین می‌توان از المان‌های دو بعدی و یا سه بعدی (Solid) استفاده کرد. مدل‌ساز این نرم‌افزار Solidworks می‌باشد.

پس از انتقال مدل‌های ساخته‌شده به نرم‌افزار Cosmosworks 2003، شرایط مرزی مدل‌ها تعریف گردید. منظور از شرایط مرزی، اطلاعات مربوط به مقدار و جهت نیروها و محل اعمال آنها، همچنین اطلاعات مربوط به تکیه‌گاه‌ها و نوع آنها و تعریف نوع اتصالات بین اجزای مختلف موجود در مدل می‌باشد.

در این مطالعه نیروها در محل اتصال عضلات اعمال شدند. محل اتصالات عضلات بالابرنده فک (تمپورال، ماستر، پتریگوئید داخلی)، عضله پتریگوئید خارجی و عضله دیگاستریک با توجه به اطلس‌های موجود روی مدل فک پایین مشخص شد؛ همچنین نیرو با زاویه معین به یک سطح وارد شد و مقدار نیرو در کل سطح یکسان بود.

مقدار نیروها و جهت اعمال آنها با توجه به تحقیق Hannam و Koriioth (۱۹۹۴) مشخص گردید؛ در مطالعه ایشان نیروهای عضلانی به صورت بردارهای کوچک نیرو که به محل اتصال عضلات وارد می‌گردند، ترسیم و جهت بردارها در سه بعد به صورت کسینوس زوایایی که بردارها با محور مختصات می‌سازند بیان شده‌اند (۱۸).

مقدار نیروی عضلانی هم در پنج حالت Clench دندانی اندازه‌گیری شد. مقدار نیرو بر اساس میزان فعالیت الکترومیوگرافیک عضله در طی آن فعالیت و سطح مقطع

جدول ۱- جهت بردارهای نیروی عضلانی

	Right Side			Left Side		
	cos-x	cos-y	cos-z	cos-x	cos-y	cos-z
Superficial Masseter	-0.207	0.884	0.419	0.207	0.884	0.419
Deep Masseter	-0.546	0.758	-0.358	0.546	0.758	-0.358
Medial Pterygoid	0.486	0.791	0.373	-0.486	0.791	0.373
Anterior Temporalis	-0.149	0.988	0.044	0.149	0.988	0.044
Middle Temporalis	-0.222	0.837	-0.500	0.222	0.837	-0.500
Posterior Temporalis	-0.208	0.474	-0.855	0.208	0.474	-0.855
Inferior Lateral Pterygoid	0.630	-0.174	0.757	-0.630	-0.174	0.757
Superior Lateral Pterygoid	0.761	0.074	0.645	-0.761	0.074	0.645
Anterior Digastric	-0.244	-0.237	-0.940	0.244	-0.237	-0.940

When seen from the front, the x-z plane was parallel to the floor, with the +x axis oriented toward the right, the +y axis running upward, and the +z axis oriented forward (anteriorly).

اشاره شد، در بیشتر مطالعات قبلی استخوان به عنوان یک ماده ایزوتروپ در نظر گرفته شده است اما طبق نتایج برخی مطالعات استخوان، ماده‌ای ایزوتروپ نمی‌باشد و خصوصیات مکانیکی آن در جهات مختلف، متفاوت است (۱۹).

O'Mahony و همکاران (۱۹) خواص مکانیکی استخوان اسفنجی را در جهات مختلف به دست آوردند. در مطالعه حاضر از نتایج تحقیقات آنها استفاده شد. در مطالعه Schwartz و Dechow خصوصیات مکانیکی استخوان کورتیکال در نواحی مختلف محاسبه شده است (۲۰) که در مطالعه حاضر از میانگین خصوصیات مکانیکی استخوان نواحی مختلف استفاده شد. خصوصیات مکانیکی ایمپلنت‌های ITI (Straumann; Swiss) (جدول ۳) و خصوصیات سوپراستراکچر از آلیاژ Pd-Ag (پالادیوم- نقره) با درصد وزنی عناصر تعیین و مشخص شد (جدول ۴).

اتصال استخوان و ایمپلنت به صورت پارسیل تعریف شد؛ بدین معنی که میزان تماس مستقیم استخوان و ایمپلنت در قدام فک ۷۰٪ و در نواحی خلفی ۶۰٪ در نظر گرفته شد. باقیمانده سطح ایمپلنت با استخوان در تماس مستقیم نبود و در مدل نیز به صورت gap تعریف شد.

اتصال اباتمنت و سوپراستراکچر به صورت اتصالی محکم مدل شد؛ مانند آن که این دو به وسیله سمان به هم متصل باشند و نسبت به هم آزادی حرکت نداشته باشند؛ در ضمن به دلیل ضخامت ناچیز سمان از شبیه‌سازی آن صرف نظر شد. پس از تعریف شرایط مرزی و اتصالات، اطلاعات مربوط به خصوصیات فیزیکی مواد وارد گردید. این اطلاعات شامل خصوصیات فیزیکی استخوان کورتیکال و اسفنجی، خصوصیات فیزیکی ایمپلنت، اباتمنت و سوپراستراکچر بود. در مورد خصوصیات استخوان فک، همان‌طور که قبلاً نیز

جدول ۲- مقدار نیروی عضلانی در فعالیتهای مختلف فک پایین*

	Node Number		Weighting Factor (Newton)	Scaling Factor									
	Right	Left		ICP		LGF		LGF+B		INC		RMOL	
				Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left
Superficial Masseter	67	67	190.4	1.00	1.00	0.27	0.18	0.26	0.12	0.40	0.40	0.72	0.60
Deep Masseter	38	38	81.6	1.00	1.00	0.26	0.36	0.26	0.36	0.26	0.26	0.72	0.60
Medial Pterygoid	51	50	174.8	0.76	0.76	0.76	0.07	0.73	0.09	0.78	0.78	0.84	0.60
Anterior Temporalis	43	40	158.0	0.98	0.98	0.07	0.66	0.23	0.54	0.08	0.08	0.73	0.58
Middle Temporalis	18	18	95.6	0.96	0.96	0.06	0.64	0.12	0.57	0.06	0.06	0.66	0.67
Posterior Temporalis	15	15	75.6	0.94	0.94	0.06	0.62	0.08	0.59	0.04	0.04	0.59	0.39
Inferior Lateral Pterygoid	5	5	66.9	0.27	0.27	0.14	0.59			0.71	0.71	0.30	0.65
Superior Lateral Pterygoid	4	4	28.7	0.59	0.59	0.08	0.20			0.50	0.50		
Anterior Digastric	8	8	40.0	0.28	0.28	0.38	0.51			0.50	0.50		

ICP - Intercuspal Position; LGF - Left Group Function; LGF+B - Left Group Function plus Balancing Molar Contact; INC - Incisal Clench; RMOL - Right Unilateral Molar Clench.

* حاصل ضرب Weighting Factor و Scaling Factor مقدار نیروی عضلانی در فعالیت مورد نظر را مشخص می‌کند.

جدول ۳- خصوصیات مکانیکی ایمپلنت ITI

Annealing	Cold worked, heat tempered
Modulus of elasticity	110,000 MPa
Yield strength	485 MPa
Ultimate tensile strength	550 MPa
Shear modulus	46000 MPa
Elongation	15%
Fatigue limit	170-300 MPa
Brinell hardness	160 Kg/mm ²

جدول ۴- خصوصیات فیزیکی آلیاژ Jelstar

Type	Melting range	Density (g/cm ³)	Yield strength	Hardness (VHN)	Poisson's ratio	Percent elongation	Elastic modulus
Metal ceramic (Noble)	1232-1304 °C	10.7	462 (MPa)	189	0.35	20	138 (MPa)

پس از تعیین شرایط مرزی و خصوصیات فیزیکی مواد، مش‌بندی انجام شد. در مطالعه حاضر، ابتدا ایمپلنت‌ها، استخوان فک و سوپراستراکچر به صورت تک‌تک المان‌بندی شدند. مش در نواحی بحرانی کوچکتر در نظر گرفته شد و در نواحی که اهمیت کمتری در مطالعه داشتند، درشت‌تر بود. پس از آن که مش هر کدام از اجزا به دست آمد و درصد خطا به کمتر از ۵٪ رسید، مش‌بندی کل مجموعه آغاز شد. برای انجام این کار ابتدا اجزا دوبه‌دو در نظر گرفته شدند. به عنوان مثال ایمپلنت‌ها در استخوان فک قرار داده شدند و مش‌بندی مجدداً با توجه به تأثیر متقابل این دو جزء بر یکدیگر هنگام اعمال نیرو، انجام شد. پس از به دست آوردن اندازه المان‌ها در این دو جزء، سوپراستراکچر (جزء سوم) به مجموعه اضافه شد و مشاهده گردید که با در نظر گرفتن تأثیر سوپراستراکچر بر ایمپلنت‌ها و تأثیر غیرمستقیم آن بر استخوان فک، هنگام اعمال نیرو، تغییر المان‌های فک و ایمپلنت ضروری می‌باشد. انجام مش‌بندی به صورت سعی و خطا چندین و چند مرتبه انجام شد تا در نهایت تأثیر هر سه جزء بر هم به طور مناسب در نظر گرفته شود. در نهایت المان مناسب جهت تحلیل مدل‌های تهیه‌شده،

یکدیگر موازی بوده و سوپراستراکچر دو قطعه با گسستگی در ناحیه سمفیز ایمپلنت‌ها را به یکدیگر متصل ساخته و تکیه‌گاه روی مولر اول سمت راست باشد: ۲ P

۵- مدل فک با ۶ ایمپلنت در نواحی دندانهای ثنایای طرفی، کانین و مولر اول که دو به دو با یکدیگر موازی باشند و سوپراستراکچر سه قطعه، ایمپلنت‌ها را به یکدیگر متصل

ساخته و تکیه‌گاه روی دندانهای ثنایای میانی باشد: ۳ A

۶- مدل فک با ۶ ایمپلنت در نواحی دندانهای ثنایای طرفی، کانین و مولر اول که دو به دو با یکدیگر موازی باشند و سوپراستراکچر سه قطعه‌ای ایمپلنت‌ها را به یکدیگر متصل

ساخته و تکیه‌گاه روی مولر اول سمت راست باشد: ۳ P

برای مشخص شدن ایمپلنت‌ها شماره‌گذاری آنها از ناحیه خلفی سمت راست مدل با شماره ۱ آغاز شد و در ناحیه خلف سمت چپ به پایان رسید.

به منظور تعیین توزیع تنش استخوان اطراف هر ایمپلنت مقاطع باکو- لینگوال از استخوان در ناحیه ایمپلنت مورد نظر تهیه گردید تا بتوان استخوان اطراف ایمپلنت را از ناحیه کرسنال تا آپیکال مشاهده کرد و مقادیر تنش هر ناحیه را به دست آورد.

در مورد تنش در سایر نواحی، بیشترین تنش‌ها در کندیل و گردن کندیل فک پایین تجمع یافته‌اند. میزان تنش اطراف ایمپلنت‌ها در جدول ۵ منعکس شده است؛ در تمام طرحها بیشترین تنش‌ها در استخوان نواحی باکال و لینگوال قدامی‌ترین ایمپلنت (ایمپلنت ۳) متمرکز شده‌اند (جدول ۵).

جدول ۵- مقدار حداکثر تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌های مدل‌های مورد مطالعه

ایمپلنت مدل*	۱	۲	۳	۴	۵	۶
۱A	۲۱/۹	۲۳	۲۶/۲	۲۶/۲	۲۳	۲۳
۲A	۶/۲	۹/۵	۲۹/۱	۲۹/۱	۹	۵
۳A	۶	۸/۶	۲۹/۱	۲۹	۹	۵/۸

هرمی با مقطع مثلث به ابعاد ۱/۲-۱/۴ میلی‌متر انتخاب شد؛ بدین صورت که در مدل‌های با ۵ ایمپلنت در قدام فک هر یک از اضلاع المان، ۱/۲ میلی‌متر در نظر گرفته شدند؛ بدین ترتیب مدل دارای ۲۳۹۰۹۹ المان و ۳۹۱۹۵۱ گره گردید و درصد خطا به ۰/۰۶ میلی‌متر تقلیل یافت. تحلیل این مدل‌ها حدود ۲۳ ساعت به طول انجامید.

در مدل‌های با ۶ ایمپلنت در استخوان فک اضلاع المان، ۱/۴ میلی‌متر انتخاب شد و فک به ۲۳۵۸۸۳ المان تقسیم گردید که دارای ۳۳۶۵۰۵ گره بودند. در این موارد درصد خطا به ۰/۰۷ میلی‌متر تقلیل یافت. تحلیل این مدل‌ها حدود ۲۴ ساعت به طول انجامید (شکل ۲).

یافته‌ها

پس از تحلیل مدل‌های تهیه‌شده، توزیع تنش Von-Misses همچنین جابه‌جایی و کرنش در نواحی مختلف مدل بررسی شد. حداکثر تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها تعیین گردید. به منظور سهولت ارائه نتایج، مدل‌های شش‌گانه به صورت زیر نامگذاری گردید:

۱- مدل فک با ۵ ایمپلنت در قدام سوراخ چانه‌ای و سوپراستراکچر یک‌پارچه با کانتی‌لور دوطرفه در حالتی که تکیه‌گاه روی دندانهای ثنایای میانی باشد: ۱ A

۲- مدل فک با ۵ ایمپلنت در قدام سوراخ چانه‌ای و سوپراستراکچر یک‌پارچه با کانتی‌لور دوطرفه در حالتی که تکیه‌گاه روی مولر اول سمت راست باشد: ۱ P

۳- مدل فک با ۶ ایمپلنت در نواحی دندانهای ثنایای طرفی، کانین و مولر اول که در هر سمت فک ایمپلنت‌ها با یکدیگر موازی بوده و سوپراستراکچر دو قطعه با گسستگی در ناحیه سمفیز ایمپلنت‌ها را به یکدیگر متصل ساخته و تکیه‌گاه

روی دندانهای ثنایای میانی باشد: ۲ A

۴- مدل فک با ۶ ایمپلنت در نواحی دندانهای ثنایای طرفی، کانین و مولر اول که در هر سمت فک، ایمپلنت‌ها با

۳/۷	۱۹/۵	۱۶/۳	۲۸	۱۳/۳	۱۰۴	۲P
۵/۲	۹	۱۰/۵	۱۴	۱۱/۵	۶۲/۵	۳P

* A: Clench ثنایابی P: Clench مولر راست ۱- سوپر استراکچر ۱
 قطعه‌ای روی ۵ ایمپلنت ۲- سوپر استراکچر ۲ قطعه‌ای روی ۶ ایمپلنت
 ۳- سوپر استراکچر ۳ قطعه‌ای روی ۶ ایمپلنت

بحث و نتیجه‌گیری

در مطالعه حاضر توزیع تنش استخوان اطراف ایمپلنت‌ها در سه طرح مختلف سوپر استراکچر به هنگام تغییر ابعادی فک که در اثر Clench دندان‌ی ایجاد شده بود، مورد بررسی قرار گرفت. در بررسی نتایج حاصل از Clench ثنایابی، حداکثر تنش در حالت Clench ثنایابی در مدل‌های سه‌گانه مطالعه حاضر در اطراف قدامی‌ترین ایمپلنت مشاهده شد که به تکیه‌گاه ثنایابی نزدیک می‌باشد.

این میزان تنش (۲۶/۲ یا ۲۹/۱ MPa) در اطراف ایمپلنت‌ها در حد تخریب سلول‌های استخوانی نبود و به آستانه تحریک استخوان‌سازی (۲۴/۸ MPa) نزدیک بود (۶).

حداکثر تنش اطراف ایمپلنت‌های خلفی در مدل ۱A حدود ۳ برابر مدل‌های ۲A و ۳A بود. مقدار تنش اطراف ایمپلنت‌های خلفی مدل ۱A به حداکثر تنش اطراف قدامی‌ترین ایمپلنت ۱A نزدیک می‌باشد ولی در مدل ۲A و ۳A تنش اطراف ایمپلنت‌های خلفی ۱/۳ تا ۱/۵ تنش اطراف قدامی‌ترین ایمپلنت بود. در مجموع میزان تنش‌های اطراف ایمپلنت‌ها در مدل ۳A کمتر از دو مدل دیگر بود که البته تفاوت قابل توجهی در حالت Clench ثنایابی با مدل ۲A نداشت ولی هر دو این مدل‌ها با مدل ۱A متفاوت بود. علت افزایش تنش اطراف ایمپلنت‌های خلفی در مدل ۱A را می‌توان در دو مسأله جستجو کرد: اول این که شاید کم‌بودن تعداد ایمپلنت‌ها در مدل ۱A نسبت به دو مدل دیگر باعث افزایش تنش در تک‌تک ایمپلنت‌ها شده باشد. دوم آن که اتصال محکم ایمپلنت‌ها به یکدیگر موجب محدودیت Flexure فک پایین و افزایش تنش در ایمپلنت‌های خلفی مدل ۱A شده باشد.

بنابراین با توجه به نتایج حاصل از مطالعه حاضر در حالت Clench ثنایابی مدل ۳A از نظر توزیع تنش بهتر از دو مدل دیگر عمل می‌کند. هرچند که میزان تنش استخوان اطراف ایمپلنت‌ها در دو مدل ۲A و ۳A به یکدیگر نزدیک می‌باشد ولی نظر به سهولت مراحل جراحی و کارهای لابراتواری مدل ۳A، این مدل نسبت به مدل ۲A برتر می‌باشد. البته شایان ذکر است که تغییرات ابعادی فک در مدل ۲A با محدودیت کمتری مواجه بود؛ بنابراین در صورتی که فک در اثر کاهش تراکم استخوان و یا کاهش ضخامت استخوان دچار تغییرات ابعادی بیشتری گردد، باید استفاده از تعداد بیشتر ایمپلنت، مدلی طراحی کرد که علاوه بر استفاده از پروتزهای مستقل، در ناحیه سمفیز نیز گسستگی داشته باشد و امکان تغییرات ابعادی آزادانه فک را فراهم آورد.

حداکثر تنش استخوان اطراف ایمپلنت‌های مدل‌های ۲P و ۳P در حالت Clench مولر راست در اطراف خلفی‌ترین ایمپلنت سمت راست که تکیه‌گاه در نظر گرفته شده بود، متمرکز بود و مقدار آن ۱۰۴/۷ MPa در مدل ۲P و ۶۲/۵ MPa در مدل ۳P محاسبه شد که در صفحات لینگوال ناحیه کرستال استخوان اطراف ایمپلنت‌ها متمرکز بود.

با مقایسه میزان نیروی عضلانی در حالت Clench ثنایابی و Clench مولر راست علت افزایش تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌های تکیه‌گاه مشخص گردید.

در حالت Clench مولر راست که تکیه‌گاه سوم (ایمپلنت ناحیه ۱) به محل عضلات فک نزدیک می‌باشد؛ انتظار می‌رود که تنش بیشتری در استخوان مشاهده شود.

همچنین مقدار نیروی عضلات بالابرنده فک (تمپورال و ماستر) در حالت Clench مولر راست نسبت به حالت Clench ثنایابی چند برابر است؛ به عنوان مثال نیروی عضله تمپورال در قسمتهای مختلف عضله ۷ تا ۱۵ برابر و یا نیروی عضله ماستر عمقی و سطحی ۲-۳ برابر می‌باشد.

البته شایان ذکر است که نیروی عضلات سمت راست به

تأثیر بسزایی در ایجاد تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها دارد.

با توجه به نتایج این مطالعه، موارد زیر پیشنهاد می‌گردد:
۱- ساخت مدلی با تعداد بیشتر ایمپلنت که امکان ساخت پروتزهای مستقل با وجود گسستگی در ناحیه سمفیز را فراهم آورد و بتوان با مدل‌های ۳A و ۳P مقایسه کرد.

۲- بررسی میزان تنش استخوان اطراف ایمپلنت‌ها هنگامی که ایمپلنت‌ها در نواحی قدامی و خلفی قرار گرفته‌اند و به وسیله یک سوپراستراکچر یک پارچه به یکدیگر متصل شده باشند. اندازه‌گیری میزان تغییرات ابعادی فک در این مدل و مقایسه آن با طرح‌های دیگر پروتزی و مقایسه با فکی که دندانها یا ایمپلنت‌ها در آن به هم متصل نشده باشند.

۳- مقایسه تنش موجود در سوپراستراکچر در سه طرح مختلف (با توجه به بروز شکستگی سوپراستراکچر در کلینیک)
۴- بررسی میزان تنش استخوان اطراف ایمپلنت‌ها در مدل‌های ۲A و ۳A هنگامی که فک در اثر تحلیل استخوان و یا کاهش تراکم استحکام خود را از دست داده باشد.

۵- بررسی طرح Cantilever Rest از نظر میزان تنش در استخوان فک و سوپراستراکچر و مقایسه آن با طرح‌های دیگر.

۶- بررسی طرح پیشنهادی پروفوسور Misch (قرار دادن ایمپلنت خلفی در یک قسمت قوس دندانی و اتصال آن به ایمپلنت‌های قدامی و کانتی‌لور یک‌طرفه) از نظر میزان تنش در استخوان فک و سوپراستراکچر و مقایسه آن با طرح‌های دیگر.

۷- کاهش ایمپلنت‌ها به ۴ عدد و بررسی اثر این کاهش در میزان تنش استخوان اطراف ایمپلنت‌ها

علت Clench روی مولر سمت راست افزایشی بیشتر از سمت چپ نشان دادند.

از سوی دیگر نیروی عضله پترگوئید خارجی سمت راست در حالت Clench مولر راست نصف حالت Clench ثنایی می‌باشد.

اما علت افزایش تنش اطراف ایمپلنت (۱) مدل ۲P نسبت به مدل ۳P را می‌توان در تغییرات ابعادی فک جستجو کرد. نه تنها تنش اطراف ایمپلنت (۱) مدل ۲P حدود ۱/۵ برابر تنش همین ناحیه در مدل ۳P بود بلکه حتی در نواحی قدامی نیز تنش‌های مدل ۲P بیشتر و حتی ۲ برابر مدل ۳P بود.

میزان حداکثر تنش‌های استخوان اطراف ایمپلنت‌ها در حالت Clench مولر راست نگران‌کننده است. چون طبق مطالعات Frost (۶) در اثر تنشی معادل ۶۹ مگاپاسکال، نکرور سلول‌های استخوان مشاهده می‌شود؛ بنابراین در سطح لینگوال ایمپلنت (۱) مدل ۲P می‌توان انتظار عوارض پاتولوژیک ناشی از بارگذاری بیش از حد را داشت.

بر اساس نتایج این مطالعه بازسازی فک با استفاده از ۶ ایمپلنت و سوپراستراکچر ۳ قطعه از نظر توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها و همچنین میزان محدودیت ایجادشده در برابر Flexure فک پایین، از دو طرح دیگر بهتر می‌باشد (در دو حالت مورد آزمایش)؛ بنابراین در درمان بیماران بی‌دندان با پروتزهای ثابت متکی بر ایمپلنت فک پایین استفاده از پروتزهای مستقل توصیه می‌شود و در صورتی که در اثر کاهش ضخامت و یا تراکم استخوان فک، میزان تغییرات ابعادی فک افزایش یابد، باید با استفاده از تعداد بیشتر ایمپلنت امکان درمان بیماران با پروتزهای مستقل از هم را فراهم آورد و به گسستگی پروتز در ناحیه سمفیز نیز توجه کرد. چون طبق نتایج این مطالعه، تغییرات ابعادی فک،

منابع:

1- Eliasson A, Palmquist S, Suenson B, Sondell K. Five- year results with fixed complete-arch mandibular prostheses supported by 4 implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 505-10.

- 2- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15- year study of osseo-integrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416.
- 3- Rangert B, Jent T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 241-7.
- 4- Sertgoz A, Sungur G. FEA of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 165-9.
- 5- Landgren D, Laurell L, Falk H, Bergendal T. Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseo-integrated implants. *J Prosthet Dent* 1987; 58 (2): 197-203.
- 6- Misch Carl E. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. Missouri: Mosby; 1999.
- 7- Branemark PI, Svensson B, Van Steen Berghe D. Ten- year survival rates for fixed prostheses on four or six implants admodum Branemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6: 227-31.
- 8- Hobo S, Lchida E, Garcia L. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. 3rd ed. Tokyo: Quintessence Publishing Co; 1991.
- 9- Chaushu G, Schwartz- Arad D. Full- Arch restoration of the jaw with fixed ceramo-metal prosthesis: late implant placement. *J Periodontol* 1999; 70: 90-94.
- 10- Schwartz- Arad D, Chaushu G. Full- arch restoration of the jaw with fixed ceramometal prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 819-25.
- 11- Mc Cartney J. Cantilever rests: an alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant supported prostheses for the edentulous mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 817-9.
- 12- Fishman B. The rotational aspect of mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 483-5.
- 13- Goodkind R, Heringlake C. Mandibular flexure in opening and closing movements. *J Prosthet Dent* 1973; 30 (2): 134-38.
- 14- De Marco T, Paine S. Mandibular dimensional change. *J Prosthet Dent* 1974; 31 (3): 482-84.
- 15- Meijer H, Kuiper J, Starmans F, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 96-102.
- 16- Hobkirk JA, Havthoulas T. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 169-74.
- 17- Naylor P. *Introduction to Metal Ceramic Technology*. Illinois: Quintessence Publishing Co; 1992.
- 18- Koriath TWP, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 1994; 73 (1): 56-66.
- 19- O'Mahony A, Williams J, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Implant Res* 2001; 12: 648-57.
- 20- Schwartz C, Dechow P. Edentulation alters material properties of cortical bone in human mandible *J Dent Res* 2002; 81 (9): 613-17.