

## تعیین توزیع تنش و کرنش استخوان اطراف ایمپلنت در طرح All-on-4 به روش آنالیز اجزای محدود

دکتر روشنک بقایی نایینی<sup>۱</sup> - دکتر سعید نوکار<sup>۱</sup> - دکتر سیده هستی برقی<sup>۲+</sup>

۱- عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی و استادیار گروه آموزشی پروتزیهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران  
۲- دندانپزشک و عضو مرکز تحقیقات گوش و حلق و بینی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران

### A three-dimensional finite element analysis of peri-implant bone stress and strain distribution in All-on-4 design

Baghai Naini R<sup>1</sup>, Nokar S<sup>1</sup>, Borghei H<sup>2</sup>

1- Assistant Professor, Department of Prosthodontics/ Dental Research Center, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences

2- Dentist, Otorhinolaryngology Research Centre, Tehran University of Medical Sciences

**Background and Aims:** The All-on-4 design with its significant advantages is an appropriate model in reconstruction of edentulous mandible. Evaluation of stress and strain distribution in this model is necessary for better judgment. The purpose of this FEA study was to measure stress and strain distribution on peri-implant bone in All-on-4 design in edentulous mandible.

**Materials and Methods:** Three dimensional finite element model of human mandible was simulated according to data from CT-Scan of a cadaver. The model of 4×13.5 mm Nobel Biocare implant was simulated. Posterior implants were inserted in 45° inclination and anterior implants were parallel and vertical. Implants were splinted with a titanium bar and an acrylic superstructure was then simulated around the bar. Vertical loads of 178 N and 300 N were applied at incisor and left first molar positions, respectively. After meshing, defining boundary conditions and materials properties, analysis was performed with the aid of ABAQUS.

**Results:** Maximum Von-Mises stress of 38.9 MPa during anterior loading was located in peri-implant bone of anterior implants but maximum strain was observed in peri-implant bone of posterior implants. In posterior loading, maximum stress (77.3 MPa) was in peri-implant bone of posterior implant which was next to the place of load insertion. Maximum strain was found in the same area.

**Conclusion:** During posterior loading, significant amount of strain was observed in peri-implant bone of posterior angulated implant. As a result, there was a possibility of resorption in this area. During anterior loading, detected stress and strain was absolutely favorable.

**Key Words:** Implant; Finite element analysis; Stress distribution

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2010;23(2):104-112

### چکیده

**زمینه و هدف:** طرح All-on-4 با ویژگی‌های منحصر بفرد خود برای بازسازی فک پایین بی‌دندان مناسب به نظر می‌رسد. مسلماً بررسی چگونگی توزیع تنش و کرنش این طرح، می‌تواند در کنار مطالعات کلینیکی قدمی در جهت انتخاب طرح درمان مناسب باشد. هدف از این مطالعه تحلیل اجزای محدود، تعیین توزیع تنش و کرنش استخوان اطراف ایمپلنت در طرح All-on-4 در مندیبل بی‌دندان بود.

**روش بررسی:** مدل سه بعدی فک پایین با استفاده از داده‌های حاصل از CT-Scan تهیه شد. ایمپلنت ۴×۱۳/۵ میلی‌متر Nobel Biocare نیز مدل سازی شد. ایمپلنت‌های خلفی با زاویه ۴۵ درجه و قدامی‌ها به صورت عمودی و موازی در فک پایین بی‌دندان جایگذاری شدند. ایمپلنت‌ها با بارتیتانیومی و آکریل اسپلینت شدند. نیرو در دو حالت ۱۷۸ N در قدام و ۳۰۰ N در اولین مولر سمت چپ اعمال گردید. پس از مش‌بندی، تعریف خصوصیات مواد و شرایط مرزی، تحلیل توسط نرم‌افزار ABAQUS انجام گرفت.

+ مؤلف مسؤول: نشانی: تهران- خیابان سعدی شمالی- بیمارستان امیر اعلم- مرکز تحقیقات گوش و حلق و بینی  
تلفن: ۰۹۱۲۶۲۱۰۶۷۹ نشانی الکترونیک: borghei1984@yahoo.com

**یافته‌ها:** میزان تنش Von-Mises و کرنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها تعیین شد. به هنگام بارگذاری قدامی، حداکثر تنش (3/8/9 MPa) در اطراف ایمپلنت‌های قدامی و به هنگام بارگذاری خلفی، حداکثر تنش (7/7/3 MPa) در اطراف ایمپلنت‌های خلفی نزدیک به محل اعمال نیرو متمرکز بود. حداکثر کرنش در بارگذاری خلفی، اطراف ایمپلنت نزدیک محل اعمال نیرو و هنگام بارگذاری قدامی اطراف ایمپلنت‌های خلفی دیده شد.

**نتیجه‌گیری:** در هنگام بارگذاری خلفی، مقدار قابل توجه کرنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌های خلفی زاویه‌دار مشاهده شد. در نتیجه در این ناحیه احتمال تحلیل استخوان وجود دارد. این در حالی است که به هنگام بارگذاری قدامی، مقادیر تنش و کرنش بدست آمده مطلوب بود.

**کلید واژه‌ها:** ایمپلنت؛ آنالیز اجزای محدود؛ توزیع تنش

وصول: ۸۸/۱۱/۳۰ اصلاح نهایی: ۸۹/۰۳/۱۳ تأیید چاپ: ۸۹/۰۴/۲۰

## مقدمه

مطالعات طولانی مدت نشان داده‌اند که می‌توان از ایمپلنت‌ها برای بازسازی فک‌های بی‌دندان استفاده کرد (۱). اما کمبود استخوان می‌تواند مشکلاتی در محل‌هایی که ایمپلنت نزدیک ساختارهای آناتومیک مثل عصب آلوئولار دندانی تحتانی فک پایین گذاشته می‌شود، ایجاد کند (۲). بعلاوه فک پایین در ناحیه بین دو سوراخ چانه‌ای، در برابر Flexure و پیچش نسبتاً با ثبات است بنابراین قرار دادن ایمپلنت در قدام فک پایین محل ایده آلی از نظر آناتومیک می‌باشد (۳).

در طرح کلاسیک بازسازی کامل فک پایین به وسیله پروتز ثابت متکی بر ایمپلنت به توصیه Branemark و همکاران (۴) شش ایمپلنت در فک بی‌دندان در بین سوراخ‌های چانه‌ای قرار داده می‌شود. اما مطالعات بعدی و شواهد کلینیکی حاکی از آن بود که می‌توان تعداد کم‌تری ایمپلنت را جهت ساپورت پروتز ثابت با موفقیت به کار برد، به شرطی که کمیت استخوان اجازه قراردادن ایمپلنت‌های با طول حداقل ۱۰ میلی‌متر را بدهد. در مطالعه بالینی که توسط Eliasson و همکاران (۵) انجام گرفت، دیده شد که اگر طول ایمپلنت‌ها از ۱۰ میلی‌متر بیشتر باشد می‌توان فک پایین بی‌دندان را با پروتز ثابت متکی بر چهار ایمپلنت بازسازی کرد.

او و همکارانش طی مطالعه دیگری استفاده از دو ایمپلنت برای ساپورت پروتز ثابت متکی به ایمپلنت را قابل مقایسه با ساپورت سه ایمپلنت از نظر تظاهرات بالینی دانستند (۶). همچنین Vasconcellos و همکاران (۱) طرح Speed Master که شامل قراردادی چهار ایمپلنت موازی بین دو سوراخ چانه‌ای بود را ارائه دادند و این درمان را انتخابی قابل اعتماد دانستند. در سال ۲۰۰۳ Malo و همکاران (۷) با یک مطالعه کلینیکی، طرح All-on-4 را ارائه دادند.

این طرح با تغییر زاویه قرارگیری ایمپلنت‌های خلفی، امکان قرارگیری خلفی‌تر آن‌ها و استفاده از ایمپلنت‌هایی با طول بیشتر و بدون درگیری با سوراخ چانه‌ای را فراهم می‌آورد. با قراردادن چهار ایمپلنت، تعداد ۱۲ دندان در فک پایین بی‌دندان تعبیه می‌شود. با طول کانتی لور کوتاه‌تر در این طرح، می‌توان از پروتز تمام آکریلی استفاده نمود (۸). چهار اباتمنت استفاده شده در این طرح شامل دو اباتمنت مرکزی مستقیم در دو طرف سمفیز و دو اباتمنت خلفی با زاویه حداکثر ۴۵ درجه می‌باشد که در صورت افزایش زاویه به بیش از ۳۰ درجه ایمپلنت‌ها باید به هم متصل شوند. برای ایمپلنت‌های خلفی Access hole screw در ناحیه مولر اول، پره مولر دوم یا پره مولر اول تعبیه می‌شود (۸).

مطالعات متعددی جهت بررسی اثرات زاویه دادن به ایمپلنت انجام شده است. عده ای آن را سبب افزایش تنش‌ها دانسته‌اند (۹-۱۱) و بعضی آن را برای تنش کمتر در ناحیه کرسنال سطح تماس استخوان - ایمپلنت مفید خواندند (۱۲). در تحقیق‌های کلینیکی نیز نرخ ماندگاری یکسان بین ایمپلنت‌های مستقیم و زاویه دار بدست آمده است (۱۳-۱۵).

آنالیز اجزای محدود برای مواردی که در *in vivo* مشکل اندازه‌گیری می‌شوند، می‌تواند وضعیت مکانیکی مواد زیستی و بافت‌های انسانی را به خوبی تشریح کند (۱۶). در سال ۱۹۷۶، Weinstein و همکاران (۱۷) برای اولین بار از آنالیز اجزای محدود در ایمپلنت‌های دندانی استفاده کردند. در ادامه آنالیز اجزای محدود به سرعت در این زمینه به کار برده شد.

اصلی‌ترین مشکل در شبیه‌سازی رفتار مکانیکی ایمپلنت‌های دندانی، مدل کردن بافت استخوان و پاسخ آن به نیروی‌های مکانیکی وارد شده می‌باشد. تصمیمات دقیقی باید برای تحقق مدل سازی و

ضروری می‌باشد. از این رو یک نمونه ایمپلنت Branemark System (MKIII Groovy, Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) توسط Coordinate Measuring Machine (CMM) اندازه‌گیری و ابعاد مورد نیاز جهت مدل سازی در نرم افزار SolidWorks 2007 استفاده گردید. ایمپلنت طی ۳ مرحله مدل سازی گردید. در مرحله اول قالب کلی ایمپلنت به صورت استوانه‌ای مدل شد و بعد محل پیچ‌ها با فاصله ۰/۶ میلی‌متر و عمق ۰/۳۸ میلی‌متر و شیب سطوح تحت فشار ۳۰ درجه نسبت به محور عمودی مشخص گردید. در ادامه مدل سازی، به صورت دستی، در محل‌های مورد نظر، برش روی قالب داده شد، بدین صورت که در هر مرحله طبق مورفولوژی بدست آمده از عکس صنعتی و ابعاد حاصل از آن، محل برش‌ها روی تنه اصلی ایمپلنت مشخص شده و قسمت‌های اضافی از بدنه حذف می‌گردید.

در این تحقیق از دو نوع اباتمنت استفاده شد:

۱- مستقیم (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) و ۲- ۴۵ درجه Multi unit. اباتمنت‌ها نیز ابتدا توسط CMM اندازه‌گیری شدند. با کمک اطلاعات حاصل، مدل سازی مانند روش مدل سازی ایمپلنت‌ها، در نرم‌افزار SolidWorks 2007 انجام گرفت. ایمپلنت‌ها با طرح All-on-4 که توسط Malo و همکاران (۷) برای بازسازی فک پایین بی‌دندان، ارائه شده است در داخل استخوان فک قرار داده شدند. در این طرح ۴ ایمپلنت وجود دارد که محل قرارگیری آنها بدین شرح است: دو ایمپلنت خلفی با زاویه ۴۵ درجه به گونه‌ای که ناحیه اپیکال آنها از سوراخ چانه‌ای ۵ میلی‌متر قدام‌تر و ناحیه کرسنال ایمپلنت بین دندان‌های ۵ و ۶ باشد. دو ایمپلنت قدامی هم در محل دندان‌های ۲ قرار گرفتند، به گونه‌ای که فاصله آن‌ها از هم ۱۷/۵ میلی‌متر و فاصله ناحیه کرسنال آنها و ایمپلنت‌های خلفی در سمت راست ۱۵/۵ میلی‌متر و در سمت چپ ۱۵ میلی‌متر بود. روی ایمپلنت‌های خلفی اباتمنت ۴۵ درجه و روی ایمپلنت‌های قدامی اباتمنت مستقیم قرار گرفت. سوپراستراکچر از فریم تیتانیومی به ابعاد ۵ میلی‌متر در ۵ میلی‌متر و آکريل به ضخامت ۵ میلی‌متر روی آن مدل شد. تا کل ارتفاع سوپراستراکچر ۱۰ میلی‌متر در نظر گرفته شود. این طرح منطبق بر طرح پروتز Basic ارائه شده توسط بروشور کارخانه Noble Biocare می‌باشد (۸). طول کانتی لور خلفی در هر طرف حدود ۱۰/۵ میلی‌متر بود (شکل ۱).

تحلیل اتخاذ شود. بعضی از این تصمیمات، که روی نتایج آنالیز اجزای محدود تأثیرات زیادی می‌گذارند به قرار زیر می‌باشند:

۱- مدل سازی دقیق و با جزئیات استخوان و ایمپلنت ۲- تعریف خصوصیات مواد ۳- تعیین شرایط مرزی و ۴- تعریف سطح تماس استخوان- ایمپلنت (۱۷).  
مطالعه حاضر با هدف تعیین توزیع تنش و کرنش اطراف استخوان ایمپلنت‌ها در طرح All-on-4 طرح‌ریزی شد.

## روش بررسی

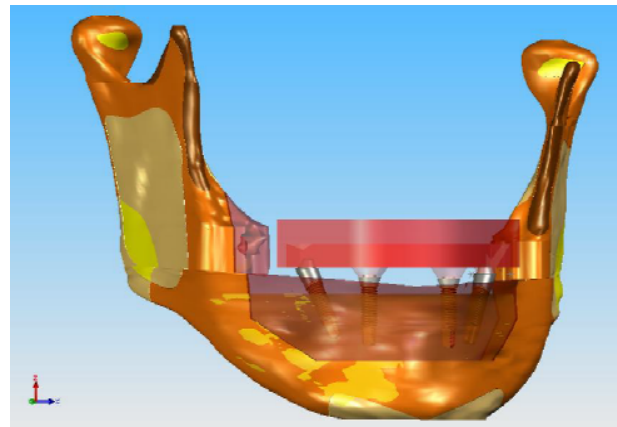
جهت ساخت مدل سه بعدی فک پایین، از داده‌های حاصل از CT-Scan مجموعه مردی ۲۴ ساله که به تازگی فوت شده بود، استفاده گردید. در این مطالعه از اطلاعات مربوط به فک پایین که شامل مقاطعی با فواصل ۰/۵ میلی‌متر بود، استفاده شد. داده‌ها به نرم‌افزار Mimics version 8.1.1 (Materialise, Leuven, Belgium) منتقل شدند.

کامپیوتر مورد استفاده در مطالعه حاضر، یک دستگاه Pentium IV با سرعت ۲/۴ GHz و حافظه یک GB بود که سیستم عامل Windows XP روی آن نصب شده بود. پس از انتقال داده‌های CT-Scan به نرم‌افزار Mimics تغییراتی روی این داده‌ها انجام شد. داده‌های مربوط به دندان‌های بیمار، از داده‌های اولیه حذف گردید. این عمل نیز به وسیله نرم‌افزار Mimics انجام شد و حفرات باقیمانده در استخوان فک که مربوط به ریشه‌های دندانی می‌باشند، توسط استخوان اسفنجی پر شد و در قسمت فوقانی حفره، استخوان کورتیکال مدل سازی گردید. با در نظر گرفتن ضخامت استخوان در فوقانی‌ترین قسمت صفحات باکال و لینگوال، ضخامت در قسمت کرسنال تعیین شد. ضخامت متوسط استخوان کورتیکال در این نواحی ۱/۵ میلی‌متر بود.

فایل خروجی از نرم‌افزار Mimics به گونه‌ای است که قابلیت انتقال به نرم‌افزارهای تحلیل المان محدود را ندارد، بنابراین باید ابتدا این فایل را به یک نرم‌افزار مدل ساز مانند SolidWorks (SolidWorks® Office Premium 2007 SP3.1, SolidWorks Corporation, Concord, MA, USA) منتقل کرد.

برای مدل سازی ایمپلنت اندازه‌گیری این قطعه به صورت دقیق

محل‌های سطح تماس و لبه‌های تیز انجام گرفت. بدین نحو که مش در ناحیه سطح تماس استخوان و ایمپلنت (نواحی بحرانی) به صورت دستی و کوچک‌تر و در نواحی که اهمیت کمتری در این مطالعه داشتند، درشت‌تر بود. بدین ترتیب، مدل دارای ۴۷۹۵۶۵ المان، ۸۸۵۰۸۹ گره و ۰/۵۶٪ Warning گردید و المان معیوب وجود نداشت. در این مطالعه مش و حل به صورت خطی تعریف شد. در مش غیرخطی، معادله مفسر خطی نیست. به عنوان مثال می‌توان میله‌ای را فرض کرد که از یک طرف ثابت و از سمت دیگر به آن نیرو وارد می‌شود. میله خم شده و به صورت یک خط منحنی در می‌آید. حال این منحنی را به هزاران خط کوچک تقسیم می‌کنیم (انجام مش‌بندی). برای بررسی نیروها در هر خط کوچک (مش) فقط اطلاعات ابتدا و انتهای آن (گره) در دسترس است و معادله‌ای خطی داریم، ولی در صورت در نظر گرفتن یک گره در وسط می‌توان اطلاعات بیشتری کسب کرد. در این صورت معادله غیرخطی خواهیم داشت. پس از مش‌بندی مدل، اطلاعات مربوط به خصوصیات مواد وارد شد (جدول ۱). در مورد خصوصیات استخوان، در مطالعه حاضر استخوان به صورت هموزن با ایزوتروپی عرضی (Transverse isotropic) و Linear elastic در نظر گرفته شد (جدول ۲).



شکل ۱- تصویر مدل سه بعدی فک پایین با طرح All-on-4 و سوپراستراکچر

البته برای جایگذاری ایمپلنت‌ها توجه شد که حداقل ۱ میلی‌متر استخوان کورتیکال در اطراف ایمپلنت موجود باشد و زاویه قرارگیری با توجه به استخوان فک طوری تنظیم شد تا موجب خروج ایمپلنت از استخوان نشود.

محیط قوس سوپراستراکچر ۸۵ میلی‌متر بود. یعنی ابعاد ۶ دندان طبق اطلاعات موجود در کتب آناتومی در هر نیم فک بازسازی شد. مدل به نرم افزار ABAQUS/Standard version 6.7/1 (ABAQUS, Inc, Pawtucket, RI) منتقل شد.

مش در این تحقیق به صورت Tetrahedral (چهار وجهی) زده شد و جهت شناخت المان معیوب از پیش فرض نرم‌افزار ( $5^\circ < \dots < 170^\circ$ ) استفاده گردید. همچنین المان‌های با طول بیشتر از ۱ میلی‌متر و کمتر از ۰/۰۱ میلی‌متر نیز، معیوب محسوب می‌شدند. در مطالعه حاضر، مش‌بندی با رعایت کوچک کردن اندازه المان‌ها در

جدول ۱- خصوصیات مکانیکی تیتانیوم و آکریل

	E*(Pa)	$\nu^{**}$
Ti (implant) <sup>(۱۷)</sup>	$1/17 \times 10^{11}$	۰/۳۳
Ti (beam) <sup>(۱۸)</sup>	$1/10 \times 10^{11}$	۰/۳
Acryl <sup>(۱۹)</sup>	$2/7 \times 10^3$	۰/۳۵

\*Elastic modulus

\*\*Poisson's ratio

جدول ۲- خواص مکانیکی استخوان اسفنجی و کورتیکال در جهات مختلف (۲۰)

	استخوان اسفنجی	استخوان کورتیکال
$E_x$ (MPa)	۱۱۴۸	۱۲۶۰۰
$E_y$ (MPa)	۲۱۰	۱۲۶۰۰
$E_z$ (MPa)	۱۱۴۸	۱۹۴۰۰
$G_{xy}$ (MPa)	۶۸	۴۸۵۰
$G_{yz}$ (MPa)	۶۸	۵۷۰۰
$G_{xz}$ (MPa)	۴۳۴	۵۷۰۰
$\nu_{yx}$	۰/۰۱	۰/۳
$\nu_{zy}$	۰/۰۵۵	۰/۳۹
$\nu_{zx}$	۰/۳۲۲	۰/۳۹
$\nu_{xy}$	۰/۰۵۵	۰/۳
$\nu_{yz}$	۰/۰۱	۰/۲۵۳
$\nu_{xz}$	۰/۳۲۲	۰/۲۵۳

جدول ۳- مقادیر حداکثر تنش Von-Mises در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها (MPa)

مدل	ایمپلنت	۱ (ایمپلنت خلفی چپ)	۲ (ایمپلنت قدامی چپ)	۳ (ایمپلنت قدامی راست)	۴ (ایمپلنت خلفی راست)
AA		۱۶/۳	۳۸/۹	۲۶/۹	۱۹/۴
AP		۷۷/۳	۱۰/۱۱	۲۳/۳	۱۷/۲۷

راست به ترتیب با شماره‌های ۱، ۲، ۳ و ۴ نامگذاری شدند و برای مدل با بارگذاری قدامی علامت (All-on-4, Anterior) AA و برای بارگذاری خلفی (All-on-4, Posterior) AP استفاده شد.

جهت مشاهده بهتر نحوه توزیع تنش Von-Mises اطراف استخوان هر ایمپلنت، پس از حذف داده‌های مربوط به ایمپلنت و سوپراستراکچر، مقطعی از محل حداکثر تنش زده شد. در هر دو نوع اعمال نیرو، حداکثر تنش Von-Mises، در ناحیه گردن ایمپلنت‌ها و در استخوان کورتیکال بود و تنش بسیار کمی در استخوان اسفنجی دیده شد. میزان حداکثر تنش Von-Mises در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها در جدول ۳ درج گردیده است.

در مدل AA، بیشترین میزان تنش به جز نواحی تکیه گاه، در استخوان کورتیکال دیستوفاسیال برای ایمپلنت‌های قدامی (AA<sub>2</sub>, AA<sub>3</sub>) و ناحیه دیستولینگوال ایمپلنت‌های خلفی (AA<sub>1</sub>, AA<sub>4</sub>) می‌باشد. حداکثر مقدار تنش Von-Mises در ناحیه گردن ایمپلنت AA<sub>2</sub> دیده می‌شود.

در مدل AP، بیشترین میزان تنش Von-Mises در استخوان کورتیکال دیستوفاسیال اطراف ایمپلنت AP<sub>1</sub> مشاهده گردید. همچنین افزایش تنش در استخوان کورتیکال مزیوفاسیال ایمپلنت AP<sub>3</sub> نیز مشاهده شد. حداکثر تنش مربوط به دو ایمپلنت AP<sub>2</sub> و AP<sub>4</sub> در استخوان کورتیکال اطراف این دو ایمپلنت و به ترتیب در نواحی دیستوفاسیال و دیستال دیده شد. از ۱۲ رنگ متفاوت برای اشاره به مقادیر به خصوص تنش Von-Mises استفاده شده است. به این ترتیب که رنگ قرمز بیشترین نواحی تنش و رنگ آبی کمترین مقدار آن را نشان می‌دهد. شکل ۲ توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت AP<sub>1</sub> را نشان می‌دهد.

برای کرنش نیز با مقطع زدن و حذف کل داده‌ها به جز داده‌های مربوط به استخوان، مشاهده هرچه بهتر محل و اندازه حداکثر آن میسر گردید. در مطالعه کرنش مدل AA بیشترین میزان کرنش در اپیکال

در جداول فوق، "E" نشانه الاستیک مدولوس، "G" نشانه Shear Modulus و "ν" علامت Poisson's Ratio می‌باشد.

کامپیوتر دیگر مورد استفاده در این تحقیق، یک دستگاه کامپیوتر با Core-2-DU CPU و 2 GB RAM بود که سیستم عامل Windows XP روی آن نصب شده بود.

در این مطالعه، نیرو به صورت بردارهای فشاری در یک سطح مقطع کوچک به سطح اکلوزال سوپراستراکچر اعمال شد. مجموع نیروی وارد شده در هر مدل، در ۲ حالت در نظر گرفته شد: ۱- نیروی ۳۰۰ نیوتن، به صورت سه بردار ۱۰۰ نیوتنی به ناحیه مولر اول سمت چپ در یک سطح مقطع به شعاع ۲ میلی‌متر. ۲- نیروی ۱۷۸ نیوتنی، به صورت دو بردار ۸۹ نیوتنی موازی با یکدیگر در هر طرف خط میدلاین قوس.

برای ساده سازی مدل، اطلاعات مربوط به تنه راموس، کنديل و زائده کروئوئید حذف گردید. بدین صورت که فک پایین در ناحیه گونیال با زاویه ۴۵ درجه برش داده شد. تکیه گاه‌های تعریف شده در این مطالعه، همین سطح مقطع خلف فک پایین بود. بدین ترتیب که مدل در این سطح، امکان حرکت و چرخش در هیچ جهتی را نداشت.

اتصال استخوان و ایمپلنت به صورت ۱۰۰٪ در نظر گرفته شد. اتصال اباتمنت- ایمپلنت و اباتمنت- سوپراستراکچر نیز به صورت اتصالی محکم مدل شد، مانند این که این دو به وسیله سمان با هم در ارتباط باشند و آزادی حرکت وجود ندارد ولی به علت ضخامت کم سمان، خصوصیات فیزیکی آن وارد مطالعه نشد. پس از تحلیل مدل که حدود ۲۵ دقیقه به طول انجامید، تنش Von-Mises و کرنش اندازه‌گیری شد.

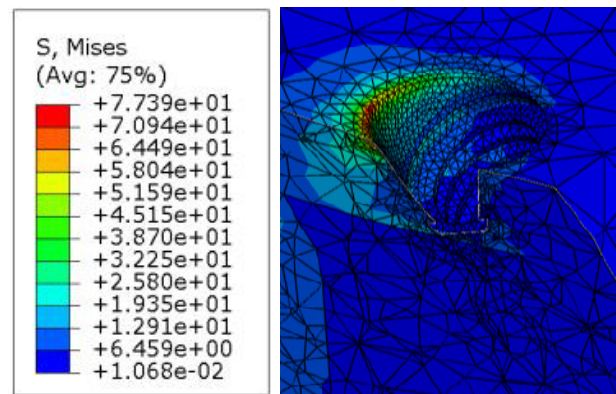
## یافته‌ها

توزیع تنش Von-Mises و کرنش در نواحی مختلف بررسی شد. برای اشاره آسان‌تر به هر ایمپلنت در هر دو مدل، ایمپلنت‌ها از چپ به

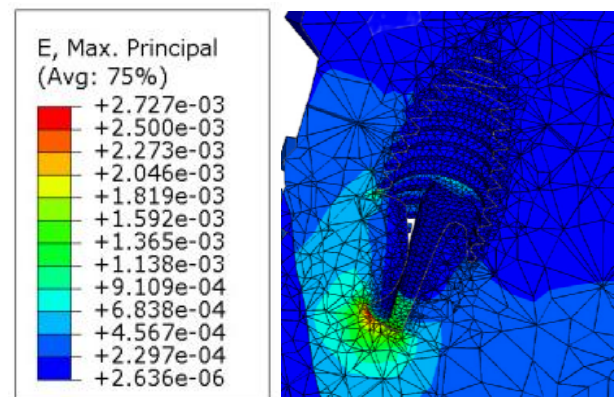
جدول ۴- مقادیر حداکثر کرنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها (Microstrain)

مدل	ایمپلنت	۱ (ایمپلنت خلفی چپ)	۲ (ایمپلنت قدامی چپ)	۳ (ایمپلنت قدامی راست)	۴ (ایمپلنت خلفی راست)
AA		۲۷۰۰	۲۱۳۰	۲۳۰۰	۲۶۴۰
AP		۹۸۵۰	۸۴۰	۳۵۰۰	۲۴۱۰

ایمپلنت‌ها و حداکثر مقدار آن در ایمپلنت AA<sub>1</sub> محاسبه گردید. در جدول ۴ حداکثر مقدار کرنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها آمده است. شکل ۳ نشان‌گر نحوه توزیع کرنش در استخوان اطراف ایمپلنت AA<sub>1</sub> است.



شکل ۲- تصویر توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت AP<sub>1</sub>



شکل ۳- تصویر توزیع کرنش در استخوان اطراف ایمپلنت AA<sub>1</sub>

و آزمایشات مکانیکال همراه کرد. همچنین در این مطالعه استواینتریژیشن به صورت کامل در نظر گرفته شد. درجه استواینتریژیشن در کلینیک مختلف است. مقادیر تنش بالاتر با کاهش درصد استواینتریژیشن رخ می‌دهد. برای مثال، در مقایسه با استواینتریژیشن ۱۰۰٪، استواینتریژیشن ۸۳/۳٪ افزایش ۵٪ در مقدار حداکثر تنش را نشان می‌دهد (۲۱). از طرفی، در این مطالعه نیرو عمود بر سطح سوپراستراکچر وارد شد. در واقعیت، نیروهای اکلوزالی علاوه بر اجزای عمودی دارای اجزای افقی نیز می‌باشند (۲۲). تولید المان معیوب در نوع شش وجهی کمتر است. اما در مدل حاضر، امکان مش شش وجهی وجود نداشت. چون هندسه فک بسیار پیچیده است و در صورت داشتن المان مکعبی (شش وجهی) برای رسیدن به دقت بالا باید تعداد Node را افزایش داد و المان‌های بسیار ریزی تعریف کرد که در نتیجه خطای عددی افزایش می‌یابد. در نتیجه المان در این مطالعه از نوع چهار وجهی انتخاب شد. با این وجود در مطالعه حاضر، از مدل سه بعدی استفاده شد. در مدل‌های دو بعدی، ایمپلنت در صفحه بزرگ‌ترین قطر مش مدلی می‌شود یعنی در محکم‌ترین سطح خود، اما در مدل‌های سه بعدی مدل سازی به واقعیت نزدیک‌تر است. در تحقیق حاضر ایمپلنت با در نظر گرفتن کلیه پیچ‌ها و شیارها مدل شد. هر چند که در بسیاری مطالعات با ساده سازی و به صورت استوانه‌ای مدل شده که نمی‌توانند مطالعه صحیحی محسوب شوند (۲۳). در نظر گرفتن ایمپلنت استوانه‌ای با سطح صاف منجر به تولید تنش کمتر از حد انتظار در سطح تماس استخوان- ایمپلنت می‌شود. حتی مدل سازی ایمپلنت دو بعدی با شیارها، بهتر از مدل سازی سه بعدی آن بدون در نظر گرفتن این ملاحظات است (۲). همچنین در این مطالعه به علت اعمال نیروی یک طرفه در خلف و در نتیجه ناقرینه بودن مدل، کل فک پایین مدل گردید. این مطالعه تا حدی با در نظر گرفتن Flexure فک پایین انجام گرفت. به علت آزاد گذاشتن Node های لبه تحتانی فک پایین، حرکت آنها امکان‌پذیر بود.

## بحث و نتیجه‌گیری

در مطالعه حاضر، توزیع تنش استخوان اطراف ایمپلنت در طرح All-on-4 به روش اجزای محدود مورد بررسی قرار گرفت. محدودیت‌های این مطالعه شامل موارد زیر می‌باشد: این که مدل مورد بررسی، یک مدل تئوریکال است و باید نتایج آن را با مطالعات کلینیکی

تنش را به خود اختصاص می‌دهد. به علت تمایل فاسیال محل اعمال نیرو در خلف ایمپلنت شماره ۱، این حداکثر تنش در استخوان اطراف ایمپلنت در ناحیه دیستوفاسیال و در استخوان کورتیکال اطراف گردن ایمپلنت قرار دارد. در مطالعات گذشته نیز، بیشترین مقادیر تنش همواره در استخوان اطراف ایمپلنت نزدیک‌تر به محل اعمال نیرو و در استخوان کورتیکال اطراف گردن آن بود (۲۶).

در ایمپلنت AP<sub>3</sub> افزایش تنش مشاهده می‌شود. در این حالت ایمپلنت‌های ۲ و ۴ مانند تکیه‌گاهی برای یک محور مجازی بین ایمپلنت‌های ۱ و ۳ عمل می‌نمایند، به این صورت که با فشردن محل ایمپلنت ۱ با توجه به فاصله ایمپلنت ۱ از تکیه‌گاهی که بین ایمپلنت‌های ۲ و ۴ تشکیل می‌شود، مقدار متناسبی از نیرو به ایمپلنت شماره ۳ وارد می‌آید.

در مطالعه Zampelis و همکاران (۲) بیان شد که تنش استخوان اطراف ایمپلنت‌هایی که با تمایل دیستال در پروتز ثابت اسپلینت شده‌اند، در مقایسه با ایمپلنت‌های معمولی و عمودی افزایش نمی‌یابد. وی همچنین مزایایی برای استفاده از اباتمنت‌های زاویه‌دار و در نتیجه جایگذاری خلفی‌تر آنها به جای گسترش کانتی لور قائل شد. گرچه مطالعه او به صورت دو بعدی و با ساده سازی طرح ایمپلنت و مدل سازی آن به صورت استوانه و استخوان اطراف ایمپلنت به صورت یک بلوک مستطیلی شکل انجام گرفته بود. همچنین در این مطالعه فقط از ۲ ایمپلنت برای مدل سازی استفاده شده بود.

در مطالعه Satoh و همکاران (۲۷) نیز بیان شد که زاویه دادن به ایمپلنت منجر به افزایش تنش در استخوان نمی‌شود. البته در این مطالعه نیرو در راستای محور طولی ایمپلنت‌های زاویه‌دار اعمال شده بود.

در بررسی کرنش، به علت الاستیک مدولوس کم استخوان اسفنجی در مقابل الاستیک مدولوس بالای استخوان کورتیکال، حداکثر کرنش در استخوان اسفنجی و در استخوان اطراف ناحیه آپیکال ایمپلنت مشاهده گردید. در مدل AA به علت زاویه‌دار بودن دو ایمپلنت خلفی کرنش آنها از کرنش دو ایمپلنت قدامی فزونی یافته است، اما تمامی مقادیر کرنش در حد مطلوب تئوری Frost قرار دارند. با زاویه‌دار شدن ایمپلنت به هنگام بارگذاری روی کانتی لور، کرنش قابل توجهی در استخوان اطراف ایمپلنت خلفی نزدیک به محل اعمال نیرو (AP<sub>1</sub>)

حداکثر تنش Von-Mises در مدل با بارگذاری قدامی، در ناحیه دیستوفاسیال گردن دو ایمپلنت قدامی دیده شد. علت این افزایش تنش را می‌توان در Flexure فک پایین جستجو کرد. به علت Rigid بودن سوپراستراکچر و عدم تبعیت آن از حرکات فک، با اعمال نیرو، فک دچار تغییرات ابعادی و انقباض در ناحیه آلوئول می‌شود (۲۴). چون سوپراستراکچر Rigid است، تنش در سطوح دیستال متمرکز می‌شود. در ایمپلنت‌های AA<sub>1</sub> و AA<sub>4</sub> به علت زاویه‌دار بودن قرارگیری ایمپلنت درون استخوان، علاوه بر نیروی فشاری اعمال شده بر روی سوپراستراکچر، گشتاور یا ممان خمشی (Moment) در طول ایمپلنت ایجاد می‌شود. البته لازم به ذکر است که ممان (گشتاور) خمشی همیشه منجر به ایجاد کرنش بیشتری در جسم نسبت به نیروی فشاری می‌شود. مثال واضح آن در زندگی روزمره، نحوه شکستن قطعه‌ای گچ یا تکه چوبی است که همواره افراد جهت تحقق این منظور به جای اعمال نیروی کششی (Tension) و یا فشاری (Compression) در دو سمت تکه چوب یا گچ، با ایجاد فشار در مرکز جسم و اهرم قرار دادن دو انتهای آن باعث خرد شدن و شکستن چوب یا گچ می‌گردند، یعنی از گشتاور خمشی استفاده می‌کنند.

افزایش تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها، در اثر زاویه دار شدن آنها نسبت به ایمپلنت‌هایی که به صورت مستقیم جایگذاری شده بودند در مطالعات Federick و Caputo (۹)، Clelland و Gilat (۱۱) و Clelland و همکاران (۲۵) Watanabe و همکاران (۱۰) مشاهده شده است. البته دو مطالعه اول به روش فتوالاستیک انجام شده و مطالعه Clelland و همکاران (۲۵) با آنالیز اجزای محدود سه بعدی در قدام فک بالا بوده است.

در مطالعه Watanabe و همکاران (۱۰) نیز قطعه‌ای از استخوان فک پایین در ناحیه دندان مولر اول با تکیه گاه قرار دادن یک سوم بازال استخوان کورتیکال مدل سازی شد و نیروی ۱ Kg به سطح اکلوزال دندان وارد گردید.

تفاوت در مقدار تنش دو ایمپلنت AA<sub>2</sub> و AA<sub>3</sub> احتمالاً به علت تفاوت‌هایی است که در محل قرارگیری آنها نسبت به محل اعمال نیرو وجود دارد و همچنین نبود شکل و مورفولوژی کاملاً قرنیه در فک پایین می‌تواند منجر به بروز چنین تفاوت‌هایی گردد.

در بررسی تنش Von-Mises مدل AP، ایمپلنت AP<sub>1</sub> بیشترین

Bevilacqua و همکاران هیچ توجهی به Flexure فک پایین نشده بود و همچنین محل تکیه‌گاه ذکر نگردیده بود. ولی مطالعه حاضر مدل سازی با در نظرگیری Flexure فک پایین انجام گرفته بود. در مطالعه Bevilacqua و همکاران از اعمال نیروی ۱۵۰ N در دیستال کانتی لور به عنوان Biting force استفاده شده بود و همچنین طول کانتی لور در مدل با ایمپلنت‌های خلفی با زاویه ۴۵ درجه، ۵ میلی‌متر بود. این در حالی است که طول کانتی لور در مطالعه حاضر ۱۰/۵ میلی‌متر محاسبه شد.

در مطالعات آینده می‌توان نتایج این تحقیق را با مدل‌هایی که اعمال نیرو به صورت ترکیبی از اجزای عمودی و افقی است مقایسه کرد. همچنین می‌توان برای مدل سازی فک پایین از داده‌های CT-Scan چندین فرد استفاده نمود تا مدل دقیق و جامع‌تری بدست آید.

با توجه به محدودیت‌های این مطالعه، بر اساس نتایج حاصله کرنش استخوان اطراف ایمپلنت‌های خلفی، احتمال تحلیل در این ناحیه هنگام اعمال نیروی خلفی را نشان می‌دهد اما به هنگام اعمال نیروی قدامی، کرنش ایجاد شده در حد مطلوب است. با توجه به نرخ ماندگاری بالای طرح All-on-4 در مطالعه کلینیکی اولیه و با توجه به نتایج مطالعه حاضر انجام مطالعات بیشتر کلینیکی و مدل سازی ضروری به نظر می‌رسد.

### تشکر و قدردانی

با تشکر از دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران که این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی مصوب به شماره قرارداد ۱۳۲/۸۷۶۶ مورخ ۱۳۸۶/۱۲/۲۱ می‌باشد.

دیده شد. پیدایش کرنشی معادل ۹۸۵۰ microstrain اطراف این ایمپلنت، این ناحیه را بر طبق طبقه‌بندی Frost در مرحله بارگذاری پاتولوژیک قرار می‌دهد. یعنی احتمال تحلیل استخوان ناحیه کرسنال و گاهی تشکیل استخوان Woven نیز وجود دارد. طبق تئوری Frost (۲۸) نیروهایی که حداکثر کرنش کمتر از ۱۵۰۰ microstrain می‌کنند باعث Remodeling استخوان نمی‌شوند و کرنش زیر ۱۰۰-۳۰۰ microstrain منجر به تحلیل استخوان می‌شود. کرنش‌های بین ۱۵۰۰ - ۳۰۰۰ microstrain باعث افزایش توده استخوانی و تغییر شکل‌های بالای ۴۰۰۰ microstrain پاتولوژیک محسوب می‌شود.

این تئوری به طور اعم بر این ایده استوار است که کرنش ایجاد شده در استخوان بر اثر نیروهای مکانیکی برای کنترل مراحل Modeling و Remodeling استخوان بسیار اهمیت دارد (۲۹).

با دور شدن از محل اعمال نیرو مقادیر کرنش کاهش می‌یابد. در ایمپلنت AP<sub>3</sub> افزایش کرنش مانند آنچه در بررسی تنش ذکر شد مشاهده می‌گردد که علت احتمالی را می‌توان به همان دلیل افزایش تنش در این ناحیه نسبت داد. در مطالعه Clelland و همکاران (۲۵) نیز با زاویه‌دار شدن اباتمنت، مقادیر کرنش کششی افزایش یافته که این افزایش مقدار کرنش در استخوان اسفنجی دیده می‌شود.

در مطالعه Bevilacqua و همکاران (۳۰) که فک پایین بی‌دندان به صورت سه بعدی با ۴ ایمپلنت بین دو سوراخ چانه‌ای مدل شد، با افزایش زاویه ۲ ایمپلنت خلفی به ۴۵ درجه و ثابت نگه داشتن طول قوس سوپراستراکچر (و در نتیجه کاهش طول کانتی لور از ۱۵ به ۵ میلی‌متر)، کاهش تنش Von-Mises در دو ایمپلنت قدامی مشاهده شد، که هم راستای نتایج مطالعه حاضر می‌باشد. البته در مطالعه

### منابع:

- 1- Klee de Vasconcellos D, Bottino MA, Saad PA, Faloppa F. A new device in immediately loaded implant treatment in edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(4):615-22.
- 2- Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2007;97(6 Suppl):S35-43.
- ۳- میش کارل. پروتز ایمپلنت‌های دندانی میش ۲۰۰۵. تهران: انتشارات شایان نمودار؛ ۱۳۸۵.
- 4- Branemark PI, Svensson B, Van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res.* 1996;(4):227-31.
- 5- Eliasson A, Palmqvist S, Svenson B, Sondell K. Five-year results with fixed complete-arch mandibular prostheses supported by 4 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):505-10.
- 6- Eliasson A, Eriksson T, Johansson A, Wennerberg A. Fixed partial prostheses supported by 2 or 3 implants: a retrospective study up to 18 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(4):567-74.
- 7- Malo P, Rangert B, Nobre M. All-on-Four immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study.



Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5(suppl 1):2-9.

8- All-on-4 manual. Retrieved April 24, 2007, from [http://download.nobelbiocare.com/webcontent/dental\\_implants/pdf/en/16896\\_AllOn4\\_Manual\\_GB\\_C10\\_mk2.pdf](http://download.nobelbiocare.com/webcontent/dental_implants/pdf/en/16896_AllOn4_Manual_GB_C10_mk2.pdf)

9- Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. J Prosthet Dent. 1996;76(6):624-32.

10- Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. Odontology. 2003;91(1):31-6.

11- Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. J Prosthodont. 1992;1(1):24-8.

12- Tuncelli B, Poyrazoglu E, Koyluoglu AM, Tezcan S. Comparison of load transfer by angulated, standard and inclined implant abutments. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1997;5(2):85-8.

13- Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(3):405-14.

14- Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007;22:639-44.

15- Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated abutments in implant dentistry: five-year clinical results of an ongoing prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(6):801-10.

16- Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. J Dent. 2008;36(7):463-71.

17- Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous root dental implants. J Dent Res. 1976;55(5):772-7.

18- Natali AN, Carniel EL, Pavan PG. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. Dent Mater. 2008;24(4):561-9.

19- Craig RG. Restorative dental materials. 8<sup>th</sup> ed. Louis (MO):

Mosby; 1989. p84.

20- O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. Clin Oral Implants Res. 2001;12(6):648-57.

21- Spivey JD, Kong W, Fotos PG. Stress distribution at the bone-to-implant interface: A 3-D finite element analyses. J Dent Res. 1993;72:117 (Abstract 106).

22- Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7(3):353-9.

23- Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. Dent Mater. 2006;22(4):388-95.

24- Koriotoh TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. J Dent Res. 1994;73(1):56-66.

25- Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. J Prosthodont. 1995;4(2):95-100.

26- Sertgoz A, Sungur G. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. J Prosthet Dent. 1996;76(2):165-9.

27- Satoh T, Maede Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20(4):533-9.

28- Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat". A proposal. Anat Rec. 1987;219(1):1-9.

29- Ichim I, Kieser JA, Swain MV. Functional significance of strain distribution in the human mandible under masticatory load: numerical predictions. Arch Oral Biol. 2007;52(5):465-73.

30- Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, et al. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. Int J Prosthodont. 2008;21(6):539-42.