

Software Evaluation of the Biomechanical Effects of Geometric Window Shapes Created in Femoral Cortical on Bone Strength

Alireza Rahim Nia¹, Mohammadkazem Emami Meybodi*¹, Zabihollah Hassanzadeh¹,
Shahab Rasooli¹

¹Trauma Research Center, Baqiyatallah University of Medical Sciences, Tehran, Iran

* Corresponding author: dr.mkemamimeybodi@gmail.com ; Tel: 09131536705

Received: 2016/1/22

Accepted: 2016/4/25

Online publish: 2016/5/21

DOI: 10.20286/hrj-010201

Abstract

Introduction: In order to make a hole on the bone cortex, especially, in the tumors of body in order to do biopsy and curettage creating a hole circularly is routinely recommended. In evaluating resources and references for obtaining documentation based on prioritizing circular holes in bending load and pressure, no positive evidence was observed. For this purpose, two methods of software analysis and force test experiments were used.

Material and Methods: Different forms of holes with an equal amount of area were created on 40 femur rabbit bones under the pressure and bending forces of a hydraulic system in laboratory. The required bending force was calculated by the computer. At the same time, the software analysis of the simulation experiment under the ANSYS system were conducted by the University of Biomechanical Research Team.

Results: The results of the software analysis under the ANSYS system revealed that in pressure and bending load, there was no significant difference in the amount of strength remained in the bone in the presence of a circular hole and other shapes of holes, such as Trapezoid.

Conclusion: The amount of decreased strength in a circular hole did not have a significant difference with regard to none-circular shapes such as trapezoidal. It can be said that other factors such as the type of loading were more effective in decreasing the strength.

Keywords: Femoral Cortex, Biomechanical, Bone.

بررسی نرم‌افزاری اثر بیومکانیکال اشکال هندسی پنجره ایجادشده در کورتکس فمور بر میزان استحکام استخوان

علیرضا رحیم نیا^۱، محمدکاظم امامی میبدی^{۱*}، ذبیح‌الله حسن‌زاده^۱، شهاب رسولی^۱

^۱ مرکز تحقیقات تروما، دانشگاه علوم پزشکی بقیه‌الله (عج)، تهران، ایران

*نویسنده مسئول؛ dr.mkemamimeybodi@gmail.com؛ تلفن: ۰۹۱۳۱۵۳۶۷۰۵

انتشار آنلاین: ۱۳۹۵/۳/۱

پذیرش: ۱۳۹۵/۲/۶

دریافت: ۱۳۹۴/۱۱/۳

DOI: 10.20286/hrj-010201

چکیده

مقدمه: به‌طور متداول، در جراحی‌ها برای ایجاد حفره بر روی کورتکس استخوان به‌خصوص در تومورهای اندام جهت بیوپسی و کورتاژ، توصیه به ایجاد حفره به شکل دایره گردیده است؛ در ارزیابی‌ها در مراجع و منابع جهت به دست آوردن مستندات مبتنی بر ارجحیت شکل دایره در بارگذاری خمش و فشار هیچ گونه یافته مثبتی نیافتیم. در این راستا با دو روش تجزیه و تحلیل نرم‌افزاری و انجام آزمایش‌های ایجاد نیرو در آزمایشگاه، به تحلیل و بررسی موضوع پرداختیم.

مواد و روش‌ها: بر روی ۴۰ عدد استخوان فمور خرگوش حفره‌هایی با اشکال مختلف و مساحت یکسان ایجاد شد و در آزمایشگاه توسط دستگاه هیدرولیک تحت نیروهای خمش و فشار قرار گرفت و نیروی لازم جهت ایجاد شکست توسط رایانه اندازه‌گیری شد. هم‌زمان تحلیل نرم‌افزاری آزمایش شبیه‌سازی شده تحت سیستم ANSYS توسط تیم تحقیقاتی بیومکانیک دانشگاه صنعتی انجام گرفت.

نتایج: در نتایج به‌دست‌آمده از تحلیل نرم‌افزاری تحت سیستم ANSYS، در بارگذاری خمش و فشار، تفاوت معنی‌داری در میزان استحکام باقی‌مانده از استخوان در حضور حفره ی دایره ای شکل و برخی اشکال نظیر ذوزنقه دیده نشد.

نتیجه‌گیری: میزان کاهش استحکام استخوان در حفره ی دایره ای شکل با برخی از اشکال غیر مدور مانند ذوزنقه تفاوت معنی‌داری نداشته و عوامل دیگری به غیر از گرد بودن حفره از جمله نوع بارگذاری در این کاهش استحکام مؤثر می باشد.

واژه‌های کلیدی: کورتکس فمور، بیومکانیکان، استخوان

مقدمه

اصولاً استخوان‌ها از لحاظ اندازه و شکل به چهار دسته تقسیم می‌شوند: استخوان‌های بلند، کوتاه، پهن و نامنظم (۱). استخوان‌های بلند بیشتر در اعضای دست‌وپا یافت می‌شوند و هر کدام شامل یک شفت و دو انتها می‌باشند. بافت استخوان بلند دیالیز نامیده می‌شود و تقریباً استوانه‌ای شکل می‌باشد که فضای خالی درون مرکز استوانه ای کانال مدولاری نام دارد. استخوان‌های متعلق به این گروه کلاویکل، هومروس، رادیوس، اولنا، فمور، تیبیا، فیبولا، متاکارپ، متاتارس و فالانکس می‌باشند. در موقعیت‌هایی که نیاز به استحکام و اتصال با حرکت‌های محدود است، استخوان‌های کوتاه قرار دارند. استخوان‌های کارپال، تارسال، پاتلا و استخوان‌های سزاموئید که از روی مفصل عبور می‌کنند متعلق به این گروه می‌باشند (۱).

در محل‌هایی که عضله اتصال به سطوح پهن وجود دارد و نقش استخوان در آن محافظت از بافت است، استخوان‌های پهن دیده می‌شود که استخوان‌های مجامه، اسکاپولا، استرنوم و دنده از این دسته‌اند. استخوان‌های نامنظم استخوان‌هایی هستند که نمی‌توانند در زیرمجموعه سه دسته گفته‌شده قرار گیرند، مثل استخوان‌های ستون فقرات و خاجی که در هیچ‌کدام از دسته‌بندی‌های بالا قرار نمی‌گیرند (۲).

در اغلب اعمال جراحی ارتوپدی در مواردی همانند عفونت‌ها، تومورها و التهابات، برای تشخیص و یا درمان، نیاز به ایجاد یک حفره در کورتکس استخوان‌های بلند است. اغلب این ویندوها جهت درناژ استئومیلیت حاد یا مزمن و یا تشخیص و کورتاژ ضایعات نئوپلاستیک و ضایعات خوش‌خیم استخوانی می‌باشد (۳). این نوع جراحی می‌تواند بروی استحکام استخوان تأثیر گذاشته و مقاومت اجرا در برابر نیروهای وارده را کاهش داده و باعث افزایش ریسک شکستگی پاتولوژیک در استخوان شود. این موضوع علاوه بر ایجاد موربیدیتی باعث تحمیل درمان‌ها و جراحی‌های بیشتر و حتی در مواردی باعث تغییر روش درمانی از یک جراحی محدود به آمپوتاسیون وسیع می‌گردد (۳، ۴).

در متون جراحی استخوان، در صورت لزوم، ایجاد حفره‌های مدور بر روی کورتکس توصیه شده است (۵). ولی در بررسی مقالات، اثر شکل حفره بر استحکام باقی‌مانده ی استخوان، یکی از چالش‌ها می‌باشد (۶-۹). بر اساس بررسی‌های ما تاکنون در مورد حفره‌های ایجادشده در کورتکس در اشکال گوشه‌دار مانند مربع، مثلث و دوزنقه‌ای شکل در مقابل اشکالی با لبه‌های گرد مانند دایره و اثرات آن بر استحکام استخوان و مقاومت در برابر شکستگی در هنگام ایجاد نیروی خمش یا فشار، هیچ گونه تحقیقی انجام نشده است.

روش بررسی

این مطالعه از نوع بررسی تجربی مدل حیوانی است که در سال ۱۳۹۴ صورت پذیرفت. جامعه پژوهش شامل استخوان فمور خرگوش نر نژاد نیوزلندی با وزن حدود ۲ کیلوگرم بود که با استفاده از مطالعات حجم نمونه ۴۰ موردنظر قرار گرفت.

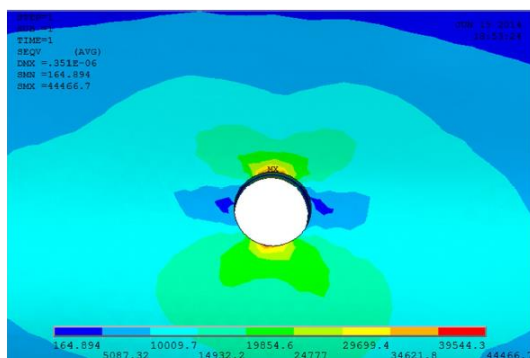
با همکاری اساتید بیومکانیک مرکز تحقیقات دانشگاه امیرکبیر، بررسی مدلینگ کامپیوتری بارگذاری استخوان فمور با فرض دیفکت استخوانی به صورت مربع، مثلث، دایره و دوزنقه با مساحت یکسان و در نقطه‌ای یکسان در وسط دیافیز توسط تیم تحقیقاتی آن مرکز انجام شد و هم‌زمان تعداد ۴۰ عدد استخوان فمور از خرگوش‌های نر نیوزلندی با وزن حدود ۲ کیلوگرم که تحت آتانازی قرار گرفته بودند، بلافاصله با جدا کردن اندام و سپس جداسازی تمام بافت‌های نرم از استخوان تهیه گردید، سپس نمونه‌ها شماره‌گذاری شد و قطر میدشت و طول استخوان‌ها به وسیله ی کولیس از پروگزیمال فمور تا انتهای کنده اندازه‌گیری و ثبت شد. وزن استخوان‌ها نیز با ترازوی دیجیتالی اندازه‌گیری و ثبت گردید. سپس نمونه‌ها به چهار گروه ده عددی تقسیم و پس از قرارگیری در کیسه پلاستیکی در بسته در دمای ۲۰- درجه سانتی گراد پایه نگهداری شدند.

جهت دقت در اندازه، شکل و محل دیفکت‌های کورتیکال، چهار شابلون فلزی از جنس ورق آهن به ضخامت ۳ mm عرض و ۷ mm صورت L شکل طوری طراحی و تهیه شد که در نقطه‌ای یکسان در حدود وسط دیافیز، اشکال دایره، مثلث، مربع و دوزنقه در مساحت یکسان به وسیله ی دستگاه CNC با دقت بالا ایجاد گردید.

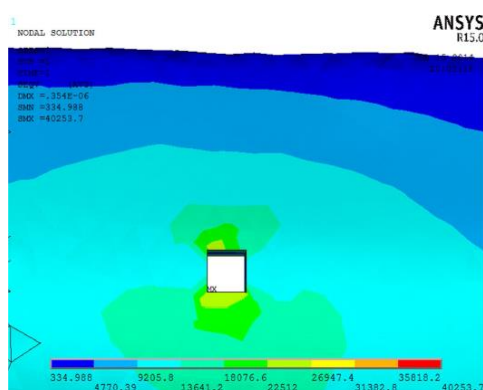
جهت ایجاد حفره‌ها بر روی سطح کورتکس، نمونه‌ها به کمک میکروفرز و فرز ظریف، اشکال هندسی موردنظر به صورت یک‌شکل در هر گروه و با مساحت یکسان و در نقطه‌ای یکسان در تمام نمونه‌ها ایجاد شد. قطر این اشکال در بلندترین قطر حدود ۵۰٪ قطر استخوان در مید شفت بود. همچنین در ایجاد لبه‌ها دقت فراوان جهت ایجاد لبه‌ای صاف و عمود بر کورتکس بدون ایجاد ترک خوردگی صورت گرفت به طوری که قطعه ی استخوان جداشده از هر نمونه به صورت یک‌تکه از کورتکس جدا شد.

برای انجام آزمایش‌های فشار، انتهای دیستال و پروگزیمال نیمی از نمونه‌های هر گروه شکلی بافاصله ی یکسان از مرکز شکل به صورت کاملاً صاف و عمود بر محور استخوان بریده شد. جهت ایجاد تکیه‌گاه و اعمال نیروی کاملاً عمود بر محور، دو استوانه‌ی فلزی که در مرکز آن‌ها سوراخ یک‌طرفه‌ای به اندازه قطر دیافیز ایجادشده بود ساخته شد. در این پژوهش مساحت حفره‌ها برابر می‌باشد.

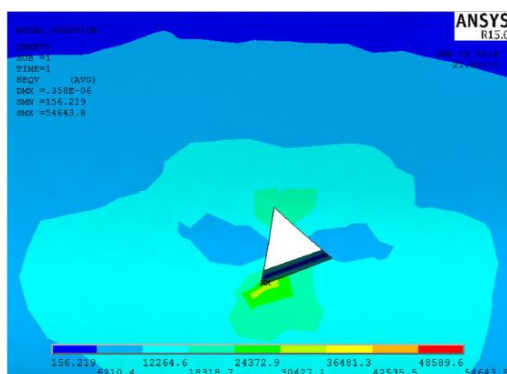
برای انجام آزمایش‌های بیومکانیک تعیین استحکام و



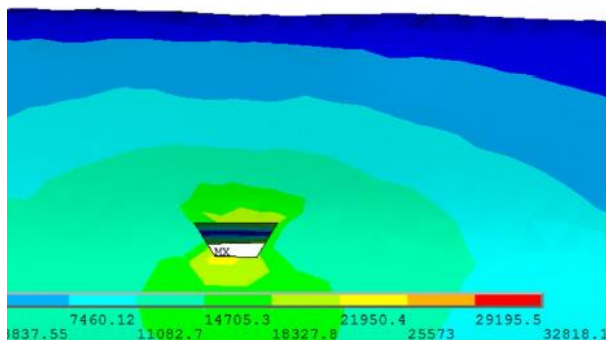
شکل ۱. حفره دایره‌ای تحت نیروی خمش
* تمرکز تنش علی‌رغم عدم وجود گوشه در قطر عرضی بیشتر است



شکل ۲. حفره مربعی تحت نیروی خمش
* تمرکز تنش با وجود گوشه در شکل حفره در اضلاعی که در عرض قرار دارند بیشتر است.



شکل ۳. حفره مثلثی تحت نیروی خمش؛ در حفره مثلثی نقش گوشه‌ها در تمرکز تنش مشهودتر است.



شکل ۴. حفره ذوزنقه‌ای تحت بارگذاری خمش
در این شکل حفره تنش به‌طور وسیع‌تری توزیع شده و تمرکز آن کمتر است

بارگذاری فشار و خمش از دستگاه Santam متعلق به مرکز تحقیقات علوم اعصاب دانشگاه علوم پزشکی بقیه اله ع استفاده شد و از هر گروه شکلی نیمی از نمونه‌ها که شامل ۵ نمونه در هر گروه می‌شد تحت بارگذاری خمش و نیمه دیگر تحت فشار قرار داده شده و حداکثر نیروی لازم جهت ایجاد شکست توسط نرم‌افزار سنجیده و ثبت گردید.

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS تحلیل شدند. در آمار توصیفی از شاخص‌های مرکزی و پراکندگی استفاده گردید. در آمار تحلیلی نیز برای مقایسه ی داده‌های کمی بین گروه‌ها از روش ANOVA استفاده شد. جهت تأیید نتایج حاصله، از تست تعقیبی Tukey استفاده گردید.

نتایج

میزان نیروهای به‌دست‌آمده برای هر نوع حفره و بارگذاری در جدول زیر فهرست شده است.

جدول ۱. نتایج بارگذاری تحت نرم‌افزار در دو حالت خمش و فشار (N=نیوتون)

	Compression	3PBending
Square	1042N	471N
Circle	1595N	455N
Triangle	1438N	366N
Trapezoid	2130N	609N

در بیشتر بارگذاری‌ها (فشار و خمش)، استخوان با حفره‌ی ذوزنقه‌ای بار بیشتری را تحمل کرد. لازم به ذکر است که قاعده‌های ذوزنقه باید موازی با محور اصلی استخوان فمور باشند. پس از حفره‌ی ذوزنقه‌ای، حفره‌ی دایره‌ای، قابلیت تحمل بارهای بیشتری را در بارگذاری فشار دارا است. حفره‌ی مربعی قابلیت تحمل بار بیشتری را در بارگذاری خمشی نسبت به دیگر اشکال پس از حفره ذوزنقه‌ای دارد. حداکثر نیروی شکست در حفره مثلثی شکل از تمام اشکال کمتر بود.

نتایج حاصل از توزیع نیروی وارده و تمرکز تنش با توجه به شکل هندسی و نوع بارگذاری توسط رایانه به‌صورت گرافیکی نشان داده شد. در این شکل‌های گرافیکی نحوه توزیع تنش در یک استخوان فمور تحت بارگذاری، با وجود حفره‌های به اشکال دایره، مربع، مثلث و ذوزنقه‌ای شکل مشاهده می‌شود. در شکل‌های زیر نمونه‌های از رسم گرافیکی نحوه توزیع تنش در نواحی اطراف حفره مشاهده می‌شود.

بحث

با توجه به اینکه نمونه‌ها از استخوان فمور خرگوش‌هایی با نژاد، سن و وزن یکسان تهیه شده و در شرایط یکسان ۲۰- درجه نگهداری شده‌اند و حفره‌ها به کمک شابلون‌های با ابعاد دقیق، در نقطه‌ی ثابت و راستای مشابه و با مساحت یکسان، با وجود تفاوت در اشکال ایجاد شده‌اند، و همچنین در بررسی آماری مشخصات بیومتری استخوان‌ها اختلاف معناداری وجود نداشت و احتمال بروز خطا در آزمایش‌ها کاهش یافته است.

این مطالعه در پی آن است که پارامترهای قابل مقایسه‌ای را به دست آورد که به ما اجازه می‌دهند تا تأثیر نوع شکل پنجره ایجاد شده در کورتکس را بر استحکام استخوان بررسی کنیم. ما در بررسی‌های خود تحقیق مشابهی که تأثیر شکل حفره‌ی کورتکس بر استحکام استخوان را در برابر نیروی خمش و فشار بررسی کند نیافتیم.

در این مطالعه، ما توانایی مقاومت در برابر شکستگی را بر اثر اعمال نیروی خمش و فشار در یک استخوان با حفره‌هایی در کورتکس به شکل دایره که به‌طور معمول در بیوپسی‌ها استفاده می‌شود و اشکال گوشه‌دار مانند مربع، مثلث و ذوزنقه را بررسی نمودیم. این مطالعه، هم به‌صورت تحلیل نرم‌افزاری توسط مرکز فناوری‌های دانشگاه امیرکبیر و هم به‌صورت آزمایشگاهی انجام شد. باقی ماندن بیشتر استحکام در حفره‌ی ذوزنقه به‌طور کلی در هر دو روش مشاهده شد. ولی این برتری در رابطه با بعضی اشکال و در بارگذاری خاص معنادار بود و در کل اختلاف معناداری بین نیروی شکست این شکل حفره با دایره نبود.

نتایج ما در عدم ارجحیت شکل هندسی خاصی برای حفره کورتکس در حفظ استحکام استخوان در بین گروه‌های مورد مطالعه در هنگام بارگذاری خمشی و همچنین عدم وجود اختلاف در بین حفره‌های ذوزنقه‌ای با دایره و بین حفره‌های مربع شکل با مثلثی در بارگذاری فشاری، از لحاظ ثابت نبودن تأثیر یک شکل خاص در استحکام استخوان با نتایج آقای Camargo و Clark مطابقت دارد. البته مطالعات مذکور تحت بارگذاری چرخش انجام شده‌اند (۶، ۱۰).

وجود یک حفره یا پنجره در کورتکس استخوان باعث کاهش استحکام آن در برابر نیروها و استرس‌های وارده می‌شود. خط شکستگی همیشه از محل پنجره عبور می‌کند (۱۱). تجمع استرس در ارتباط با شکل حفره یا تمرکز تنش، یک فنومن شناخته شده‌ای است که به راحتی می‌توان اثر آن را در مواد ایزوتروپیک و الاستیک مشاهده نمود، ولی به‌رحال استخوان دارای ساختار پیچیده‌تری می‌باشد (۱۲، ۱۳).

استخوان دارای ساختار هموزن نیست، وجود تراپیکولاهایی با طراحی خاص و مواد بین آن‌ها باعث بروز ایزوتروپی و

الاستیسیته می‌شود. کورتکس دیافیز استخوان کمپوزیتی متشکل از دو جزء هیدروکسی آپاتیت، ماده‌ای با مقاومت بالا برای ایجاد ریژیدیتی و کلاژن، پروتئینی با خواص الاستیسیته و پلاستیسیته است (۱۴).

حال، با در نظر گرفتن شکل حفره، تجمع بیشتر استرس در اشکالی است که تغییرات ناگهانی در خطوط لبه‌های آن مانند مثلث دیده می‌شود. هر چه زاویه حاده‌تر، اثر تجمع استرس بیشتر بوده، بالطبع کاهش مقاومت استخوان نسبت به استرس افزایش می‌یابد (۷، ۱۴).

البته فقط گرد بودن گوشه‌های حفره برای اثر بر استحکام عامل کافی نمی‌باشد. در مطالعات تئوریک انجام شده، ضریبی را به‌صورت k برای هر شکل هندسی محاسبه نموده‌اند. به‌طور مثال ضریب شکست مثلث متساوی‌الساقین با ارتفاع موازی محور از همه اشکال بالاتر قرار دارد و در عین حال مربعی با قطر موازی محور استخوان، ضریبی کمتر از دایره دارد و در بین این دو شکل ضریب بیضی قرار می‌گیرد (۸). در مطالعات جداگانه Clark و DeSouza بیان شد که نسبت طول به عرض حفره عامل دیگری در استحکام است و Elias این مطلب را با استفاده از روش المان محدود تأیید کرد (۶، ۷، ۹).

با توجه به این که در یک مساحت یکسان، عرض شکل ذوزنقه از طول آن می‌تواند بیشتر باشد ولی دایره علی‌رغم گرد بودن لبه‌ها چنین خصوصیتی ندارد می‌توان نتایج را تحلیل نمود. در ذوزنقه به‌طور کلی، با توجه به تفوق عامل نسبت عرض و طول به اثر تمرکز تنش، استحکام آن نسبت به حفره دایره شکل بیشتر حفظ شد. هر چند این اختلاف معنادار نشد ولی در مقایسه دایره با دیگر اشکال اثر تمرکز تنش عامل مؤثرتری در حفظ مقاومت بیشتر در این شکل می‌باشد. آقای Edgerton به روش المان محدود نشان داد که در حفره‌های با حدود پنجاه درصد قطر دیالیز، استحکام به مقدار زیادی کاهش می‌یابد که این یافته می‌تواند توضیح‌دهنده‌ی علت عدم معنادار شدن میزان نیروی لازم برای شکست در بارگذاری خمش در بین اشکال باشد (۱۵).

به علت ساختار ویژه استخوان، نامنظمی لبه‌های حفره و قطع تراپیکولاهای، می‌تواند به‌عنوان یک نقطه تمرکز تنش عمل نماید و اثر آن را از وجود گوشه‌ها بیشتر نماید. این عامل نیز می‌تواند یکی از علل عدم تطابق کامل نتایج مطالعات تئوریک و آزمودن‌های آزمایشگاهی باشد. حذف اثر نامنظمی‌ها در لبه‌های اشکال و واقعی‌تر شدن شرایط آزمایشگاهی نسبت به تئوری با استفاده از شابلون فلزی دقیق برای هر شکل و استفاده از فرز ظریف میکروسرجری به‌جای استئوتوم، دریل ویا اسیلاتور، و در نتیجه ایجاد پنجره‌هایی با لبه‌های منظم‌تر، می‌تواند جواب

متفاوت از شرایط استخوان جسد می‌باشد و در نتیجه تعمیم این نتایج در بالین به مطالعات بیشتری نیاز دارد

نتیجه‌گیری

میزان کاهش استحکام استخوان در حفره‌ی دایره‌ای شکل با بعضی اشکال غیر مدور مانند دوزنقه تفاوت معنی‌داری نداشته و عوامل دیگری به غیر از گرد بودن حفره از جمله نوع بارگذاری در این کاهش استحکام مؤثر است.

تقدیر و تشکر

بدین‌وسیله از واحد توسعه تحقیقات بالینی بیمارستان بقیه العج و نیز مرکز تحقیقات علوم اعصاب دانشگاه به دلیل همکاری و حمایت انجام‌شده قدردانی می‌گردد.

References

1. Cowin SC. Bone mechanics handbook: CRC press; 2001.
2. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA. Skeletal tissue mechanics: Springer; 1998.
3. Hipp JA, Springfield DS, Hayes WC. Predicting pathologic fracture risk in the management of metastatic bone defects. *Clinical orthopaedics and related research*. 1995;312:120-35.
4. HARRINGTON KD. New trends in the management of lower extremity metastases. *Clinical orthopaedics and related research*. 1982;169:53-61.
5. Canale ST, Beaty JH. *Campbell's operative orthopaedics*: Elsevier Health Sciences; 2012.
6. Clark C, Morgan C, Sonstegard D, Matthews L. The effect of biopsy-hole shape and size on bone strength. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1977;59(2):213-7.
7. Elias JJ, Frassica FJ, Chao EY. The open section effect in a long bone with a longitudinal defect—a theoretical modeling study. *Journal of biomechanics*. 2000;33(11):1517-22.
8. Nowinski J. Effect of holes and perforations on the strength and stress distribution in bone elements. Ghista, D; *Osteoarthromechanics*, New York, Mc Graw Hill. 1982:46-91.
9. DeSouza M, An K, Morrey B, Chao E. Strength reduction of rectangular cortical defects in diaphyseal bone. *Trans Orthop Res Soc*. 1989;35:113.
10. Camargo OP, Martins P, Andrade RMD, Duran CEP, Croci AT, Leivas TP, et al. Comparative analysis of dog femur resistance after receiving circular and square holes. *Acta Ortopédica Brasileira*. 2002;10(2):41-7.
11. Ho KWK, Gilbody J, Jameson T, Miles AW. The effect of 4 mm bicortical drill hole defect

سؤال علت تطبیق بیشتر نتایج تئوریکال شبیه‌سازی و آزمایشگاهی در این تحقیق باشد.

به عبارت دیگر، اگرچه یک جراح باید در جهت حذف برگ خریدهای دخیل در اثر تجمع استرس مانند زاویه‌های حاده و تغییرات ناگهانی در کناره‌های حفره تلاش کند، ولی توجه به ایجاد لبه‌های گردتر می‌تواند باعث کاهش اثر بیشتر تجمع استرس گردیده و از شکستگی پاتولوژیک پیشگیری نماید. البته در واکنش به وجود یک حفره یا پنجره در کورتکس، استخوان دارای مقاومتی دینامیک و سازگار با شرایط ایجاد استرس از جمله سن در هنگام بروز استرس، محل آناتومیک استرس و خصوصیات استرس وارده مثل فرکانس و شدت آن می‌باشد و پاسخ‌های متفاوتی را بسته به هر کدام از شرایط بروز می‌دهد (۱۱). به همین علت شرایط استخوان در بدن موجودات،

- on bone strength in a pig femur model. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2010;130(6):797-802.
12. Jessop H, Snell C, Allison I. The stress concentration factors in cylindrical tubes with transverse circular holes. *Aeronautical Quarterly*. 1959;10(4):326-44.
 13. Burstein A, Frankel V. A standard test for laboratory animal bone. *Journal of biomechanics*. 1971;4(2):155IN7157-156158.
 14. Turner CH, Rho J, Takano Y, Tsui TY, Pharr GM. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. *Journal of biomechanics*. 1999;32(4):437-41.
 15. Edgerton BC, An KN, Morrey BF. Torsional strength reduction due to cortical defects in bone. *Journal of orthopaedic research*. 1990;8(6):851-5.