Archive of SID

تعیین مناسب‌ترین الگوی توزیع تنش در روشهای فیکاسیون توسط پلاک قابل جذب پس از جراحی BSSRO به کمک FEA

دکتر فرزین سرکارات* دکتر بهنام بهلولی**# دکتر حسین تفضلی شادپور*** دکتر هاله شهابی سیرجانی****
دکتر شیرین انصاری*****

خلاصه :

سابقه و هدف : امروزه به دلیل عوارض ناشی از فیکساسیون بوسیله پیچ و پلاک های تیتانیومی در جراحی (finite element analysis) BSSRO استفاده از پلیمرهای قابل جذب به عنوان جایگزین مناسب مطرح شده است. از آنجائی که تحقیقات انجام شده در این زمینه کافی نبوده لزوم انجام این مطالعه به روش اجرا محدود (FEA) مشخص می گردد.

مواد و روش ها: این مطالعه به روش تجربی – آزمایشگاهی 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 ۷۵نیوتن و ۱۳۵ نیوتن و ۶۰۰ نیوتن صورت گرفت . الگوی توزیع تنش در فیکساسیون توسط مینی پلیت قابل جذب چهارسوراخه ، مینی پلیت قابل جذب دوسوراخه و Parallel Miniplate توسط نرم افزار ANsys مورد مقایسه و آنالیز غیرخطی مکانیکی قرار گرفته.

یافته ها: در بین روشهای مدل سازی شده فیکساسیون توسط پارالل مینی پلیت حداکثر استحکام اولیه را دارا می‌باشد. روش پلاک چهارسوراخه قابل جذب نیز می‌تواند ضمن تامین استحکام کافی ، تروما و هزینه کمتری را هم به بیمار وارد نماید. روش پلاک دوسوراخه قابل جذب تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن نمی تواند استحکام موردنیاز را تامین نماید.

نتیجه گیری : پیچ و پلاک های قابل جذب با ترکیب پلیمری : پلی گلایکولیک اسید و D و L پلی لاکتید اسید می‌توانند استحکام اولیه قابل قبولی را در جراحی BSSRO تامین نمایند.

کلید واژه ها : فیکساسیون های قابل جذب ، جراحی BSSRO ، FEA ، تنش ،استحکام اولیه

مقدمه :

یکی از مشکلات شایع پس از جراحی BSSRO میزان بالای[1] Relapse (معادل ۵۰٪) پس از درمان است. (۱)از جمله روشهایی که برای فیکساسیون، در این جراحی استفاده می شود می توان 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 می شود می توان به انواع پیچ و پلاکهای تیتانیومی و پیچ و پلاک های پلیمری قابل جذب اشاره کرد.(۴)(۵)(۶) عوارض ناشی از استفاده از انواع تیتانیومی و همچنین گسترش استفاده از مواد قابل جذب در جراحی ها طی دو دهه اخیر موجب شده است که این مواد قابلیت جایگزینی برای فیکساسیون های فلزی را دارا باشند. (۷)(۸)(۹)

پیچ و پلاک های پلیمری قابل جذب طی ۹ تا ۱۴ هفته پس از جراحی استحکام اولیه خود را به دلیل شروع پروسه جذب از دست می دهند و سپس به طور کامل طی ۲ تا ۵ سال جذب می شوند. (۱۰)(۲)

کاربرد هریک از این روشها بصورت تجربی و در صورت عدم وجود یک روش دقیق و مبتنی بر محاسبات عملی می تواند منجر به افزایش احتمال relaps و در نتیجه تحمیل هزینه و ترومای بیشتر به بیمار و استرس بالاتری به جراح گردد.

از جمله عوارض احتمالی ناشی از فیکساسیون توسط پیچ و پلاک های تیتانیومی ، نیاز به جراحی مجدد برای خروج پیچ و پلاک ها ، تداخل با پرتونگاری ، محدود شدن رشد استخوانی در

1- Relaps : to slip or fall back in to a former state.

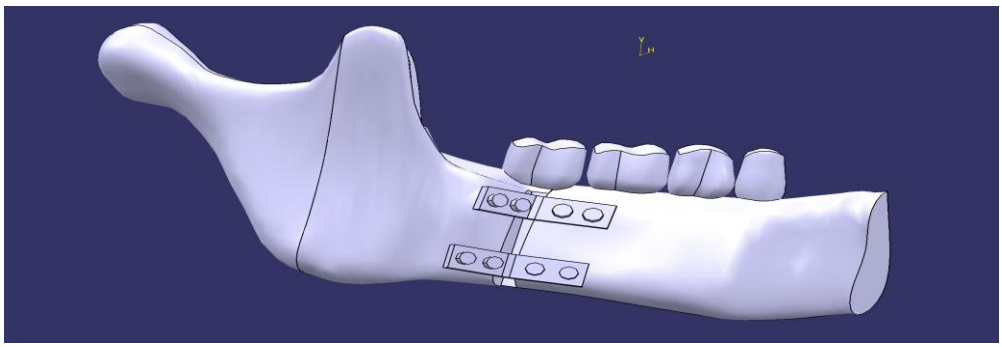
*استادیار بخش جراحی فک و صورت واحد دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی
** استادیار بخش جراحی فک و صورت واحد دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی
*** استادیار بخش جراحی فک و صورت واحد دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی
**** دندانپزشک
***** دندانپزشک
# نویسنده مسئول

www.SID.ir

Archive of SID

آن نواحی بخصوص در سنین کودکی و احتمال حرکت آنها در استخوان کرانیوم کودک اشاره کرد.(۱۱)(۱۲)(۱۳)(۱۴)(۲)
این موضوع در حالی مطرح می شود که طبق برخی مطالعات ثبات فیکساسیون های تیتانیومی بیشتر از پیچ و پلاکهای قابل جذب بیان شده است(۱۵) و طبق برخی دیگر تفاوت محسوس بین استحکام این دو نوع فیکساسیون ذکر نشده است.(۲) از طرف دیگر بیشتر این تحقیقات بصورت دوبعدی صورت گرفته و همچنین تعداد کمی از آنها روی مساله نیروی جوش پس از عمل تمرکز کرده اند. (۱)
لذا با توجه به موارد فوق این تحقیق به روش FEA امکان شبیه سازی مکانیسم های پیچیده فیزیولوژیک را در فضای سه بعدی فراهم ساخته تا بدین وسیله مناسب ترین الگوی توزیع تنش در فیکساسیون های قابل جذب تعیین گردد.

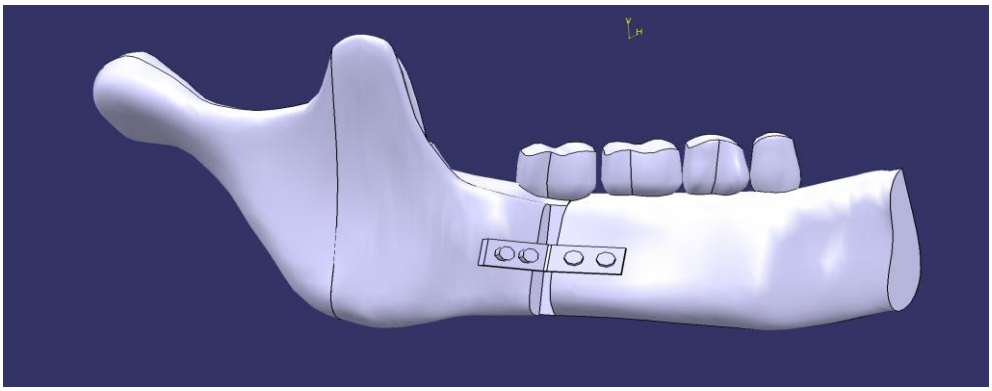
مواد و روش‌ها:
مینی پلیت قابل جذب دوسوراخه به همراه دو پیچ که در ۱/۳ میانی بعد فوقانی – تحتانی در باکال کورتکس استخوان بادی مندیبل تعبیه شد. بصورتیکه یک سوراخ در هر طرف خط استئوتومی قرار بگیرد.
پارالل مینی پلیت که شامل دو پلاک چهارسوراخه قابل جذب است که هرکدام به همراه چهار پیچ یکی درنزدیکی بوردر فوقانی و دیگری در بوردر تحتانی باکال کورتکس بادی مندیبل تعبیه شد بصورتیکه دو سوراخ در هرطرف خط استئوتومی قرار بگیرد.
درصد خطای اتصال اجزا در نرم افزار CATIA 10^{-9}میلی متر است.(۱۷) که از نظر علم مکانیک قابل اغماض است . در مرحله بعد تمام این مدل ها به برنامه ANsys منتقل شد تا به این صورت تحلیل غیرخطی و مکانیکی به روش اجزاء محدود (FEA) انجام گیرد. در این روش تمام مدل هندسی به اجزاء ریزتری به نام المان تقسیم می شود هر المان خود دارای گره هایی است که مقادیر ورودی (بارگذاری ، تکیه گاه،شرایط مرزری) و خروجی (نتایج) به آنها اختصاص داده می شود. بیشتر کردن و ریزتربودن المانها درصد خطا را کاهش می دهد که در اینجا از حداکثر المان ممکن بصورت tet 10 node 187 و به فرم المان حجمی مثلثی استفاده شد. (۱۶)تعداد نودهای این مدل ،۳۴۳۶۰۰ و تعداد المان ها، ۲۳۶۸۰۰بود.
خصوصیات فیزیکی دندان ها و استخوان بصورت ایزوتروپیک درنظر گرفته شد که شامل ضریب پوآسون: ۰/۰۳ و مدول الاستیسته : ۱۴/۸ گیگا پاسکال است.
جنس مینی پلیت ها بصورت ترکیب پلیمری پلی گلایکو اسید ، L و D پلی لاکتید اسید و تری متیل کربنات است(۱۷) و که ضریب پوآسون : ۰/۰۳ و مدول الاستسیته : ۱۴گیگا پاسکال دارد.
سر کندیل به عنوان تکیه گاه مشخص شد(۲) و بارگذاری بصورت نقطه ای بر روی ۱/۳ میانی چهار دندان بازسازی شده انجام گرفت. میزان نیرو در سه اندازه ۷۵ نیوتن و ۱۳۵ نیوتن و ۶۰۰ نیوتن(۱۸) و در راستای محور Z (عمود بر پلان اکلورال) تعیین گردید. در انتها تنش ایجاد شده در هریک از مدل ها بصورت جداگانه تحت هرکدام از نیروها آنالیز ، ثبت و مورد مقایسه قرار گرفت.



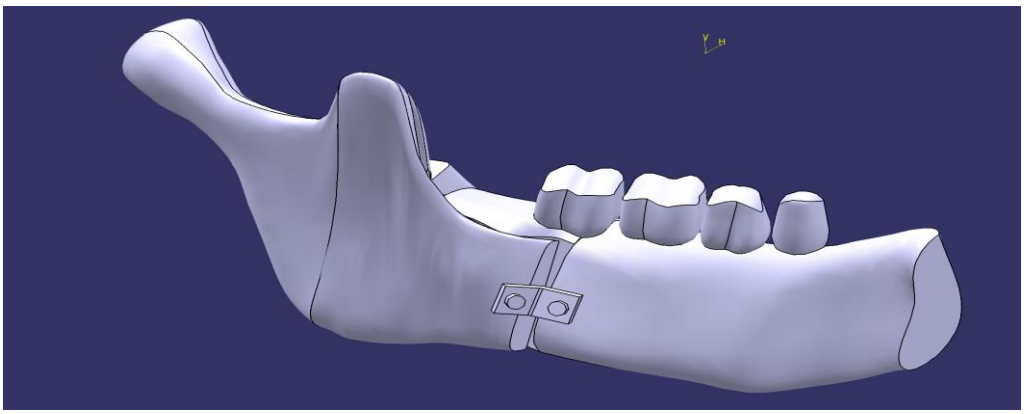
*پارالل مینی پلیت

www.SID.ir

Archive of SID



***مینی پلیت قابل جذب چهارسوراخه به همراه چهار پیچ**



*** مینی پلیت قابل جذب دوسوراخه به همراه دو پیچ**

یافته ها:

این تحقیق بصورت تجربی – آزمایشگاهی بر روی سه مدل فیکساسیون قابل جذب مدل سازی شده توسط نرم افـزار CATIA و آنـالیز شده توسط نرم افزار ANsys صورت گرفت. میزان تنش در هر مدل تحت نیروهای ۷۵ نیوتن و ۱۳۵ نیـوتن و ۶۰۰ نیـوتن در جـدول شماره یک ارائه گردید.

جدول ۱ – میزان تنش درهریک از مدل ها بر حسب میزان نیرو ، واحد گیگاپاسکال

نیرو / مدل	۷۵ نیوتن	۱۳۵ نیوتن	۶۰۰ نیوتن
پارالل مینی پلیت	0/156	0/279	1/241
مینی پلیت چهارسوراخه	0/724	1/290	5/734
مینی پلیت دوسوراخه	2/235	3/983	17/699

در روش پارالل مینی پلیت میزان تنش تحـت نیـروی ۷۵ نیـوتن برابر 0/156 گیگاپاسکال، تحـت نیـروی ۱۳۵ نیـوتن برابـر 0/279گیگاپاسکال و تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن برابر 1/241 گیگاپاسکال بود. در روش مینی پلیت چهارسوراخه میزان تـنش

www.SID.ir

Archive of SID

تحت نیروی ۷۵ نیوتن برابر 0/724گیگاپاسکال ، تحت نیروی ۱۳۵ نیوتن برابر 1/290گیگاپاسکال و تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن برابر 5/734 گیگاپاسکال بود.

در روش مینی پلیت دوسوراخه میزان تنش تحت نیروی ۷۵ نیوتن برابر 2/235 گیگاپاسکال ، تحت نیروی نیوتن ۱۳۵ نیوتن برابر 3/983 گیگاپاسکال و تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن برابر 17/699 گیگاپاسکال بود.

آنالیز ANsys نشان داد که روش parallel miniplate حداکثر استحکام اولیه را در بین روشهای فوق دارا بود. اما از آنجایی که واردکردن حداقل تروما و هزینه به بیمار از جمله اهداف جراحی است روش پلاک چهارسوراخه می تواند ضمن تامین استحکام کافی، تروما و هزینه کمتری را به بیمار تحمیل کند. از سوی دیگر روش پلاک دوسوراخه تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن (حداکثر نیروی اکلوژن فرد سالم) تنشی بیش از مدول الاستیسته استخوان را نشان می دهد که در نتیجه نمی تواند استحکام قابل قبولی را فراهم سازد.

بحث:

- KL.Ger loch و همکارانش در سال 2002 بر روی ۲۲ بیمار استئوتومی شده میزان نیروی جونده را اندازه گیری کردند . نتایج حاصله نشان می داد که نیروی جونده در هفته اول حدود ۶۹/۹۱ نیوتن و در هفته ششم تقریبا" ۱۳۰/۴۳ نیوتن بوده است. (۱۸)

– همچنین Tate و همکارانش در سال ۱۹۹۴ میزان نیروی جونده را هفته ششم پس از جراحی ۱۳۵ نیوتن گزارش کردند(۱۹) .

در راستای این تحقیقات اندازه گیری تنش در روشهای مدل سازی شده تحت نیروهای ۷۵ نیوتن و۱۳۵ نیوتن صورت گرفت. نتیجه حاصله بیان میکند که تمام روشهای مدل سازی شده تحت این دو نیرو با توجه به کمتر بودن تنش حاصله از مدول الاستیسته استخوان، می تواند استحکام اولیه مورد نیاز برای فیکاسیون جراحی BSSRO را تامین نمایند.

۶۰۰نیوتن حداکثر نیروی جوندای است که یک فرد سالم می تواند وارد کند . بررسی میزان تنش تحت این نیرو نشان داد که، مدل پارالل مینی پلیت و مینی پلیت چهار سوراخه استحکام اولیه مورد نیاز برای فیکاسیون جراحی BSSRO را تامین می نمایند. در صورتیکه تنش حاصل از این نیرو در مدل مینی پلیت دو سوراخه از مدول الاستیسیته استخوان بیشتر بوده و نمی تواند استحکام اولیه کافی را تحت ۶۰۰نیوتن فراهم کند .البته این موضوع در حالی است که بیمار تا زمان بازسازی و ترمیم کامل استخوان توانایی وارد کردن این نیرو را نخواهد داشت.

–Nieminen T ,Rantala Iو همکارانش در تحقیقی که در سال ۲۰۰۸ بر روی پیچ و پلاک های قابل جذب سیستم CPاز Inion از نظر مقاومت مکانیکی و واکنش جسم خارجی بر روی مندیبل گوسفند انجام دادند به این نتیجه رسیدند که هیچگونه واکنش جسم خارجی مشاهده نشد و این فیکاسیون مقاومت کافی را برای دوران ترمیم استخوان دارا است.(۲۰)

–Fedorowicz Z. ,Nasser M. و همکارانش در سال ۲۰۰۷ نشان دادند که هیچ تفاوت قابل ملاحظه ای در ناراحتی پس از عمل جراحی ،میزان مشکلات بیمار ، قابل لمس بودن و عفونت پیچ وپلاک ها ، بین گروه تیتانیوم و قابل جذب مشاهده نشد.(۲۱)

–Landes CA , Ballon A و همکارانش در سال ۲۰۰۶ در بررسی پنج ساله فیکساسیون های تیتانیومی و قابل جذب در جراحی های ارتوگناتیک به این نتیجه رسیدند که ثبات افقی ماگزیلا کمتر از ثبات عمودی آن است در حالی که ثبات مندیبل قابل قبول است.(۲۲)

–Costa F ,Robiony M و همکارانش در تحقیقی که در سال ۲۰۰۶ بر روی ثبات پس از فیکساسیون در جراحی هر دو فک بیماران کلاس سه انجام دادند به این نتیجه رسیدند که فیکساسیون های قابل جذب در حرکات استخوانی بیش از ۵ میلیمتر باید با احتیاط استفاده شود و نیاز به مطالعات بیشتری دارد.(۲۳)

–Landes CA ,Ballon A وهمکارانش در سال ۲۰۰۶ در بررسی یکساله ی ثبات استخوان پس از جراحی Bimaxillaryبه این نتیجه رسیدند که فیکساسیون های قابل جذب به اندازه انواع تیتانیومی قابل اطمینان است . همچنین انواع قابل جذب سریعتر از انواع تیتانیومی اجازه بر قراری اکلوژن را می دهند و تغییرات کمی را تا ۶ هفته پس از جراحی نشان می دهند.(۲۴)

–Cavusoqlu T. و همکارانش در سال ۲۰۰۵ در تحقیقی به این نتیجه رسیدندکه سیستم فیکساسیون با پیچ و پلاک های قابل جذب از جنس پلی لاکتید اسید و پلی گلایکولیک اسید در انواع جراحی های فک و صورت ، سر وصورت وارتوپدیک ایده آل هستند ، زیرا مقاومت بیو مکانیکال کافی در برابر نیروهای فشاری و جابجایی را دارا هستند و هیچ گونه واکنش جسم خارجی بروز نمی دهند.(۲۵)

www.SID.ir

Archive of SID

–در تحقیق دیگری که Constantin A. landes و همکارانش در سال ۲۰۰۳ انجام دادند پس از بررسی پلیت های قابل جذب پلی L و D لاکتیداسید در جراحی BSSRO با میزان جابه‌جایی بالا به این نتیجه رسیدند که جایگذاری دو پلیت در هر طرف می تواند ثبات کافی موردنیاز را فراهم کند.(۲۶)

–همچنین در سال۲۰۰۳ Tyler cox و همکارانش در آنالیز FEA پلیمرهای قابل جذب به این نتیجه رسیدند که این مواد قادر به تحمل استرس های ناشی از نیروی جونده پس از جراحی هستند.(۸)

–و در تحقیقی که E.Erkmen در سال ۲۰۰۳ با استفاده از FEA انجام داد این نتایج حاصل شد که استفاده از روش مثلثی پیچ قابل جذب و یا دوپلاک قابل جذب موازی در جراحی BSSRO استحکام بهتر و استرس مکانیکال کمتری را در نزدیکی خط استئوتومی نسبت به پیچ خطی یا مینی پلیت مایل به تنهایی نشان می دهد. (۱)

–Suuronen R. ,Kallela I و همکارانش در سال ۲۰۰۰ در تحقیقی روی پیچ و پلاکهای قابل جذب دریافتند که این مواد کاربرد کلینیکی ایمن ،استفاده راحت دارند و از نظر اقتصادی مقرون به صرفه هستند.(۲۷)

–در تحقیقی که Nureddin Ashamakhi و همکارانش در سال ۱۹۹۸ تا ۲۰۰۲ بر روی پیچ و پلاک های پلیمری قابل جذب از جنس پلی گلایکولیک اسید انجام دادند به این نتیجه رسیدند که استفاده از این نوع فیکساسیون در جراحی های کرانیو فشیال خصوصا" در کودکان می تواند استحکام و ثبات کافی را فراهم کند .(۲۸)

–در تحقیقی که Gosain و همکارانش در سال ۱۹۹۸ با ارزیابی بیومکانیکال سیستم های فیکساسیون در جراحی فک و صورت انجام دادند، در مقایسه سیستم تیتانیومی ، قابل جذب و چسب سیانوآکریلات به این نتیجه رسیدند که بطور کلی نیروی لازم برای شکست فیکساسیون در انواع تیتانیومی بیشتر بوده است ولی از سوی دیگر میکروپلیت های تیتانیومی و میدفیس های تیتانیومی مقاومت کمتری از پیچ و پلاک های قابل جذب داشته اند و مقاومت آن ها در حد پلاک قابل جذب به همراه چسب سیانوآکریلات بوده است.(۲۹)

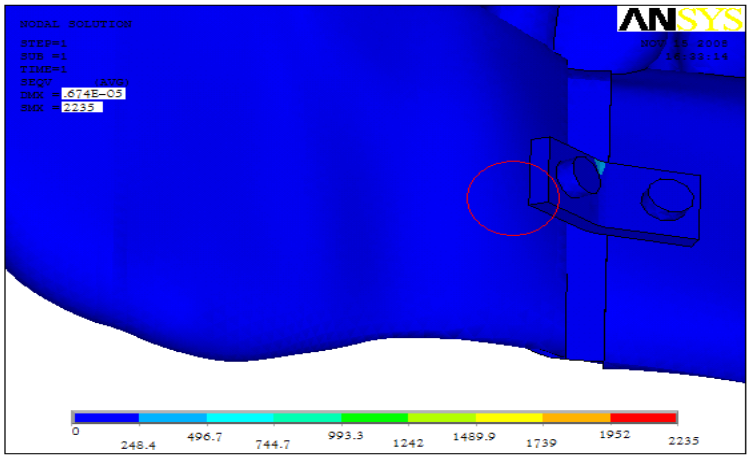
–در تحقیقی هم که Weisberger و همکارانش در سال ۱۹۹۷ انجام دادند به این نتیجه رسیدند که استفاده از مینی پلیت های پلیمری پلی لاکتید و پلی گلایکولیک اسید در بازسازی های کرانیوفشیال با موفقیت همراه بوده و این مینی پلیت ها به خوبی با بافت سازگاری داشته ، ساپورت کافی برای استخوان فراهم کرده و تداخل با رشد استخوان ندارد. (۳۰)

با توجه به اطلاعات حاصل از تحقیقات قبلی که در بالا ذکر شد ، میتوان به این یافته اشاره کرد که ، پیچ و پلاک های قابل جذب از جنس پلی لاکتید و پلی گلایکولیک اسید که در آزمایشات و تحقیقات invivo و invitro ، قابلیت استحکام کافی آنها ، عدم واکنش بافتی ، عوارض جانبی کمتر ، استرس و ناراحتی کمتر آنها برای بیمار وجراح نتیجه گیری شده است و از سوی دیگر ثبات مکانیکال و تحمل قابل اطمینان نیروهای اکلوژن آنها مورد بررسی قرار گرفته است، میتوانند جایگزین مناسبی برای انواع تیتانیومی باشند.

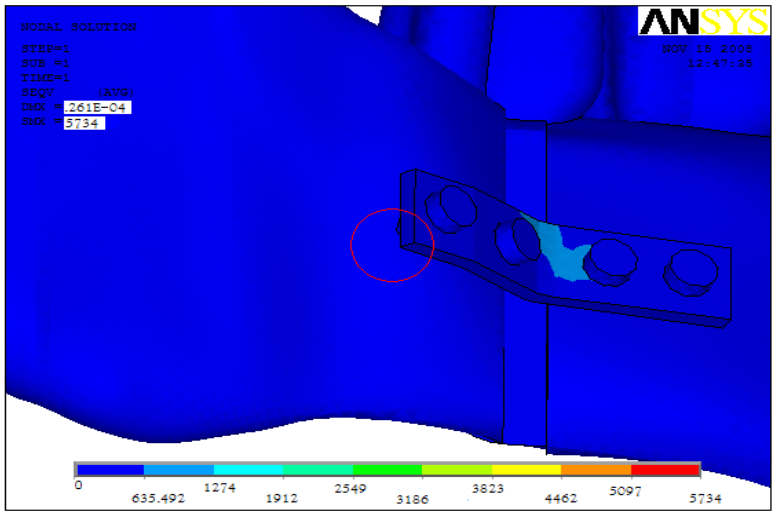
در این تحقیق ، ما روش های شایع فیکساسیون طی جراحی BSSRO و نیروهای اکلوژن پس از هفته اول و ششم پس از جراحی و حداکثر نیروی اکلوژن را در نظر گرفتیم .اما این تحقیق می تواند با بررسی روشهای دیگر فیکساسیون قابل جذب ، تحت نیروهای متفاوت ادامه پیدا کند.

www.SID.ir

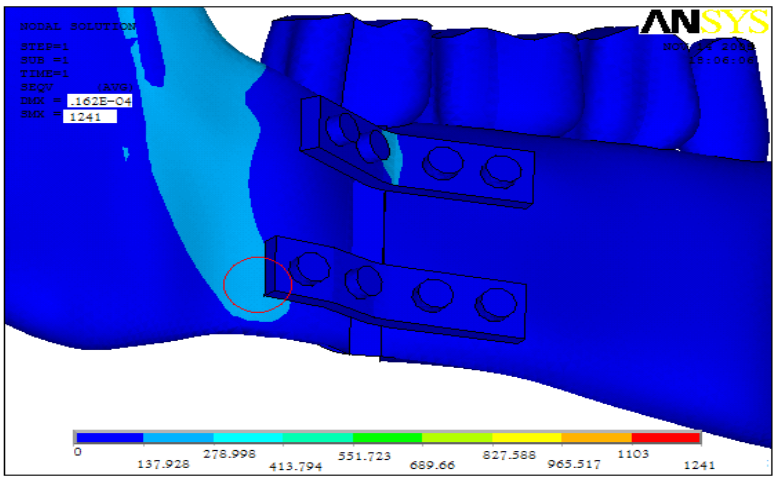
Archive of SID



* آنالیز تنش تحت ۶۰۰ نیوتن _مینی پلیت دو سوراخه قابل جذب



* آنالیز تنش تحت ۶۰۰ نیوتن _مینی پلیت چهار سوراخه قابل جذب



* آنالیز تنش تحت ۶۰۰ نیوتن _پارالل مینی پلیت قابل جذب

www.SID.ir

Archive of SID

Refrences:

1. E.Erkmen ، et al .comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomy using three four dimentional finite element analysis : Int.J.Oral and maxillofacial surg.2005 ,july ,Issue 5 : 551_58

2. Guillermo E.Cbacon, et al . Comparison of strains produced by titanium and poly D,L – Lactide acid olating system to invitro forces .Int .J.oral maxillofac surg.2005,63:968_972

3. Proffit 2001 , chapter 21.

4. Kennady MC, Tucker MR,Lester GE ,et al .stress shielding effect of rigid internal fixation plates on mandibular bone graft.A photon absorption densitometry and quantative computerized tomographic evaluation .Int .J.oral maxillofac surg.1989,18(5) : 307_10

5. Brodke DS ,Gollogly S,et al .Dynamic cervical plates:biomechanical evaluation of load sharing and stiffness.Spine 2001: 26(12) : 1324_9

6. Uhthoff 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 ,Hilkka H.M.D , Tulamo ,et al .Consolidation of craniotomy lines after resorbable polylactide and titanium plating .Plast reconstr surg.1998.Jan.vol 101 (1): 123-33

8. Tyler cox,MS,Markell W ,Kobn , DDS,et al .computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for rigid fixation of mandibular angle fracture.J.Oral maxillofac surg .2003.61(4):481-487

9. Kevin Daniel Keily ,Kyle Stewart Wendfeldt,et al :One –year postoperative stability of Lefort 1 Osteotomies with biodegradable fixation .American J. of orthodontics and dentofacial Orthopaedic .2006 , Sep , vol 130 : 310-16

10. Bostman O,Pihlaja maki H.Clinical biocompatibility of biodegradable orthopaedic implants for internal fixation: A review.Biomaterials J.2000,Dec ; 21;issue 24 :2615-21

11. Mittal R ,Morley J ,et al .Use of bioresorbable implants for stabilization of distal radius fractures.The united kingdom patient, perspective injury .Int J.care injured . 2005 ; 36 : 333-38

12. Inion data on file,white paper. Enhancing biocompatibility :Second generation biodegradable implants.2000

13. Weisberger ,Edward C.MD,et al .Resorbable fixation plates in head and neck surgery.Laryngoscope,1997,June;vol107(6):716-19

14. E.Erkmen ,et al .three dimentional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split osteotomy: Set bach surgery,2005 ,April ;vol 43 :97-104

www.SID.ir

Archive of SID

15. Lim Kwong Cheung ,BDS(glas), PhD (HK),et al .A randomized controlled trial of resorbable versus titanium fixation for orthognathic surgery. Oral surgery,oral medicine ,oral pathology, oral radiology and endodontology.2004,Oct,vol 98(4) :386-97

16 . بروشور کارخانه سازنده_ System CPS 2.0mm

17.جاهد مطلق ،حمید رضا ، اجزائ محدود Ansys ،چاپ سوم،انتشارات دانشگاه تهران، ۱۳۸۲ ، فصل اول

18. K.L. Gerlach,A.Schwar.Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to CHAMPY:Int.J.Oral and Maxillofac .surg.2002:31:345-348

19. Tate GS,Throckmorton GS,et al .Masticatory performance ,muscle activity ,and occlusal force in preorthognathic surgery patient.J.Oral maxillofac surg.1994.52(5):476_81 ;discussion 482

20. Nieminen T. , Rantala I. , et al .J of material science ,material in medicine.2008,March .vol 19 (13) :1155-63

21. Fedorowicz Z. , M Nasser , et al.Cochrane database sys Rev ; Issue 2pg . CD 006204 (2007) ISSN : 1469 - 493 X

22. Landes CA , Ballon A., et al . cleft palate craniofac J.2006 Jan ;43(1) : 67-74

23. Costa F. ,Robiony M. , et al.J Oralmaxillofac Surg.2006 Apr ; 64(4) : 642-51

24. Landes CA , Ballon A., et al .Plastic Reconstr Surg.2006 Sep;118(3) : 703-21 ; discussion722

25. Cavusoqlu T. ,et al . Resorbable plate_screw system : Clinical applications : Ulus travma acil cerrahi derq. 2005,Jan ;11 (1) : 43-8

26. Constantin A . Landes ,M.D. , D.M.D . et al .Resorbable plate osteosynthesis of Sagittal Split Osteotomies with major bone movement.Plastic and Reconstructive surgery.2003.May.vol 11(6) .1828-1840

27. Kallela I. ,Tulamo RM , et al . J Craniomaxillofac trauma .2000 ;vol 6(1); disscusion:28-30 :19-27

28. Nuredddin Ashmmakhi ,MD,PhD,FRCSED et al .Successful use of biosorb osteofixation devices in 165 cranial and maxillofacial cases:A Multicenter Report.The Journal of craniofacial surgery.2004.july.15(4).692-701

29. Gosain , Arun K.M.D ,et al .Biomechanical evaluation of titanium biodegradable plare and screw, and cyanoacrylate glue fixation systems in craniofacial surgery.Plast reconstr surg .1998.March; vol (101) : 582-591

30. Weisberger,Edward C. MD, et al .Resorbable fixation plates in head and neck surgery.ovid:Laryngoscope,1997.june.vol 107(6).716-719

www.SID.ir