

## تعیین مناسب ترین الگوی توزیع تنش (به روش اجزا محدود) در روش‌های ثابت نمودن با پیچ قابل جذب پس از جراحی ساژیتال دو طرفه راموس

دکتر فرزین سرکارات\* - دکتر بهنام بهلولی\* - دکتر شیرین انصاری\*\*† - دکتر هاله شهابی\*\*

\*استادیار بخش جراحی فک و صورت دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران

\*\*دندانپزشک

**Title:** Determination of the most appropriate stress distribution by Finite Element Analysis in fixation with resorbable screws after Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomy surgery

**Authors:** Sarkarat F. Assistant professor\*, Bohluli B. Assistant professor\*, Ansari Sh. Dentist, Shahabi H. Dentist

**Address:** \*Department of oral and maxillofacial surgery, School of Dentistry, Tehran Azad University

**Background and Aim:** Due to the complications associated with fixation by Titanium screws and plates in Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomy (BSSRO) surgery, the use of resorbable polymers has been increasingly recommended. Since there are not enough studies on this issue, this study aimed to assess the most appropriate stress distribution in fixation with resorbable screws after BSSRO surgery by Finite Element Analysis (FEA).

**Materials and Methods:** This experimental study was performed on simulated human mandible using Ansys and Catia softwares. The osteotomy line was applied to the simulated model and experimental loads of 75, 135 and 600 N were respectively exerted according to the natural direction of occlusal force. The distribution pattern of stress was assessed and compared for fixation with one resorbable screw, two resorbable screws in vertical pattern, two resorbable screws in horizontal pattern, three resorbable screws in L pattern and three resorbable screws in inverted backward L pattern using Ansys software.

**Results:** Among the four simulated fixations, L pattern showed the highest primary stability. Two screws in vertical pattern were also associated with sufficient primary stability and less trauma and cost for patients. One screw did not provide enough stability under 600 N.

**Conclusion:** Polymer-based resorbable screws (polyglycolic acid and D, L polylactide acid) provided satisfactory primary stability in BSSRO surgery.

**Key Words:** Fixation; Finite Element Analysis; Stress; Stability; Resorbable; Ramus

### چکیده

**زمینه و هدف:** امروزه به دلیل عوارض ناشی از ثابت نمودن (Fixation) بوسیله پیچ و پلاک‌های تیتانیومی در جراحی BSSRO (Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomy) استفاده از پلیمرهای قابل جذب به عنوان جایگزینی مناسب مطرح شده است. از آنجایی که تحقیقاتی که تا کنون انجام شده در این زمینه کافی نیست، انجام این مطالعه به روش FEA (Finite Element Analysis) مفید بنظر می‌رسد.

**روش بررسی:** این مطالعه به روش تجربی بر روی مدل بازسازی شده از فک پایین انسان در محیط نرم‌افزار Ansys و Catia انجام شد. خط استئوتومی در جراحی BSSRO بر روی مدل ساخته شده اعمال گردید. سپس بارگذاری هم جهت با نیروی اکلوژن و تحت نیروهای ۷۵ نیوتن، ۱۳۵ نیوتن و ۶۰۰ نیوتن صورت گرفت. الگوی توزیع تنش در ثابت نمودن توسط یک پیچ قابل جذب، دو پیچ قابل جذب به صورت عمودی، دو پیچ قابل جذب به صورت افقی، سه پیچ قابل جذب به روش L و سه پیچ قابل جذب به روش Backward L معکوس توسط نرم‌افزار Ansys مورد مقایسه و آنالیز غیر خطی مکانیکی قرار گرفت.

**یافته‌ها:** در بین روش‌های مدل‌سازی شده، روش سه پیچ قابل جذب به فرم L، حداکثر استحکام اولیه را دارا می‌باشد. اما از آنجاییکه وارد کردن حداقل تروما و هزینه به بیمار از اهداف جراحی BSSRO است روش دو پیچ عمودی می‌تواند ضمن تأمین استحکام کافی، تروما و هزینه کمتری را هم به بیمار وارد سازد. روش یک پیچ قابل جذب در ۶۰۰ N یعنی حداکثر اکلوژن فرد سالم نمی‌تواند استحکام مورد نیاز را فراهم سازد.

**نتیجه‌گیری:** پیچ‌های قابل جذب با ترکیب پلیمری پلی‌گلایکولیک اسید و L/D پلی‌لاکتید می‌توانند استحکام و ثبات اولیه قابل قبولی را در جراحی BSSRO

+ مؤلف مسؤول: نشانی: تهران - فرمانیه - بلوار اندرزگو - خیابان سلیمی - خیابان نعمتی - کوچه فیروزه - پلاک ۱۹  
تلفن: ۰۲۲۴۰۰۷۹ نشانی الکترونیک: dambo\_shi@yahoo.com

**کلید واژه‌ها:** ثابت کننده؛ روش اجزای محدود (FEA)؛ تنش؛ ثبات؛ قابل جذب؛ راموس

وصول: ۸۷/۱۰/۲۹ اصلاح نهایی: ۸۸/۰۵/۳۰ تأیید چاپ: ۸۸/۰۶/۰۴

## مقدمه

محسوس بین استحکام این دو نوع ثابت نمودن ذکر نشده است (۲). از طرف دیگر بیشتر این تحقیقات بصورت دو بعدی صورت گرفته و همچنین تعداد کمی از آنها روی مسئله نیروی جوش پس از عمل تمرکز کرده‌اند (۱).

لذا با توجه به موارد فوق این تحقیق به روش FEA امکان شبیه‌سازی مکانیسم‌های پیچیده فیزیولوژیک را در فضای سه بعدی فراهم ساخته تا بدین وسیله مناسب‌ترین الگوی توزیع تنش در ثابت کننده‌های قابل جذب (Resorbable Fixation) تعیین گردد.

## روش بررسی

این تحقیق به روش تجربی آزمایشگاهی با بکارگیری نرم‌افزارهای این تحقیق به روش تجربی آزمایشگاهی با بکارگیری نرم‌افزارهای Catia (result system co. USA, release 15, ver.7) جهت مدل‌سازی و Ansys (Ansys inc.USA.ver.10) جهت آنالیز مکانیکی انجام گرفت. شبیه‌سازی نیمه فک پایین و تاج چهار دندان پره مولر اول و دوم و مولر اول و دوم بر اساس سی تی اسکن تهیه شده از فک پایین انسان انجام شد. سی تی اسکن استفاده شده، در برش‌های ۰/۳ میلی‌متری از استخوان تهیه شده بود. پس از تکمیل مدل‌سازی فک در برنامه Catia، خط برش استخوان در جراحی BSSRO بر روی استخوان مدل‌سازی شده اعمال گردید و میان قطعات استئوتومی شده ۰/۵ میلی‌متر فضای tolerance در نظر گرفته شد. سپس روش‌های مختلف ثابت نمودن بوسیله پیچ‌های bicortical قابل جذب به قطر ۲ میلی‌متر و طول ۱۳ میلی‌متر (۱۶) بصورت جداگانه روی فک‌های استئوتومی شده در محیط Catia مدل‌سازی شد. انواع مدل‌های بازسازی شده توسط نرم‌افزار Catia (شکل ۱):

۱- نیمه فک پایین همراه با تاج دندان‌های مولر اول و دوم و پره مولر اول و دوم که پس از تعیین خط استئوتومی به روش جراحی BSSRO توسط یک پیچ بای کورتیکال قابل جذب که در کورتکس باکال و سمت دیستال خط استئوتومی نزدیک به لبه فوقانی تنه مندیبل تعبیه شده بود ثابت شد.

یکی از مشکلات شایع پس از جراحی ساژیتال دو طرفه راموس فک پایین (BSSRO) میزان بالای relapse (برگشتن به حالت قبلی) معادل ۵۰٪، پس از درمان است (۱). از جمله روش‌هایی که برای ثابت نمودن (Fixation)، در این جراحی استفاده می‌شود می‌توان به Wiring و Rigid fixation اشاره کرد. در روش Rigid fixation امکان از سرگیری زودتر رژیم غذایی نرمال و در نتیجه کاهش وزن کمتر برای بیمار وجود خواهد داشت (۲،۳). از میان مواد مختلفی که در این روش استفاده می‌شود می‌توان به انواع پیچ و پلاک‌های تیتانیومی و پیچ و پلاک‌های پلیمری قابل جذب اشاره کرد (۴،۵،۶). عوارض ناشی از استفاده از انواع تیتانیومی و همچنین گسترش استفاده از مواد قابل جذب در جراحی‌ها طی دو دهه اخیر نشان داده که این مواد قابلیت جایگزینی ثابت کننده‌های فلزی را دارا می‌باشند (۷-۹).

پیچ و پلاک‌های پلیمری قابل جذب طی ۹ تا ۱۴ هفته پس از جراحی استحکام اولیه خود را به دلیل شروع پروسه جذب از دست می‌دهند و سپس بطور کامل طی ۲ تا ۵ سال جذب می‌شوند (۱۰،۲۰). کاربرد هریک از این روش‌ها بصورت تجربی و در صورت عدم وجود یک روش دقیق و مبتنی بر محاسبات عملی می‌تواند منجر به افزایش احتمال relapse و در نتیجه تحمیل هزینه و ترومای بیشتر به بیمار و استرس بالاتری به جراح گردد.

از جمله عوارض احتمالی ناشی از ثابت نمودن توسط پیچ و پلاک‌های تیتانیومی می‌توان به نیاز به جراحی مجدد برای خروج پیچ و پلاک‌ها، تداخل با پرتونگاری، محدود شدن رشد استخوانی در آن نواحی بخصوص در سنین کودکی و احتمال حرکت آنها در استخوان کرانیوم کودک اشاره کرد (۱۴-۲۰،۱۱).

این موضوع در حالی مطرح می‌شود که طبق برخی مطالعات ثبات ثابت کننده‌های تیتانیومی طی جراحی، بیشتر از پیچ و پلاک‌های قابل جذب بیان شده است (۱۵) و طبق برخی مطالعات دیگر تفاوت

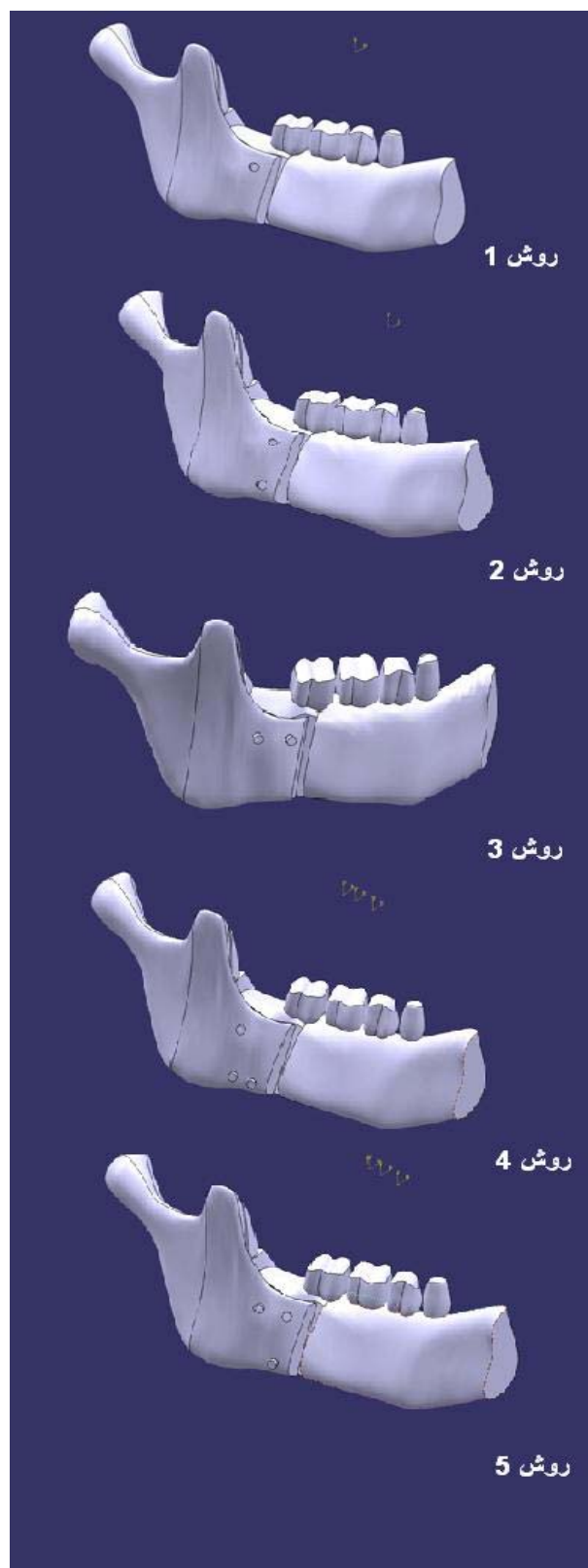
۲- نیمه فک پایین همراه با تاج دندان‌های مولر اول و دوم و پره مولر اول و دوم که پس از تعیین خط استئوتومی به روش جراحی BSSRO توسط دو پیچ بای کورتیکال قابل جذب با چیدمان عمودی که در کورتکس باکال و سمت دیستال خط استئوتومی به نحوی که پیچ فوقانی نزدیک به لبه فوقانی و پیچ تحتانی نزدیک به لبه تحتانی تنه مندیبل با فاصله ۳ سانتی‌متر از هم تعبیه شده بود ثابت شد.

۳- نیمه فک پایین همراه با تاج دندان‌های مولر اول و دوم و پره مولر اول و دوم که پس از تعیین خط استئوتومی به روش جراحی BSSRO توسط دو پیچ بای کورتیکال قابل جذب با چیدمان افقی که در کورتکس باکال و سمت دیستال خط استئوتومی به نحوی که فاصله آنها از یکدیگر ۱ سانتی‌متر بود (طبق تعریف Obwegeser)، ثابت شد.

۴- نیمه فک پایین همراه با تاج دندان‌های مولر اول و دوم و پره مولر اول و دوم که پس از تعیین خط استئوتومی به روش جراحی BSSRO توسط سه پیچ بای کورتیکال قابل جذب با چیدمان L شکل در کورتکس باکال و سمت دیستال خط استئوتومی بدین نحو که یک پیچ نزدیک به لبه فوقانی و دو پیچ تحتانی نزدیک به لبه تحتانی تنه مندیبل ثابت شد. فاصله پیچ‌ها از یکدیگر در بعد افقی ۱ سانتی‌متر و در بعد عمودی ۳ سانتی‌متر در نظر گرفته شد.

۵- نیمه فک پایین همراه با تاج دندان‌های مولر اول و دوم و پره مولر اول و دوم که پس از تعیین خط استئوتومی به روش جراحی BSSRO توسط سه پیچ بای کورتیکال قابل جذب با چیدمان L شکل Backward معکوس در کورتکس باکال و سمت دیستال خط استئوتومی قرار گرفتند، به نحوی که یک پیچ نزدیک به لبه تحتانی و دو پیچ نزدیک به لبه فوقانی تنه مندیبل ثابت شد. فاصله پیچ‌ها از یکدیگر در بعد افقی ۱ سانتی‌متر و در بعد عمودی ۳ سانتی‌متر در نظر گرفته شد. درصد خطای اتصال اجزا در نرم‌افزار Catia<sup>۹</sup> ۱۰<sup>-۹</sup> میلی‌متر است (۱۷) که از نظر علم مکانیک قابل اغماض می‌باشند.

در مرحله بعد تمام این مدل‌ها به برنامه Ansys منتقل شد تا به این صورت تحلیل غیرخطی به روش اجزاء محدود (FEA) انجام گیرد. در این روش تمام مدل هندسی به اجزای ریزتری تقسیم می‌شود. هر جزء (element) دارای گره‌هایی (nodes) است که مقادیر ورودی (بارگذاری، تکیه گاه، شرایط مرزی) و خروجی (نتایج) به آنها اختصاص داده می‌شود. بیشتر بودن و کوچک‌تر بودن اجزاء درصد خطا را کاهش



شکل ۱- مدل‌سازی فک و دندان‌های پره مولر اول و دوم و مولر اول و دوم به همراه روش‌های مختلف ثابت نمودن با پیچ قابل جذب توسط نرم‌افزار Catia

جذب مدل‌سازی شده توسط نرم‌افزار Catia و آنالیز شده توسط نرم‌افزار Ansys صورت گرفت. میزان تنش برشی در هر مدل تحت نیروهای ۷۵ نیوتن، ۱۳۵ نیوتن و ۶۰۰ نیوتن در جدول ۱ و میزان جابجایی در جدول ۲ ارائه گردید. در روش یک پیچ میزان تنش برشی تحت نیروی ۷۵ نیوتن برابر ۲/۲۴۹ گیگا پاسکال، تحت نیروی ۱۳۵ نیوتن برابر ۴/۰۰۸ گیگا پاسکال و تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن مساوی با ۱۶/۹۷۸ گیگا پاسکال بود.

در روش دو پیچ عمودی میزان تنش برشی تحت نیروی ۷۵ نیوتن برابر ۰/۳۸۶۹ گیگا پاسکال، تحت نیروی ۱۳۵ نیوتن برابر ۰/۶۸۹۴ گیگا پاسکال و تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن مساوی با ۳/۰۶۴ گیگا پاسکال بود. در روش دو پیچ افقی میزان تنش برشی تحت نیروی ۷۵ نیوتن برابر ۰/۷۵۸۵ گیگا پاسکال، تحت نیروی ۱۳۵ نیوتن برابر ۱/۳۵۲ گیگا پاسکال و تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن مساوی با ۵/۰۰۲ گیگا پاسکال بود. در روش پیچ با چیدمان L شکل میزان تنش برشی تحت نیروی ۷۵ نیوتن برابر ۰/۲۴۷۸ گیگا پاسکال، تحت نیروی ۱۳۵ نیوتن برابر ۰/۴۴۱۷ گیگا پاسکال و تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن مساوی با ۱/۹۶۳ گیگا پاسکال بود.

می‌دهد که در اینجا از حداکثر اجزاء ممکن یعنی tet10node187 و به فرم اجزاء حجمی مثلثی استفاده شد. تعداد گره‌های این مدل، ۳۴۳۶۰۰ و تعداد اجزاء، ۲۳۶۸۰۰ بود. خصوصیات فیزیکی دندان‌ها و استخوان به صورت ایزوتروپیک در نظر گرفته شد که شامل ضریب پواسون: ۰/۳ و مدول الاستیسیته: ۱۴/۸ گیگاپاسکال می‌باشد (۱۸). جنس پیچ‌های قابل جذب ترکیب پلیمری پلی‌گلایکولیک اسید و L/D پلی‌لاکتید و تری متیل کربنات است که ضریب پواسون: ۰/۳ و مدول الاستیسیته: ۱۴ گیگاپاسکال دارد (۱۹).

سر کندیل به عنوان تکیه‌گاه مشخص شد و بارگذاری به صورت خطی (گسترده) بر روی  $\frac{1}{3}$  میانی چهار دندان بازسازی شده انجام گرفت. میزان نیرو در سه اندازه ۷۵ نیوتن، ۱۳۵ نیوتن و ۶۰۰ نیوتن، در راستای محور Z (عمود بر پلان اکلوژال) تعیین گردید. در انتها تنش و جابجایی ایجاد شده در هریک از مدل‌ها به صورت جداگانه تحت هر کدام از نیروها، آنالیز، ثبت و مورد مقایسه قرار گرفت.

## یافته‌ها

این تحقیق به صورت تجربی روی سه مدل ثابت نمودن قابل

جدول ۱- میزان تنش برشی در هریک از مدل‌ها بر حسب میزان نیرو (واحد گیگا پاسکال)

| مدل                     | نیرو   | ۷۵ نیوتن | ۱۳۵ نیوتن | ۶۰۰ نیوتن |
|-------------------------|--------|----------|-----------|-----------|
| یک پیچ                  | ۲/۲۴۹  | ۴/۰۰۸    | ۱۶/۹۷۸    |           |
| دو پیچ عمودی            | ۰/۳۸۶۹ | ۰/۶۸۹۴   | ۳/۰۶۴     |           |
| دو پیچ افقی             | ۰/۷۵۸۵ | ۱/۳۵۲    | ۵/۰۰۲     |           |
| سه پیچ با چیدمان L      | ۰/۲۴۷۸ | ۰/۴۴۱۷   | ۱/۹۶۳     |           |
| سه پیچ Backward L معکوس | ۰/۳۳۰۸ | ۰/۵۸۹۵   | ۲/۶۲۰     |           |

جدول ۲- میزان جابجایی در هریک از مدل‌ها بر حسب میزان نیرو (واحد میلی‌متر)

| مدل                     | نیرو     | ۷۵ نیوتن | ۱۳۵ نیوتن | ۶۰۰ نیوتن |
|-------------------------|----------|----------|-----------|-----------|
| یک پیچ                  | ۰/۳۵۴E-۵ | ۰/۶۳۱E-۵ | ۰/۳۰۰E-۴  |           |
| دو پیچ عمودی            | ۰/۱۸۶E-۵ | ۰/۳۳۱E-۵ | ۰/۱۴۷E-۴  |           |
| دو پیچ افقی             | ۰/۲۲۲E-۵ | ۰/۳۹۶E-۵ | ۰/۱۷۶E-۴  |           |
| سه پیچ با چیدمان L      | ۰/۱۸۳E-۵ | ۰/۳۲۶E-۵ | ۰/۱۴۵E-۴  |           |
| سه پیچ Backward L معکوس | ۰/۱۹۴E-۵ | ۰/۳۴۶E-۵ | ۰/۱۵۴E-۴  |           |

## بحث و نتیجه گیری

تاکنون مطالعات مهندسی زیادی درباره انواع ثابت کننده‌های داخلی انجام شده است ولی تعداد کمی از آنها ساختارهایی را مورد آزمایش قرار داده‌اند، که با پارامترهای کلینیکی مطابقت داشته باشند و تعداد زیادی از این تحقیقات به صورت دو بعدی و بدون در نظر گرفتن نیروی جوش پس از جراحی انجام گرفته است (۱).

مدل آزمایشگاهی مناسب باید قابلیت بررسی حرکت سیستم ثابت کننده و فک را به عنوان یک واحد بیولوژیکی داشته باشد (۱۴).

استفاده از Finite Element Analysis امکان بررسی سه بعدی توزیع تنش برشی و تغییر شکل جسم خارجی و استخوان احاطه کننده آنرا تحت نیروی اکلوژن خلفی به منظور تعیین ثبات قطعه پروکسیمال و دیستال بعد از جراحی BSSRO فراهم می‌سازد (۱، ۱۶، ۳۲، ۳۳). دقت نتایج آنالیز بستگی به جزییات مدل ساخته شده توسط برنامه (تعداد گره و اجزاء) دارد. هر چه تعداد اجزاء یک ساختار بیشتر باشد، دقت آنالیز و زمان محاسبه کامپیوتری افزایش می‌یابد (۱۹، ۲۲). در این تحقیق مدل ساخته شده دارای ۳۴۳۶۰۰ گره و ۲۳۶۸۰۰ اجزاء بود.

نرم افزار Catia برای مدل سازی آناتومیک فک و دندان‌های موثر در نیروی اکلوژن خلفی به صورت سه بعدی و نرم افزار Ansys جهت آنالیز تنش برشی در مدل سه بعدی بازسازی شده با در نظرگیری نیروی جوش پس از جراحی طبق نتایج بدست آمده از تحقیقات قبلی مورد استفاده قرار گرفتند.

Schwarz و Gerlach میزان نیروی جوش را روی ۲۲ بیمار استئوتومی شده محاسبه کردند. نتایج حاصله نشان داد که نیروی جوش در هفته اول پس از جراحی حدود ۶۹/۹۱ نیوتن و در هفته ششم پس از جراحی تقریباً ۱۳۰/۴۳ نیوتن بوده است (۲۰). همچنین Tate و همکاران میزان نیروی جوش را در هفته ششم پس از جراحی ۱۳۵ نیوتن گزارش کردند (۲۱). در راستای این تحقیقات اندازه گیری تنش برشی در روش‌های مدل سازی شده، تحت نیروهای ۷۵ نیوتن و ۱۳۵ نیوتن صورت گرفت.

نتایج حاصل از این تحقیق این بود که تمام روش‌های مدل سازی شده، تحت این دو نیرو با توجه به کمتر بودن تنش حاصله از مدول الاستیسیته استخوان می‌توانند استحکام اولیه مورد نیاز برای ثابت نمودن جراحی BSSRO را تأمین نمایند.

در روش سه پیچ با چیدمان L شکل Backward معکوس میزان تنش برشی تحت نیروی ۷۵ نیوتن برابر ۰/۳۳۰۸ گیگا پاسکال، تحت نیروی ۱۳۵ نیوتن برابر ۰/۵۸۹۵ گیگا پاسکال و تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن مساوی با ۲/۶۲۰ گیگا پاسکال بود.

در یک پیچ میزان جابجایی قسمت بارگذاری شده تحت نیروی ۷۵ نیوتن برابر ۰/۳۵۴E-۵ (E=۱۰ بطور مثال  $E=10^{-5}$ ) میلی‌متر، تحت نیروی ۱۳۵ نیوتن برابر ۰/۶۳۱E-۵ میلی‌متر و تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن برابر ۰/۳۰۰E-۴ میلی‌متر بود.

در روش دو پیچ عمودی میزان جابجایی قسمت بارگذاری شده تحت نیروی ۷۵ نیوتن برابر ۰/۱۸۶E-۵ میلی‌متر، تحت نیروی ۱۳۵ نیوتن برابر ۰/۳۳۱E-۵ میلی‌متر و تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن برابر ۰/۱۴۷E-۴ میلی‌متر بود.

در روش دو پیچ افقی میزان جابجایی قسمت بارگذاری شده تحت نیروی ۷۵ نیوتن برابر ۰/۲۲۲E-۵ میلی‌متر، تحت نیروی ۱۳۵ نیوتن برابر ۰/۳۹۶E-۵ میلی‌متر و تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن برابر ۰/۱۷۶E-۴ میلی‌متر بود.

در روش سه پیچ با چیدمان L میزان جابجایی قسمت بارگذاری شده تحت نیروی ۷۵ نیوتن برابر ۰/۱۸۳E-۵ میلی‌متر، تحت نیروی ۱۳۵ نیوتن برابر ۰/۳۲۶E-۵ میلی‌متر و تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن برابر ۰/۱۴۵E-۵ میلی‌متر بود.

در روش سه پیچ با چیدمان L Backward معکوس میزان جابجایی قسمت بارگذاری شده تحت نیروی ۷۵ نیوتن برابر ۰/۱۹۴E-۵ میلی‌متر، تحت نیروی ۱۳۵ نیوتن برابر ۰/۳۴۶E-۵ میلی‌متر و تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن برابر ۰/۱۵۴E-۴ میلی‌متر بود.

آنالیز Ansys نشان داد که روش سه پیچ با چیدمان L حداکثر استحکام اولیه و کمترین میزان جابجایی را در بین روش‌های فوق دارا بود. اما از آنجایی که وارد کردن حداقل تروما و هزینه به بیمار از جمله اهداف جراحی است روش دو پیچ عمودی می‌تواند ضمن تأمین استحکام کافی، تروما و هزینه کمتری را به بیمار تحمیل کند. از سوی دیگر روش یک پیچ تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن (حداکثر نیروی اکلوژن فرد سالم) تنشی بیش از مدول الاستیسیته استخوان ایجاد می‌کند که نمی‌تواند استحکام قابل قبولی را فراهم سازد، همچنین بیشترین میزان جابجایی مربوط به این مدل بود.

از سوی دیگر به منظور ترمیم مناسب استخوان حداکثر جابجایی در محل استئوتومی باید کمتر از ۱۵۰ میکرومتر باشد که در تمامی روش‌های آنالیز شده در این تحقیق حتی روش یک پیچ تحت نیروهای ذکر شده میزان جابجایی کمتر از این مقدار بوده است (۱) (شکل ۳).

Fedorowicz و همکاران در تحقیقی طی مقایسه پیچ و پلاک‌های قابل جذب با انواع تیتانیومی به این نتیجه رسیدند که هیچگونه تفاوت محسوسی میان این دو نوع ثابت نمودن در ناراحتی پس از عمل، رضایت بیمار پس از جراحی، عفونت پیچ و پلاک‌ها در جراحی‌های ارتوگناتیک وجود ندارد (۲۲).

Rasse و همکارانش طی تحقیقی نشان دادند که پیچ‌های قابل جذب پس از دوازده ماه جذب شدند و هیچگونه واکنش جسم خارجی یا تحلیل استخوان زیرین خود را نشان ندادند (۲۳).

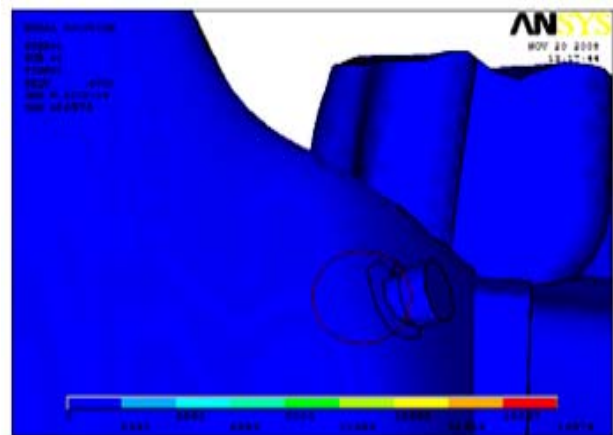
Cilasun و همکاران در تحقیقی طی مقایسه پیچ‌های تیتانیومی و قابل جذب در جراحی BSSRO به این نتیجه رسیدند که تفاوت قابل ملاحظه‌ای میان استخوان ثابت شده با این دو نوع پیچ وجود ندارد (۲۴).

Ozden و همکارانش نشان داده شد که روش سه پیچ Backward L معکوس بیشترین ثبات مکانیکال را میان مدل‌های مختلف پیچ نشان می‌دهد (۲۵). البته این محقق جنس پیچ‌های به کار رفته در تحقیق خود را بیان نکرده بود که از نواقص این تحقیق محسوب می‌شود، اما ما در این تحقیق که روی انواع پیچ قابل جذب صورت گرفته است، به این نتیجه رسیدیم که چیدمان L، استحکام و ثبات بیشتری نسبت به چیدمان Backward L معکوس نشان می‌دهد و حداکثر استحکام اولیه را نیز تحت هر سه نیرو میان تمام روش‌های پیچ مدل‌سازی شده داراست.

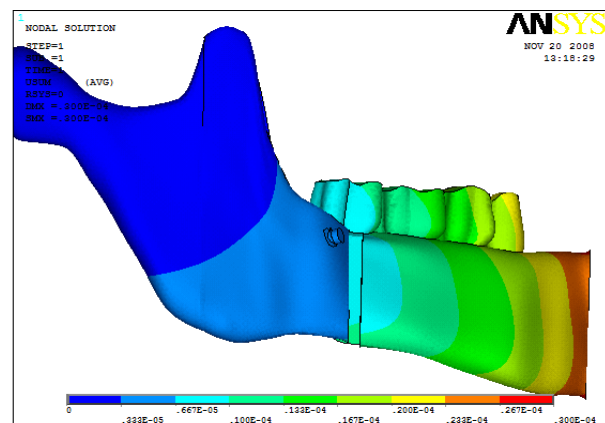
Turvey و همکاران در تحقیقی در مقایسه پیچ‌های ۲ میلی‌متری تیتانیومی با قابل جذب به این یافته رسیدند که هر دو نوع ثابت نمودن در استئوتومی سائیتال دوطرفه موثر و قابل استفاده هستند (۲۶).

Cavusoglu و همکارانش در تحقیقی به این نتیجه رسیدند که سیستم پیچ و پلاک قابل جذب از جنس پلی‌لاکتیداسید و پلی‌گلایکولیک اسید در انواع جراحی فک و صورت، سر و صورت و ارتوپدیک ایده آل هستند، چرا که دارای مقاومت بیومکانیکال کافی در برابر نیروهای فشاری و جابجایی هستند و هیچگونه واکنش جسم

۶۰۰ نیوتن حداکثر نیروی Jonde یک فرد سالم می‌باشد. بررسی میزان تنش تحت این نیرو نشان داد که تمام مدل‌های بازسازی شده بجز مدل یک پیچ قابل جذب که تنش حاصل از آن بیش از مدول الاستیسیته استخوان بود، می‌توانند استحکام اولیه مورد نیاز را برای ثابت نمودن جراحی BSSRO فراهم سازند. البته بیمار پس از جراحی توانایی وارد کردن ۶۰۰ نیوتن را تا زمان بازسازی و ترمیم استخوان نخواهد داشت. پس با فرض این مسئله می‌توان اظهار کرد که روش یک پیچ نیز قابلیت تأمین استحکام اولیه پس از جراحی را تا زمان بازسازی استخوان خواهد داشت اما به دلیل رعایت تمامی جوانب احتیاط، خطر استفاده از این روش به دلیل تنش بالایی که در ۶۰۰ نیوتن ایجاد می‌کند، وجود دارد (شکل ۲).



شکل ۲- آنالیز تنش برشی در مدل یک پیچ قابل جذب تحت ۶۰۰ نیوتن توسط نرم‌افزار Ansys



شکل ۳- آنالیز میزان جابجایی در مدل یک پیچ قابل جذب تحت ۶۰۰ نیوتن توسط نرم‌افزار Ansys

خارجی را بروز نمی‌دهند (۲۷).

نداشتند (۳۰).

Cox و همکاران بوسیله آنالیز کامپیوتری پیچ و پلاک‌های قابل جذب به این نتیجه رسیدند که سختی و استحکام کافی توسط این نوع ثابت کننده‌ها تأمین می‌شود (۸).

با توجه به اطلاعات حاصل از تحقیقات قبلی که در بالا ذکر شد، می‌توان به این یافته اشاره کرد که پیچ‌های قابل جذب از جنس پلی‌لاکتید و پلی‌گلایکولیک اسید که در آزمایشات و تحقیقات *invivo* و *invitro* استفاده شد قابلیت استحکام کافی و عدم وجود عوارض جانبی و ناراحتی پس از عمل برای بیمار و جراح را به همراه دارد.

Reynek و Ferretti در تحقیقی نشان دادند که پیچ‌های قابل جذب از جنس پلی‌لاکتید، پلی‌گلایکولیک اسید و کوپلیمرهای آنها در جراحی BSSRO جایگزین مناسبی برای پیچ‌های تیتانیومی هستند (۲۸).

در آنالیز کامپیوتری و مکانیکی نیز که در این تحقیق صورت گرفت این پیچ‌ها از نظر ثبات مکانیکال و تحمل نیروی اکلوژن پس از جراحی کاملاً ایمن هستند و جایگزین مناسبی برای انواع تیتانیومی می‌باشند. ضمناً ثابت کننده‌های قابل جذب، عوارض جانبی انواع تیتانیومی اعم از عفونت پیچ‌ها، قابل لمس بودن آنها توسط بیمار پس از جراحی و نیاز به جراحی مجدد را ندارند (۱۵).

Suuronen و همکاران در تحقیقی نشان دادند که پیچ‌های قابل جذب در کاربردهای کلینیکی کاملاً ایمن هستند، راحت مورد مصرف قرار می‌گیرند و از نظر اقتصادی تقریباً با انواع فلزی مشابهت دارند (۲۹).

در این تحقیق، روش‌های استاندارد و شایع جایگذاری پیچ‌ها طی جراحی BSSRO و نیروهای اکلوژن پس از هفته اول و ششم جراحی و حداکثر نیروی جوش در نظر گرفته شد. این تحقیق می‌تواند با امتحان روش‌های دیگر تحت نیروهای متفاوت ادامه پیدا کند.

Suuronen همچنین استئوتومی را روی گردن کندیل ۹ گوسفند و ثابت نمودن را با پیچ‌های پلی‌لاکتید و فلزی انجام دادند و به این نتیجه رسیدند که استئوتومی‌های ثابت شده به وسیله پلی‌لاکتید نسبت به نوع فلزی سریعتر ثابت شدند و هیچگونه مشکل و پیامدی در پی

## منابع:

- 1- Erkmen E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomy using three dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2005; 34(5):551-8.
- 2- Chacon GE, Dillard FM, Clelland N, Rashid R. Comparison of strains produced by titanium and poly D,L - Lactide acid plating system to invitro forces. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005; 63(7):968-72.
- 3- Proffit WR, Fields HW, Saver DM Contemporary orthodontics. 4<sup>th</sup>ed. Missouri: St Louis: 2007.
- 4- Kennady MC, Tucker MR, Lester GE, Buckley MJ. Stress shielding effect of rigid internal fixation plates on mandibular bone graft. A photon absorption densitometry and quantitative computerized tomographic evaluation. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1989; 18(5):307-10.
- 5- Brodke DS, Gollogly S, Alexander Mohr R, Nguyen BK, Dailey AT, Bachus AK. Dynamic cervical plates: biomechanical evaluation of load sharing and stiffness. *Spine*. 2001; 26(12):1324-9.
- 6- Uhtoff HK, Finnegan M. The effects of metal plates on post-traumatic remodeling and bone mass. *J Bone Joint Surg Br*. 1983; 65(1):66-71.
- 7- Peltoniemi HH, Tulamo RM, Pihlajamaki HK, Kallioiemi M, Pohjonen T, Tormala P, et al. Consolidation of craniotomy lines after resorbable polylactide and titanium plating. *Plast Reconstr Surg*. 1998; 101(1):123-33.
- 8- Cox T, Kohn MW, Impelluso T. Computerized analysis of

- resorbable polymer plates and screws for rigid fixation of mandibular angle fracture. *J Oral Maxillofac Surg*. 2003; 61(4):481-7.
- 9- Kiely KD, Wendfeldt KS, Johnson BE, Haskell BS, Edwards RC. One-year postoperative stability of Lefort 1 Osteotomies with biodegradable fixation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006; 130(3):310-6.
- 10- Bostman O, Pihlajamaki H. Clinical biocompatibility of biodegradable orthopaedic implants for internal fixation: A review. *Biomaterials*. 2000; 21(24):2615-21.
- 11- Mittal R, Morley J, Dinopoulos H, Drakoulakis E, Vermani E, Giannoudis P. Use of bioresorbable implants for stabilization of distal radius fractures. The united kingdom patients' perspective. *Injury*. 2005; 36(2):333-8.
- 12- Inion data on file, white paper. Enhancing biocompatibility: Second generation biodegradable implants. 2000.
- 13- Weisberger EC, Eppley BL. Resorbable fixation plates in head and neck surgery. *Laryngoscope*. 1997; 107(6):716-9.
- 14- Erkmen E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: Setback surgery-posterior loading. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2005; 43(2):97-104.
- 15- Cheung LK, Chow LK, Chiu WK. A randomized controlled trial of resorbable versus titanium fixation for orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2004; 98(4):386-97.

۱۶- بروشور کارخانه سازنده \_ Inoin. System 2.0mm CPS. فنلاند.

- ۱۷- جاهد مطلق حمید رضا. اجزای محدود Ansys. چاپ سوم. انتشارات دانشگاه تهران؛ ۱۳۸۲: فصل اول.
- 18- Tezuka K, Takahashi A, Takeda T, Wada Y, Kikuchi M. Computer simulation of human mandibular bone structure by iBone. *Key Engineer Mater.* 2006; 306:1277-82.
- 19- Uckan S, Veziroglu F, Soydan SS, Uckan E. Comparison of stability of resorbable and titanium fixation systems by finite element analysis after maxillary advancement surgery. *J Craniofac Surg.* 2009; 20(3):775-9.
- 20- Gerlach KL, Schwarz A. Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to champy. *Int J Oral Maxillofac surg.* 2002; 31(4):345-8.
- 21- Tate GS, Throckmorton GS, Ellis E, Sinn DP. Masticatory performance, muscle activity, and occlusal force in preorthognathic surgery patients. *J Oral maxillofac surg.* 1994; 52(5):476-81.
- 22- Fedorowicz Z, Nasser M, Newton JT, Oliver RJ. Resorbable versus titanium plates for orthognathic surgery. *Cochrane Database Syst Rev.* 2007; 18(2):CD006204.
- 23- Rasse M, Moser D, Zahl C, Gerlach KL, Eckelt U, Loukota R. Resorbable poly (D,L) lactide plates and screws for osteosynthesis of condylar neck fractures in sheep. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 45(1):35-40.
- 24- Cilasun U, Uckan S, Dolanmaz D, Saglam H. Immediate mechanical stability of sagittal split ramus osteotomy fixed with resorbable compared with titanium bicortical screws in mandibles of sheep. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 44(6):534-7.
- 25- Ozden B, Alkan A, Arici S, Erdem E. Invitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 35(9):837-41.
- 26- Turvey TA, Bell RB, Phillips C, Proffit WR. Self-reinforced biodegradable screw fixation compared with titanium screw fixation in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64(1):40-6.
- 27- Cavoşoğlu T, Yavuzer R, Başterzi Y, Tuncer S, Latifoğlu O. Resorbable plate-screw systems:clinical applications. *Ulus Travma Acil Cerrahi Derg.* 2005; 11(1):43-8.
- 28- Ferretti C, Reyneke JP. Mandibular, sagittal split osteotomies fixed with biodegradable or titanium screws: A prospective , comparative study of postoperative stability. *Oral Surg Oral Med Oral Patho Oral Radiol Endod.* 2002; 93(5):534-7.
- 29- Suuronen R, Kallela I, Lindqvist C. Bioabsorbable plates and screws: Current state of the art in facial fracture repair. *J Craniomaxillofac Trauma.* 2000 ;6(1):19-27.
- 30- Suuronen R. Comparison of absorbable self-reinforced poly-L-lactide screws and metallic screws in the fixation of mandibular condyle osteotomies:An experimental study in sheep. *J Oral Maxillofac Surg.* 1991; 49(9):989-95.