

مناسبتین زاویه والگوس استئوتومی هیپ برای درمان عدم جوش خوردن شکستگی گردن فمور با شبیه‌سازی رایانه‌ای

دکتر بابک سیاوشی*، دکتر احمد حمودی**، دکتر الهام گطعاوی***، دکتر کیخسرو فیروزبخش****

محسن صادقی*****، مهندس مازیار کشاورز*****

چکیده:

زمینه و هدف: شکستگی گردن فمور یکی از پرعارضه‌ترین شکستگی‌ها است و عارضه شایع آن عدم جوش خوردن است. یکی از روش‌های درمان این عارضه در صورت زنده بودن سر استخوان فمور تغییر زاویه خط شکستگی و تبدیل نیروی جابجا کننده به نیروی فشاری در محل شکستگی است که سبب جوش خوردن محل شکستگی می‌شود ولی از طرف دیگر با بر هم زدن بیومکانیک هیپ، این مفصل را مستعد تخریب زودرس می‌کند. لذا هدف ما به دست آوردن زاویه ای است که از یک طرف سبب تسریع در جوش خوردن شود و از طرف دیگر مفصل را به سمت آرتروز و تخریب سوق ندهد.

مواد و روش‌ها: با تحلیل بیومکانیکی و استفاده از شبیه‌سازی رایانه‌ای، نیروی لغزاننده و جابجا کننده شکستگی گردن استخوان ران و نیروی وارد شده به سر فمور را در زوایای مختلف والگوس با در نظر گرفتن فاکتورهای هندسی و بیولوژیکی فرد بررسی شد. جهت ایجاد شکستگی در فمور و مدل‌سازی Blade از نرم‌افزار Solidworks استفاده شد و سپس Blade در موقعیت مناسب برای استئوتومی قرار داده شد، سپس جهت انجام شبیه‌سازی هندسه مسئله به نرم افزار انسیس وارد شد.

یافته‌ها: شبیه‌سازی برای زوایای مختلف شکستگی (از ۳۰ تا ۷۰ درجه) و زوایای مختلف اصلاح (از ۰ تا ۴۰ درجه) انجام شد. با توجه به هدف کاستن از تنش برشی در سطح شکست پارامتر شدت تنش (Stress Intensity) در این سطح برای قضاوت بهترین زاویه استئوتومی استفاده شده است. لازم به ذکر است در زوایای ۵۰ و ۵۵ درجه پاول، تغییر چندانی در مقادیر تنش برشی با تغییر زاویه اصلاح دیده نشد.

نتیجه‌گیری: بر اساس نتایج این مطالعه مقادیر شدت تنش به دست آمده از شبیه‌سازی‌های انجام شده و مقادیر زوایای پیشنهادی استئوتومی بر اساس کمینه میزان تنش برشی ارایه شد. در محدوده اصلاحی ۰ تا ۴۰ درجه افزایش درجه والگوس، تغییر زاویه تأثیر چندانی در نیروی وارد شده به سر فمور ندارد.

واژه‌های کلیدی: شکستگی گردن فمور، زاویه والگوس، شبیه‌سازی

نویسنده پاسخگو: دکتر بابک سیاوشی

تلفن: ۶۶۷۰۱۰۴۱

E-mail: Siavashi@Tums.ac.ir

* استادیار گروه جراحی ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، بیمارستان سینا

** دستیار گروه جراحی ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، بیمارستان سینا

*** دستیار گروه بیهوشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، بیمارستان سینا

**** استاد گروه مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف

***** دانشجوی رشته پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، بیمارستان سینا، مرکز تحقیقات تروما

***** دانشجوی رشته مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف

تاریخ وصول: ۱۳۹۲/۰۴/۰۱

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۰۹/۰۹

زمینه و هدف

به نظر می‌رسد که نقطه‌ای یا زاویه‌ای وجود داشته باشد که در عین حال که نیروی فشاری به خط شکستگی وارد می‌کند ولی نیروی وارد شده به سر فمور را به حد بحرانی برای تخریب غضروف نمی‌رساند و هدف از مطالعه ما هم یافتن این زاویه است به طوری که با طراحی یک برنامه رایانه‌ای بر مبنای پارامترهای بیومکانیکی مفصل هیپ، با وارد کردن اطلاعات هر بیمار (قد، وزن، طول گردن فمور و ...) مناسب‌ترین زاویه برای استئوتومی که در آن جوش خوردن بیشترین و آرتروز کمترین باشد، برای هر بیمار به دست آوریم. در مطالعات زیادی از شبیه‌سازی رایانه‌ای برای پیدا کردن پاسخ سئوالات پژوهشی استفاده شده است. برای مثال در سال ۲۰۰۵ مطالعه‌ای روی Ludloff Osteotomy انجام و روند مداخله توسط رایانه آنالیز شد و بدین وسیله تغییراتی در این روش جراحی پیشنهاد شد.^۶

Keyak و همکارانش در مطالعه‌ای در سال ۱۹۹۷ از شبیه‌سازی رایانه‌ای با استفاده از مدل Finite Element بر پایه سی‌تی اسکن برای تخمین بار شکستگی در فمور در *in vitro* استفاده کردند. آنها چنین نتیجه‌گیری کردند که پیش‌بینی احتمال بروز شکستگی فمور به روش شبیه‌سازی با مدل Finite Element می‌تواند مانند دانسیتومتری دقیق باشد. اما استفاده کلینیکی از آن به دلیل آنکه ملزم به استفاده از اشعه ایکس بخاطر سی‌تی اسکن هستیم، توجیه‌پذیر نیست و نیاز به تحقیقات بیشتری دارد.^۷

با توجه به اینکه تا به حال مطالعه‌ای که والگوس استئوتومی را توسط رایانه تحلیل کرده و برای آن زاویه‌ای پیشنهاد کرده باشد، چاپ نشده است. این مطالعه طراحی شد تا با شبیه‌سازی رایانه‌ای مناسب‌ترین زاویه والگوس استئوتومی هیپ برای درمان عدم جوش خوردن شکستگی گردن فمور را به دست آوریم.

مواد و روش‌ها

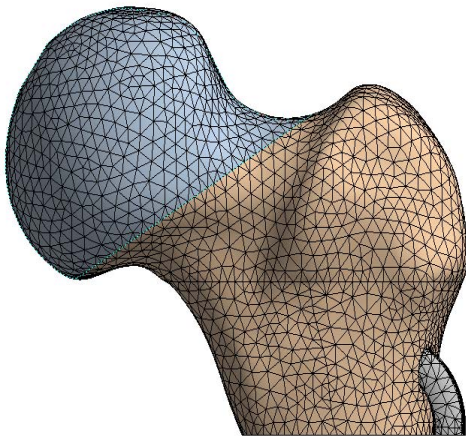
این مطالعه از نوع تجربی است. با توجه به مشخصات هندسی و بیولوژیکی فرد مثلاً با استفاده از سی‌تی اسکن، مدل سه بعدی آناتومیکی فمور و نسج نرم وابسته برای تحلیل رایانه‌ای به کمک برنامه ANSYS طراحی و با مشخص نمودن نیروهای ماهیچه‌ای و بازوی اهرمی و تغییرات آنها بر حسب زاویه والگوس استئوتومی، نمونه رایانه‌ای تحت نیروی وارد بر سر فمور قرار گرفت (شرایط واقعی در برنامه ANSYS

شکستگی گردن فمور یکی از شکستگی‌های نسبتاً شایع در نوع بشر می‌باشد که اکثراً در افراد مسن و با استخوان‌های پوروتیک و به دنبال زمین خوردن هنگام انجام فعالیت‌های روزمره و ترومای کم انرژی (Low Energy Trauma) روی می‌دهد.^{۱-۳} ۲٪ از موارد شکستگی گردن فمور در افراد بالغ جوان روی می‌دهد و معمولاً در اثر سقوط از ارتفاع، سوانح رانندگی و یا اصابت گلوله روی می‌دهد.^{۲-۳}

از میان عوارض شکستگی گردن فمور عدم جوش خوردن و استئونکروز سر فمور از اهمیت ویژه‌ای برخوردار هستند. زیرا هم شیوع زیادی دارند و هم در صورت عدم درمان باعث ناتوانی طولانی مدت فرد و مانع از فعالیت‌های اجتماعی وی می‌شود. شیوع استئونکروز ۱۹-۱۱٪ و شیوع عدم جوش خوردن ۲۳-۳۷٪ گزارش شده است.^۱

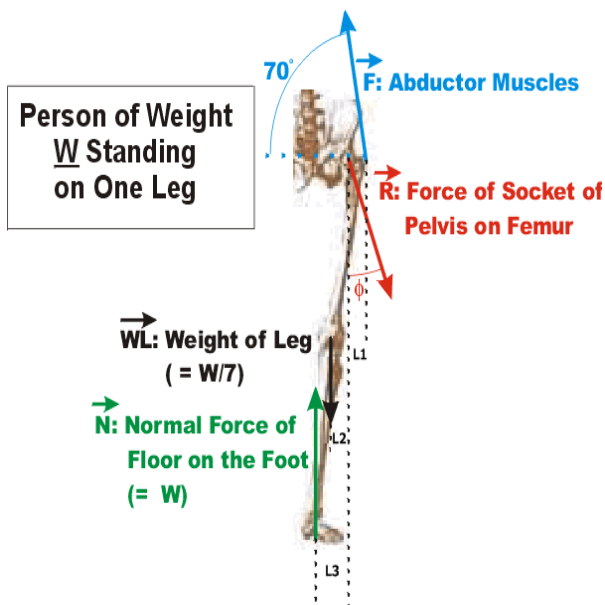
جهت درمان عدم جوش خوردن فمور تاکنون راه‌های متفاوتی ارائه شده است^۱ که والگوس استئوتومی بهترین نتایج درمانی را داشته است. در یک مطالعه Case Series که توسط Marti et al. روی ۵۰ بیمار انجام شد، در ۴۳ نفر جوش خوردن حاصل شد.^۴ در مطالعه دیگر (Anglen et al.) در ۱۱ مورد از ۱۳ بیمار تحت والگوس استئوتومی یونیون به وجود آمد.^۵ در تمام این مطالعات والگوس استئوتومی و فیکساسیون با Angle Blade بدون دستکاری محل عدم جوش خوردن انجام شده بود.

یکی از عیوب والگوس استئوتومی که باعث شده بسیاری از جراحان با سودمند بودن آن کاملاً موافق نباشند این است که تغییر زاویه گردن و تنه فمور گرچه باعث می‌شود که شکستگی گردن فمور با عوض شدن جهت نیروهای وارد شده به محل شکستگی زودتر جوش بخورد ولی چون سبب می‌شود بازوی اهرمی نیروهای وارد شده به سر فمور تغییر کند، خودش باعث خوردگی سریعتر و شدیدتر تخریب غضروف سر فمور شده و آرتروز زودرس بدهد که آن هم به اندازه عدم جوش خوردن گردن فمور ناتوان کننده است و شاید عمل کردن بیمار با عمل نکردن بیمار در نهایت تفاوتی نداشته باشد. از طرفی اگر قسمت پروگزیمال فمور استئوتومی شود و بعداً آرتروز دهد و بخواهیم برای بیمار تعویض مفصل انجام دهیم به علت دستکاری قسمت بالایی فمور مشکلات تکنیکی جدیدی مثل انحراف در راستای فمور، نقص استخوانی، عدم جوش خوردن محل استئوتومی و امثال آن برای بیمار ایجاد می‌شود و عمل را سخت‌تر می‌کند.



تصویر ۲- فمور شبیه سازی شده با مدل المان‌های محدود

نیروهای اصلی وارد بر فمور نیروهای ناشی از وزن بدن و نیروی عضلات ابداکتور می‌باشند. این نیروها برای فردی با وزن ۸۰ کیلوگرم محاسبه شده‌اند. پارامترهای استفاده شده به شرح زیر می‌باشد (جدول ۲).



تصویر ۳- شکل و جهت نیروهای مختلف وارد شونده به استخوان فمور

جهت محاسبه و اعمال نیروها برای زوایای اصلاح مختلف یک ماکرو نوشته شده است که با دریافت پارامترهای فوق و زاویه استئوتومی مورد نظر ورودی لازم برای نرم افزار اجزا محدود را ایجاد می‌کند.

شبیه‌سازی شد) و کنش و واکنش در قسمت سر فمور، محل شکستگی و محل استئوتومی و مسیرهای وابسته بررسی و تحلیل شد. محدوده والگوس استئوتومی را به تدریج تغییر داده و اثرات آن را برای کمیت‌های فیزیکی و بیولوژیکی مطالعه و در مدل رایانه‌ای منظور کردیم. طراحی رایانه‌ای به گونه‌ای صورت گرفت که عواملی مثل دانسیته استخوان و نیروهای وارد شده از طرف نسوج اطراف در آن منظور گردید. نتایج کنش و واکنش در ناحیه سر فمور و خط شکستگی و محل استئوتومی را در محدوده فیزیولوژیک قابل قبول انتخاب و با توجه به آن محدوده زاویه والگوس با توجه به مشخصات بیمار بهینه‌سازی شد.

فمور شبیه‌سازی شده از دو بافت کورتیکال (Cortical) و تراکولار (Trabecular) تشکیل شده است (تصویر ۱). جهت ایجاد شکستگی و مدل‌سازی Blade از نرم‌افزار Solidworks استفاده شد و سپس Blade در موقعیت مناسب برای استئوتومی قرار داده شده و جهت انجام شبیه‌سازی هندسه مسئله به نرم افزار انسیس وارد شد.



تصویر ۱- استخوان فمور شبیه‌سازی شده توسط نرم افزار آنسیس

خواص مکانیکی استفاده شده برای فمور و Blade براساس اطلاعات ارائه شده توسط شرکت‌های سازنده هر یک به شرح زیر می‌باشد (جدول ۱).

هندسه مسئله با استفاده از المان‌های هرمی شکل شبکه‌بندی شده و به این منظور از ۵۹۷۷۰ المان استفاده شده است. در زیر نمایی از شبکه‌بندی استفاده شده دیده می‌شود.

جدول ۱- خواص مکانیکی استفاده شده برای فمور و Blade

Poisson's Ratio	Young's Modulus (Pa)	
۰/۴۶	۱/۶۷۵۱۰	کورتیکال
۰/۳	۱/۵۵۵۸	تراپیکولار
۰/۳۴۲	۱/۱۳۸۵۱۱	Blade

جدول ۲- پارامترهای استفاده شده در برنامه‌دهی به نرم افزار

L1	L2	L3	r	Stance Angle (deg)
۴/۷	۲/۰۱	۷/۳۹	۹/۵	۱۱

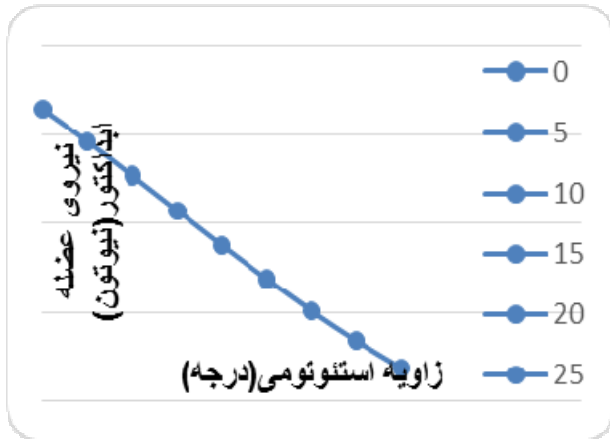
جدول ۳- نیروهای وارد بر مفصل هیپ و عضله ابداکتور در زوایای مختلف استنوتومی

زاویه استنوتومی (درجه)	نیروی وارد شده (N) عضلات ابداکتور	نیروی وارد شده (N) به مفصل هیپ
۰	۱۲۸۵/۷۰۰۵۰۲	۱۹۴۴/۲۵۸۰۸
۵	۱۲۷۸/۴۷۱۷۳۵	۱۹۴۴/۱۵۶۵۶
۱۰	۱۲۷۰/۷۹۹۴۸۲	۱۹۴۸/۳۰۸۲۹
۱۵	۱۲۶۲/۹۴۴۱۸۷	۱۹۵۰/۶۵۹۴۳
۲۰	۱۲۵۵/۱۲۷۷۶۴	۱۹۵۳/۱۴۹۸۷
۲۵	۱۲۴۷/۵۳۷۳۳۲	۱۹۵۵/۷۱۴۵۷
۳۰	۱۲۴۰/۳۲۹۴۵۲	۱۹۵۸/۲۸۵۳۸
۳۵	۱۲۳۳/۶۳۴۴۱۱	۱۹۶۰/۱۹۳۰۴
۴۰	۱۲۲۷/۵۶۰۲۹	۱۹۶۳/۱۶۹۲۲

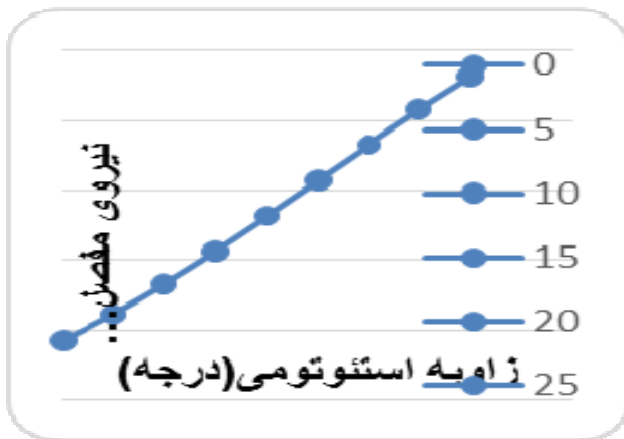
یافته‌ها

بهترین و مناسبترین زاویه استنوتومی در درجات مختلف Pauwels با توجه به کمترین فشار تنشی ایجاد شده در محل شکستگی به دست آمد (جدول ۵). که به عنوان نمونه زاویه ۰ درجه بهترین زاویه استنوتومی در زاویه ۳۰ درجه Pauwels می‌باشد.

شبیه‌سازی برای زوایای مختلف شکستگی (از ۳۰ تا ۷۰ درجه) و زوایای مختلف اصلاح (از ۰ تا ۴۰ درجه) انجام شده است. با توجه به هدف کاستن از تنش برشی در سطح شکست پارامتر شدت تنش در این سطح برای قضاوت بهترین زاویه استنوتومی استفاده شده است. جدول ذیل نیروهای محاسبه شده برای زوایای مختلف اصلاح را نشان می‌دهد (جدول ۳).



نمودار ۱- تغییرات نیروی عضله ابداکتور با تغییر زاویه استنوتومی



نمودار ۲- تغییر نیروی مفصل هیپ به دنبال تغییر زاویه استنوتومی

مقادیر شدت تنش به دست آمده از شبیه‌سازی‌های انجام شده در جدول ذیل نشان داده شده است که با توجه به این مقادیر زوایای پیشنهادی استنوتومی بر اساس کمینه میزان تنش برشی در جدول ۴ ارائه شده است. لازم به ذکر است در زوایای ۵۰ و ۵۵ درجه تغییر چندانی در مقادیر تنش برشی با تغییر زاویه اصلاح دیده نشد (جدول ۴).

با توجه به اینکه در زاویه‌های مورد نظر نیروی وارد به سر فمور تغییر زیادی نسبت به نیروی وارده به طور نرمال نکرده است می‌توان کمترین میزان فشار تنشی در محل شکستگی را به عنوان معیار جهت انتخاب بهترین زاویه استنوتومی در نظر گرفت (جدول ۵).

همانطور که در جدول ۵ مشاهده می‌شود در زاویه ۳۰ درجه Pauwels بهترین زاویه پیشنهادی برای استنوتومی زاویه ۰ درجه است و به همین ترتیب در سایر زوایا می‌توان بهترین زاویه برای استنوتومی را پیش‌بینی کرد.

جدول ۴- اندازه گیری شدت تنش بر اساس زوایای مختلف استئوتومی

زوایا	ماکزیمم شدت تنش								
	۴۰	۳۵	۳۰	۲۵	۲۰	۱۵	۱۰	۵	۰
P۳۰	۲/۹۵E+۰/۷	۲/۹۴E+۰/۷	۲/۹۴E+۰/۷	۲/۹۰E+۰/۷	۲/۹۰E+۰/۷	۲/۸۵E+۰/۷	۲/۸۶E+۰/۷	۲/۸۷E+۰/۷	۲/۸۵E+۰/۷
P۳۵	۳/۰۰E+۰/۷	۲/۹۷E+۰/۷	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۳E+۰/۷	۲/۹۳E+۰/۷	۲/۹۱E+۰/۷	۲/۹۲E+۰/۷	۲/۹۳E+۰/۷	۲/۹۳E+۰/۷
P۴۰	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۵E+۰/۷	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۴E+۰/۷	۲/۹۵E+۰/۷	۲/۹۳E+۰/۷	۱/۳۷E+۰/۷	۲/۹۵E+۰/۷	۲/۹۴E+۰/۷
P۴۵	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۵E+۰/۷	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۲E+۰/۷	۲/۹۵E+۰/۷	۲/۹۳E+۰/۷	۲/۹۳E+۰/۷	۲/۹۵E+۰/۷	۲/۹۴E+۰/۷
P۵۰	۵/۵۰E+۰/۷	۵/۴۶E+۰/۷	۵/۴۴E+۰/۷	۵/۴۱E+۰/۷	۵/۴۰E+۰/۷	۵/۳۹E+۰/۷	۵/۳۶E+۰/۷	۵/۳۴E+۰/۷	۵/۳۱E+۰/۷
P۵۵	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۶E+۰/۷
P۶۰	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۵E+۰/۷	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۴E+۰/۷	۲/۹۵E+۰/۷	۲/۹۳E+۰/۷	۲/۹۳E+۰/۷	۲/۹۵E+۰/۷	۲/۹۴E+۰/۷
P۶۵	۲/۹۶E+۰/۷	۲/۹۵E+۰/۷	۲/۹۶E+۰/۷	۳/۹۴E+۰/۷	۲/۹۵E+۰/۷	۲/۹۳E+۰/۷	۲/۹۳E+۰/۷	۲/۹۵E+۰/۷	۲/۹۴E+۰/۷
P۷۰	۳/۹۲E+۰/۷	۳/۹۳E+۰/۷	۳/۹۱E+۰/۷	۳/۹۰E+۰/۷	۳/۸۹E+۰/۷	۳/۹۲E+۰/۷	۳/۹۲E+۰/۷	۳/۹۲E+۰/۷	۳/۹۳E+۰/۷

جدول ۵- زاویه Pawels و بهترین زاویه استئوتومی

بهترین زاویه استئوتومی	زاویه Pawels (درجه)
۰	۳۰
۱۰-۱۵	۳۵
۱۰-۱۵	۴۰
۱۰-۱۵	۴۵
---	۵۰
---	۵۵
۱۵-۲۰	۶۰
۱۵-۲۰	۶۵
۲۰-۲۵	۷۰

بحث و نتیجه گیری

مطالعه حاضر اولین مطالعه‌ای است که به بررسی زاویه مناسب برای والگوس استئوتومی در شکستگی فمور با استفاده از شبیه سازی با مدل Finite Element پرداخته است. در مطالعه ما روش والگوس استئوتومی برای درمان شکستگی گردن فمور و ایجاد یونیون در نظر گرفته شد که به نظر می رسد در بین روش های درمانی بهترین روش برای ایجاد جوش خوردن باشد. در یک مطالعه Case Series که توسط Marti et al. والگوس استئوتومی روی ۵۰ بیمار انجام شد که در ۴۳ نفر جوش خوردن حاصل شد.^۴ در مطالعه دیگر

(Anglen et al.) در ۱۱ مورد از ۱۳ بیمار تحت والگوس استئوتومی جوش خوردن به وجود آمد.^۵

در مطالعه‌ای دیگر ۸۰٪ از ۱۵ بیمار (۱۲ نفر) و در مطالعه دیگر ۱۰۰٪ از ۱۰ بیمار^۶ و در یک Case Series بزرگ دیگر ۵۸ نفر (۸۸٪) از ۶۶ بیمار^۷ با این روش بهبودی حاصل کردند.

در تمام این مطالعات والگوس استئوتومی و فیکساسیون با Angle Blade بدون دستکاری محل عدم جوش خوردن انجام شده بود.

یکی از عیوب والگوس استئوتومی که باعث شده بسیاری از جراحان با سودمند بودن آن کاملاً موافق نباشند این است که تغییر زاویه گردن و تنه فمور گرچه باعث می شود که شکستگی گردن فمور با عوض شدن جهت نیروهای وارد شده به محل شکستگی زودتر جوش بخورد ولی چون سبب می شود بازوی اهرمی نیروهای وارد شده به سر فمور تغییر کند، خودش باعث خوردگی سریعتر و شدیدتر غضروف سر فمور شده و آرتروز زودرس بدهد که آن هم به اندازه عدم جوش خوردن گردن فمور ناتوان کننده است و شاید عمل کردن بیمار با عمل نکردن بیمار در نهایت تفاوتی نداشته باشد. از طرفی اگر قسمت پروگزیمال فمور استئوتومی شود و بعداً آرتروز دهد و بخواهیم برای بیمار تعویض مفصل انجام دهیم به علت دستکاری قسمت بالایی فمور مشکلات تکنیکی جدیدی مثل مال الاینمنت فمور، دیفکت استخوانی، عدم جوش خوردن محل استئوتومی و امثال آن برای بیمار ایجاد می شود و عمل را سخت تر می کند.

مطالعه حاضر بر اساس Closing Wedge Osteotomy در محل اینترتروکانتریک طراحی شده است. به علت ثبات بیشتر، جوش خوردن بهتر و عدم نیاز به گرافت استخوانی. در مطالعات مختلف نیز محل استئوتومی یا در محل ساب تروکانتریک^{۱۰} و یا در محل اینترتروکانتریک بوده است. از مزایای استئوتومی اینترتروکانتریک می توان به جوش خوردن بهتر (به علت بافت اسفنجی) و نیز امکان Partial Wedge Resection به علت وسعت بیشتر اشاره کرد.^{۱۱}

جهت ایجاد شکستگی در فمور سنتتیک و مدل سازی Blade از نرم افزار Solidworks استفاده شده و سپس Blade در موقعیت مناسب برای استئوتومی قرار داده شد. جهت انجام شبیه سازی هندسه مسئله به نرم افزار انسیس وارد شد. در نهایت نتایج کنش و واکنش در ناحیه سر فمور و خط شکستگی و محل استئوتومی را در محدوده فیزیولوژیک قابل قبول انتخاب و با توجه به آن محدوده زاویه والگوس با توجه به مشخصات بیمار بهینه سازی شد.

در مطالعات زیادی از شبیه سازی رایانه ای برای پیدا کردن پاسخ سئوالات پژوهشی استفاده شده است.

Jing-Guang Qian و همکارانش در مطالعه ای که در سال ۲۰۰۹ روی هشتاد فرد سالم و ۱۰ بیمار با شکستگی گردن فمور انجام دادند، رابطه بین ساختار گردن فمور و شکستگی را بررسی نمودند. آنها از مدل اجزاء محدود برای سنجش توزیع استرس در گردن فمور با زوایای مختلف فمور - گردن بین ۱۱۵ تا ۱۴۰ درجه استفاده کردند. آنها در نهایت پیشنهاد کردند اگر زاویه فمور - گردن کمتر از ۱۲۵ درجه بود و دانسیته استخوان نیز کم باشد بیمار از نظر شکستگی گردن فمور ریسک بالایی دارد.^{۱۲}

در این مطالعه ما از روش اجزای محدود استفاده کردیم که در سایر مطالعات نیز مورد استفاده قرار گرفته بود،^{۱۲} این روش بر پایه یافته های حاصل از سی تی اسکن ایجاد می شود. قبلاً گزارش شده بود که این روش (Finite Element) مزایای زیادی دارد.^{۱۳} علاوه بر این، روش اجزای محدود می تواند به طور دقیقی محدودیت بار در شکستگی پروگزیمال و انتهای فمور را تخمین زده و نتایج حاصل از آن را می توان برای بررسی احتمال خطر شکستگی به کار برد.^۷

Keyak و همکارانش در مطالعه ای در سال ۱۹۹۷ از شبیه سازی رایانه ای با استفاده از مدل Finite Element بر پایه سی تی اسکن برای تخمین بار شکستگی در فمور در *in vitro* استفاده کردند. ۱۸ جفت استخوان فمور مورد بررسی قرار

گرفتند. ارتباط معنی داری بین بار اندازه گیری شده در زمان شکستگی فمور و بار پیش بینی شده توسط شبیه سازی با مدل Finite Element برای شکستگی فمور وجود داشت. آنها چنین نتیجه گیری کردند که پیش بینی احتمال بروز شکستگی فمور به روش شبیه سازی با مدل Finite Element می تواند مانند دانسیتومتری دقیق باشد. اما استفاده کلینیکی از آن به دلیل آن که ملزم به استفاده از اشعه ایکس بخاطر سی تی اسکن هستیم، توجیه پذیر نیست و نیاز به تحقیقات بیشتری دارد.^۷ در مطالعاتی که از این روش در *in vivo* برای پیش بینی بار شکستگی فمور انجام شد، مشخص شد که نتایج حاصل از این مدل باید با دقت بیشتری آنالیز شود و باید توجه ویژه ای به ساینز سوژه ها و کیفیت تصاویر سی تی اسکن داشت. آنها پیشنهاد کردند برای استفاده از این مدل در *in vivo* از اسکن با انرژی بالاتر استفاده شده و به وزن و سایر فاکتورهای سوژه های مورد بررسی توجه کرد.^{۱۴}

در مجموع در مورد استفاده از این روش در شبیه سازی، مطالعات مختلف مزایا و معایبی برای آن برشمردند که از مزایای آن می توان به دقت بالای آن^{۱۳} و امکان استفاده از آن برای مقایسه روش های درمانی مختلف^{۱۵} همچنین امکان استفاده گسترده آن در مطالعات بیومکانیکی اتیولوژی و فیکسیشن شکستگی ها^{۱۶} نام برد. استفاده از تکنولوژی Finite Element در ارتوپدی در حال گسترش می باشد و دقت و تطبیق پذیری آن مورد توجه می باشد.^{۱۶}

از معایب آن می توان به موارد زیر اشاره کرد: در استفاده کلینیکی آن محدودیت هایی وجود دارد زیرا ملزم به استفاده از اشعه ایکس با انرژی بالا بخاطر سی تی اسکن هستیم.^۷ همچنین استفاده از روش شبیه سازی با مدل Finite Element به دلیل هندسه نامشخص و تنوع در موقعیت بار و خواص مواد محدودیت هایی دارد.^{۱۷}

در مطالعه ما نیز این محدودیت ها مشاهده شد همانطور که در بخش نتایج در مورد وزن و قد ذکر شد در مورد ارتباط وزن با میزان فشار تنش در محل شکستگی در صورتی که معیارهای هندسی ما ثابت فرض گردند می توان همین زاویه های پیشنهادی را به عنوان بهترین زاویه استئوتومی در وزن های مختلف تعمیم داد. ولی در صورتی که معیارهای هندسی ما تغییر نمایند لازم است که مجدداً این معیارها جهت بدست آمدن بهترین زاویه استئوتومی به نرم افزار وارد شوند. در مورد ارتباط قد بر روی میزان فشار تنشی نیز از این مطالعه نمی توان استفاده کرد و در صورت تغییر معیارهای هندسی لازم است که

با توجه به اینکه این اولین مطالعه‌ای است که به شبیه‌سازی رایانه‌ای برای یافتن بهترین زاویه استئوتومی می‌پردازد، مطالعات مشابهی برای مقایسه نتایج و بحث در مورد آن یافت نشد.

در این مطالعه ما در حقیقت به دنبال یافتن بهترین زاویه استئوتومی بودیم که هم نیروی تنشی برشی کم باشد هم افزایش قابل ملاحظه‌ای در نیروی سر فمور ایجاد نشود که با استفاده از جداولی که از خروجی‌های نرم افزار حاصل شد می‌توان بهترین زاویه استئوتومی ممکن را پیشنهاد کرد.

تشکر و قدردانی

از مرکز تحقیقات ترومای بیمارستان سینا که هزینه این طرح تحقیقاتی را بر عهده گرفتند، تشکر و قدردانی می‌شود.

مجدداً توسط نرم افزار بررسی صورت گیرد. که این از محدودیت‌های مطالعه ماست.

در مطالعه ما مشخص شد با افزایش زاویه استئوتومی نیروی عضله ابداکتور کاهش می‌یابد که با توجه به موقعیت آناتومیک این عضله و کاهش طول آن به دنبال افزایش زاویه استئوتومی این امر توجیه‌پذیر است.

در مطالعه ما مشخص شد به دنبال افزایش زاویه استئوتومی نیروی مفصل هیپ افزایش می‌یابد. با توجه به این که با تغییر زاویه، محور نیروها، جهت و اندازه اهرم نیروها تغییر می‌کند، تغییر نیروی مفصل هیپ به دنبال تغییر زاویه استئوتومی دور از انتظار نیست.

در مطالعه ما مشخص شد در زاویه ۵۰-۵۵ کاهش چشمگیری در شدت تنش بوجود نیامد که این امر را می‌توان به متعامد شدن صفحه شکستگی با راستای Blade نسبت داد.

Abstract:

The Best Valgus Angle of Hip Joint for the Treatment of Nonunion in Femoral Neck Fracture by Computational Simulation

Siavashi B. MD^{*}, Hamoudi A. MD^{}, Ghatavi E. MD^{***}, Firozbakhsh K. PhD^{****}
Sadeghi M.^{*****}, Keshavarz M.^{*****}**

(Received: 22 June 2013 Accepted: 30 Nov 2013)

Introduction & Objective: Femoral neck fracture is one of the most complicated fractures in orthopedic diseases, and its common complication is nonunion. If the head of femur is alive, one of treatments of nonunion is to alter the fracture line angle and the conversion of displacing force to pressure force at the site of fracture, and this leads to union. On the other hand, it changes the biomechanic of hip and disposes it early destruction that will affect patient's life adverse. Our aim in this study was to achieve an angle that accelerates union and on the other hand does not lead to Arthrosis and joint destruction.

Materials & Methods: With biomechanical analysis and using computational simulation, we assessed the displacing force of femur neck fracture and the pressure force on the head of femur at different angles of valgus. Considering individual geometrical and biological factors and producing graphs to be able to determine the proper angle for valgus osteotomy. It must be able to produce proper pressure force for union at the fracture site, not leading at the destruction of femur head, and not exceeding the physiological limits. To produce fracture in femur and Blade modeling we used solid work software, and then located the blade at the proper place for osteotomy. Geometry was used in the software to perform simulation.

Results: We offered values of stress intensity for fracture angles 30 to 70 and correction angles 0 to 40, and obtained from simulations suitable angles for osteotomy, based on the minimum of shear stress. Furthermore, at the angles 50 and 55 there was no significant change in the shear stress.

Conclusions: According to the results of this study, we offered stress intensity suggested through simulations and recommended angles for osteotomy, based on the minimum of shear stress. Changing the fracture line between 0 to 40 degree had no obvious effect on the force on the head of the femur.

Key Words: Femoral Neck Fracture, Valgus Angle, Simulation

* *Assistant Professor of Orthopedic Surgery, Tehran University of Medical Sciences and Health Services, Sina Hospital, Tehran, Iran*

** *Resident of Orthopedic Surgery, Tehran University of Medical Sciences and Health Services, Sina Hospital, Tehran, Iran*

*** *Resident of Anesthesia, Tehran University of Medical Sciences and Health Services, Sina Hospital, Tehran, Iran*

**** *PhD in Mechanical Engineering, Sharif University, Tehran, Iran*

***** *Medical Student, Tehran University of Medical Sciences and Health Services, Sina Trauma Research Center, Sina Hospital, Tehran, Iran*

***** *Student of Mechanical Engineering, Sharif University, Tehran, Iran*

References:

1. Canale S. Terry, B.J.H., Campbell's operative Orthopaedics., ed. 12. Vol. 3. 2007, USA: Mosby.
2. Robinson, C., M. McQueen, and J. Christie, Hip Fractures in Adults Younger Than 50 Years of Age Epidemiology and Results. Clinical orthopaedics and related research, 1995. 312: p. 238-246.
3. Ly, T.V. and M.F. Swiontkowski, Management of femoral neck fractures in young adults. Indian journal of orthopaedics, 2008. 42(1): p. 3.
4. Marti, R.K., H.M. Schuller, and E.L. Raaymakers, Intertrochanteric osteotomy for non-union of the femoral neck. J Bone Joint Surg Br, 1989. 71(5): p. 782-7.
5. Anglen, J.O., Intertrochanteric osteotomy for failed internal fixation of femoral neck fracture. Clin Orthop Relat Res, 1997(341): p. 175-82.
6. Beischer, A.D., et al., Three-dimensional computer analysis of the modified Ludloff osteotomy. Foot Ankle Int, 2005. 26(8): p. 627-32.
7. Keyak, J., Improved prediction of proximal femoral fracture load using nonlinear finite element models. Medical engineering and physics, 2001. 23 (3): p. 165-173.
8. Magu, N.K., et al., Modified Pauwels' intertrochanteric osteotomy in neglected femoral neck fractures in children: a report of 10 cases followed for a minimum of 5 years. J Orthop Trauma, 2007. 21(4): p. 237-43.
9. Raaymakers, E.L. and R.K. Marti, Nonunion of the femoral neck: possibilities and limitations of the various treatment modalities. Indian J Orthop, 2008. 42(1): p. 13-21.
10. Huang, C.H., Treatment of neglected femoral neck fractures in young adults. Clin Orthop Relat Res, 198 (206) :p. 117-26.
11. Ballmer, F., et al., Pauwels osteotomy for nonunions of the femoral neck. The Orthopedic clinics of North America, 1990. 21(4): p. 759-767.
12. Qian, J.-G., et al., Examination of femoral-neck structure using finite element model and bone mineral density using dual-energy X-ray absorptiometry. Clinical Biomechanics, 2009. 24(1): p. 47-52.
13. Keyak, J.H., et al., Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. Journal of Biomechanics, 1997. 31(2): p. 125-133.
14. Keyak, J.H. and Y. Falkinstein, Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load. Medical engineering and physics, 2003. 25(9): p. 781-787.
15. Demos, H.A., et al., A biomechanical comparison of periprosthetic femoral fracture fixation in normal and osteoporotic cadaveric bone. J Arthroplasty, 2012. 27(5): p. 783-8.
16. Noor, S., et al., Finite element analysis modelling of proximal femoral fractures, including post-fixation periprosthetic fractures. Injury, 2012.
17. Van Jonbergen, H.P., et al., Differences in the stress distribution in the distal femur between patellofemoral joint replacement and total knee replacement: a finite element study. J Orthop Surg Res, 2012. 7: p. 28.