DOI: 10.22041/ijbme.2007.13497

Effect of Microstructure and Mechanical Properties of Haversian Cortical Bone on Microcrack Propagation Trajectory

A. Raeisi Najafi[1], A.R. Arshi[2*], M.R. Eslami[3], Sh. Fariborz[4], M.H. Moeinzadeh[5]

[1] PhD, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, raeisi@aut.ac.ir

[2] Associate Professor, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran,

[3] Professor, Mechanical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, eslami@aut.ac.ir

[4] Professor, Mechanical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, fariborz@aut.ac.ir

[5] Associate Professor, Industrial and Enterprise Systems Engineering School, University of Illinois at Urbana – Champaign, USA, mansour@uiuc.edu

Abstract

A two dimensional finite element model for the human Haversian cortical bone is represented. The interstitial bone tissue, the osteons and the cement line were modeled as the matrix, the fibers and the interface, respectively. This was due to similarities between fiber-ceramic composite materials and the human Haversian cortical bone. The stress intensity factor in the microcrack tips vicinity was computed using the linear elastic fracture mechanics theory and assuming a plane strain condition. It was therefore possible to study the effect of microstructure and mechanical properties of Haversian cortical bone on microcrack propagation trajectory. The results indicated that this effect was limited to the vicinity of the osteon. If both osteon and cement line were assumed to be softer than the interstitial tissue, the stress intensity factor was increased when the crack distance to the osteon reduced. The stress intensity factor decreased if both osteon and cement line were assumed to be stiffer than the interstitial tissue. The resulting simulation indicated that the effect of existence of osteon on the stress intensity factor was no significance, if both the interstitial tissue and cement line were assumed either stiffer or softer than the osteon. Microcrack trajectory was observed to deviate from the osteon under tensile loading; indicating an independence from the mechanical properties of various tissues. In fact, the microcrack adopts a trajectory between the osteons, thereby increasing the necessary absorbed energy for fracture. This results in an increase in the human Haversian cortical bone toughness. The result of this finite element modeling has been confirmed by through evaluation and comparison made with experimental results.

Keywords: **Human Haversian cortical bone; Microstructure; Linear elastic fracture mechanics theory; Microcrack; Stress intensity factor; Finite element**

* **Corresponding author**
Address: *Ahmad Reza Arshi, Hafez Avenue, AmirKabir University of Technology, Tehran, Iran*
Tel: *+98 21 664542350, +98 9122991449*
Fax: *+98 21 66495655*
E-mail: *arshi@aut.ac.ir*

DOI: 10.22041/ijbme.2007.13497

تأثير ريزساختار و خصوصيات مكانيكي استخوان متراكم هاورس بر مسير رشد ميكروترك‌ها

احمد رئيسي نجفي[۱]، احمد رضا عرشي[۲*]، محمدرضا اسلامي[۳]، شهريار فريبرز[۴]، منصور معين زاده[۵]

[۱] دانش‌آموخته دكترا دانشكده مهندسي پزشكي، دانشگاه صنعتي اميركبير، تهران raeisi@aut.ac.ir

[۲] دانشياردانشكده مهندسي پزشكي، دانشگاه صنعتي اميركبير، تهران

[۳] استاد دانشكده مهندسي مكانيك، دانشگاه صنعتي اميركبير، تهران eslami@aut.ac.ir

[۴] استاد دانشكده مهندسي مكانيك، دانشگاه صنعتي اميركبير، تهران fariborz@aut.ac.ir

[۵] دانشيار دانشكده مهندسي صنايع، دانشگاه ايلينويز در اوربانا- چمپين، آمريكا mansour@uiuc.edu

چكيده

در اين تحقيق، يك مدل ميكرومكانيك المان محدود براي استخوان متراكم هاورس انسان به صورت دوبعدي ارئه شده است. با توجه به شباهت استخوان متراكم هاورس انسان با مواد مركب فيبري-سراميكي، بافت بينابيني، استخوانك و بافت سمنت لاين به ترتيب به عنوان زمينه، فيبر و فصل مشترك اين دو فاز در نظر گرفته شد. سپس با اعمال تئوري مكانيك شكست الاستيك خطي و فرض شرايط كرنش صفحه‌اي، فاكتور شدت تنش در نزديكي نوك يك ميكروترك محاسبه شد. همچنين تأثير ريزساختار و خصوصيات مكانيكي استخوان متراكم انسان بر مسير رشد ميكروترك مورد مطالعه قرار گرفت. نتايج اين مطالعه نشان داد كه تأثير ريزساختار و خصوصيات مكانيكي استخوان متراكم انسان بر رفتار شكست، محدود به نزديكي استخوانك مي‌باشد. اگر استخوانك و سمنت لاين نرم‌تر از بافت بينابيني باشند، هرچه ميكروترك به استخوانك نزديك‌تر باشد، فاكتور شدت تنش در نوك‌هاي ميكروترک بيشتر خواهد بود. در صورتي‌كه اين دو فاز سخت‌تر از بافت بينابيني باشند، تأثير استخوانك بر ميكروترک معكوس مي‌شود. همچنين نتايج نشان داد در صورتي‌كه سمنت لاين و بافت بينابيني سخت‌تر و يا نرم‌تر از استخوانك باشند، تاثير استخوانك بر ميكروترک بسيار ناچيز خواهد بود. اگر ميكروترك تحت شرايط بارگذاري كششي قرارگيرد، مسير رشد ميكروترك همواره به گونه‌اي منحرف مي‌گردد كه از استخوانك دور شود. اين نتيجه به خصوصيات مكانيكي بافت‌هاي مختلف وابسته نيست. در واقع ميكروترك براي رشد خود مسير بين استخوانك‌ها را انتخاب مي‌نمايد و اين خود باعث افزايش جذب انرژي لازم براي شكست و در نتيجه بالا رفتن چقرمگي استخوان متراكم هاورس انسان مي‌شود. اين در صورتي است كه ميكروترك‌ها بر اثر بارگذاري فشاري، در راستاي بار رشد كرده و تقريباً به صورت مستقيم وارد استخوانك مي‌شوند. نتايج اين مدلسازي المان محدود با نتايج تجربي مورد مقايسه قرار گرفت و همخواني خوبي بين آنها وجود داشت.

واژه‌هاي كليدي: استخوان متراكم هاورس انسان؛ ريزساختار؛ تئوري مكانيك شكست الاستيك خطي؛ ميكروترك؛ فاكتور شدت تنش؛ المان محدود

*عهده‌دار مكاتبات:

نشاني: تهران، خيابان حافظ، دانشگاه صنعتی اميركبير، دانشكده مهندسي پزشكي

تلفن: ۶۴۵۴۲۳۵۰، ۰۹۱۲۲۹۹۱۴۴۹، دورنگار: ۶۶۴۹۵۶۵۵ پيام نگار:arshi@aut.ac.ir

۱- مقدمه

تغييرات همراه با سن در استخوان ممكن است كه باعث مستعدتر شدن استخوان به شكست شوند [۱-۴]. اين تغييرات مي توانند خود را به صورت كاهش وزن استخوان، تغيير در ريزساختار و تغيير در خصوصيات مواد نشان دهند [۱-۶]. در برخي از مطالعات، كاهش وزن استخوان به عنوان مهمترين عامل شكست معرفي شده است [۷، ۸]. اما كاهش وزن استخوان، تنها عامل افزايش خطر شكست نيست [۹]. اين در حالي است كه تأثير عامل‌هاي ديگر بر شكست به خوبي مورد مطالعه قرار نگرفته و درك كافي از آنها موجود نيست [۱، ۱۰]. از اين رو در مطالعات جديد تأثير ريزساختار استخوان و همچنين تأثير ميكروتخريب به خصوص به شكل ميكروترك بر پديده شكست مورد توجه زيادي قرار گرفته است [۱۰].

از ديد ريزساختاري، در استخوان متراكم هاورس[1] كه مورد توجه اين مطالعه است، لايه‌هاي تيغه‌اي[2] به صورت استوانه حول يك كانال به نام هاورس قرار گرفته و ساختاري به نام استخوانك ثانويه[3] ايجاد كرده‌اند. فضاي بين استخوانك‌ها را نيز بافت نامنظمي از بافت لايه‌اي به نام بينابيني[4] پر كرده است. يك استخوانك شامل ۱۰ تا ۳۰ لايه تيغه‌اي هم مركز است كه حول كانال هاورس با قطري بين ۳۰ تا ۵۰ ميكرومتر به صورت منظم قرار گرفته‌اند. لازم به ذكر است كه هر لايه تيغه‌اي ضخامتي معادل ۳ تا ۷ ميكرومتر دارد. در ضمن يك سطح مشترك نازك بين استخوانك و بافت بينابيني به نام سمنت لاين[5] وجود دارد كه بافتي نامنظم و از لحاظ خصوصيات مواد نامشخص است [۱۱، ۱۲].

با توجه به ريزساختار استخوان متراكم هاورس، حضور استخوانك‌ها ممكن است كه سختي و استحكام را نسبت به استخوان متراكم اوليه كمتر كند، ولي از آنجايي كه آنها به توقف رشد ميكروترك‌ها كمک مي‌كنند، در نتيجه افزايش چقرمگي[6] و همچنين مقاومت خستگي[7] در استخوان متراكم را به همراه خواهند داشت [۱۰، ۱۳-۱۵]. همچنين سمنت لاين به علت سطح مشترك ضعيف خود با بافت اطراف، بر اثر بارگذاري دچار انفصال[8] مي‌شود. اين پديده باعث بيرون كشيده‌شدن استخوانك[9] از بافت بينابيني و انحراف در رشد ترك مي‌شود كه اين نيز افزايش چقرمگي شكست را به همراه خواهد داشت [۱۶-۱۸].

وجود ميكروترك‌ها در استخوان متراكم انسان تحت شرايط تسليم در مطالعات مختلف گزارش شده است [۱۹، ۲۰] و رابطه آنها با سن، نوع استخوان، استحكام استخوان و تأثير شكل‌شناسي[10] ريزساختار بر رشد آنها مورد توجه مطالعات مختلف بوده است [۲۱-۲٤]. اما نكتة قابل ملاحظه اين است كه هنوز اهميت اين ميكروترك‌ها و پارامترهاي مكانيكي حاكم بر رشد آنها به‌خوبي درك نشده و تأثير ريزساختار در نحوه شكل‌گيري و رشد آنها و تأثير متقابل ميكروترك‌ها بر استحكام و چقرمگي به صورت دقيق مشخص نشده است [۱۰، ۲۵].

از آنجايي كه استخوان متراكم هاورس در بسياري از موارد شبيه مواد مركب فيبري عمل مي‌كند، در بسياري از مطالعات انجام شده مشابه مواد مركب فيبري- سراميكي[11] فرض شده است [۱۱، ۱۲، ۲۶ ،۲۷]. در اين مدل‌ها، استخوانك به عنوان فيبر و بافت محيطي بينابيني به عنوان زمينه در نظر گرفته شده است. سمنت لاين نيز به عنوان سطح مشترك بين فيبر و ماتريس فرض گرديده است.

براي بررسي پديده شكست در اين بافت مركب نيز مي‌توان از تئوري مكانيك شكست الاستيك خطي[12] (LEFM) استفاده كرد [۱۰، ۲۸]. زيرا در بسياري از آزمايش‌هاي شكست استخوان، استخوان از خود رفتار الاستيك خطي نشان داده است [۲۹-۳۱]. همچنين طبق مطالعات روبرتسون و همكاران، منطقه پلاستيك نوك ترك در محدوده ضخامت يك لايه تيغه‌اي (۱-۵ μm) قرار دارد كه در مقايسه با طول ترك ناچيز است [۲۶].

از طرفي ديگر با توجه به پيچيدگي ريزساختار ميكرومكانيك استخوان متراكم يكي از بهترين روش‌هاي مدل‌سازي اين بافت استخواني روش المان محدود است [۳۱، ۳۳]. از اين رو در اين تحقيق، استخوان متراكم هاورس به كمک المان محدود و فرض شكست الاستيك خطي به

[1] Haversian cortical bone
[2] Lamellae
[3] Secondary osteon
[4] Interstitial tissue
[5] Cement line
[6] Toughness
[7] Fatigue resistance
[8] Cement line
[9] debonding
[10] Osteon pull out Morphology
[11] Fiber-ceramic matrix composite material
[12] **L**inear **E**lastic **F**racture **M**echanics

صورت ماده مركب فيبري- سراميكي مدل گرديد. هدف از ارائه اين مدل بررسي تأثير ريزساختار و خصوصيات مكانيكي استخوان بر پديده شكست، مسير رشد ترك و در حالت كلي درك بهتر رفتار شكست در استخوان بود.

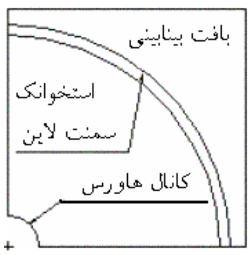
۲- روش و مدل‌سازي

با توجه به شباهت ريزساختار استخوان متراكم هاورس و مواد مركب فيبري- سراميكي، در مدل ارائه شده در اين تحقيق، استخوانك‌ها كه تقريباً حالت دايره‌اي و به صورت موازي با يكديگر در راستاي محور طولي استخوان قرار گرفته‌اند به عنوان فيبر در نظر گرفته شده است. بافت بينابيني كه داراي نظم كمتري بوده و فضاي بين استخوانك‌ها را پر كرده است، به عنوان زمينه فرض شده است. البته بافت سومي به نام سمنت لاين كه فصل مشترك استخوانك و بافت بينابيني را تشكيل مي‌دهد، نيز در مدل لحاظ گرديد (شكل ۱). براي بررسي بهتر تأثير ريزساختار استخوان بر مسير رشد ميكروترك مدل‌هاي مختلفي شامل يك استخوانك، دو استخوانك و يا چند استخوانك ساخته شد. البته به منظور کاهش حجم محاسبات، در مدلي که شامل یک استخوانك بود، با توجه به تقارن مدل تنها یک چهارم آن در نظر گرفته شد.

براي ساخت مدل از نرم‌افزار كاسكا ۱/۴[13]، به‌عنوان يك توليد كننده مش دو بعدي، استفاده شد و به‌وسيله نرم‌افزار فرنک[14] كه يك شبيه‌ساز دوبعدي تحليل شكست است، آناليز شكست با فرض LEFM بر روي مدل‌ها انجام شد. مش المان محدود مدل‌ها در شكل ۲ نمايش داده شده است كه در همة آنها از المان هاي مثلثي با شش گره ويا المان مربعي با هشت گره استفاده گرديد.

در ساخت مدل فرض‌هاي ساده كننده زير در نظر گرفته شد: ۱. مدل به صورت الاستيك كرنش صفحه‌اي فرض شد؛ ۲. ساختمان استخوانك‌ها به صورت يك استوانه توخالي دايره‌اي شكل در نظر گرفته شد؛ ۳. خصوصيات مواد مدل به صورت هموژن و ايزوتروپ فرض گرديد؛ ۴. سطح مشترک بافت‌هاي مختلف به صورت اتصال كامل[15] مدل شد.

همان‌طور كه گفته شد در اين مدل سه ماده در نظر گرفته شده است. مدول الاستيك فيبرهاي استخوانك ۱۲ GPa در نظر گرفته شد [۱۱، ۱۶، ۳۴-۳۶]. براي مدول الاستيك زمينه بافت بينابيني در مطالعات مختلف دو مقدار گزارش شده است. در برخي مطالعات با توجه به اين كه بافت بينابيني، حاصل از لايه‌هاي تيغه‌اي دوباره مدل‌سازي شده استخوانك‌ها مي‌باشد، مدول الاستيك آن كمتر از مدول الاستيك استخوانك گزارش شده است (۱۰ GPa) [۱۱]. اما برخي ديگر از تحقيقات گزارش كرده‌اند كه بافت بينابيني از متوسط استخوانك‌ها معدني‌تر است، بنابراين داراي مدول الاستيك بيشتري است (۱۵ GPa) [۳۷، ۳۸]. در مورد خصوصيات مكانيكي بافت سمنت لاين نيز كه بافتي نامنظم است، ارقام مختلفي گزارش شده است. از طرفي با توجه به طبيعت و مواد تشكيل دهنده سمنت لاين، نرمي آن مي‌تواند از استخوان بيشتر [۳۹] و حتي يك بافت ويسكوز[16] باشد [۴۰]. از طرفي ديگر طبق مطالعات كري [۴۱] سمنت لاين از بافت اطراف خود معدني‌تر است. از اين رو در اين تحقيق دو مقدار، يكي نصف مدول الاستيك استخوانك و ديگري دو برابر آن، براي مدول الاستيك سمنت لاين در نظر گرفته شد [۴۲].

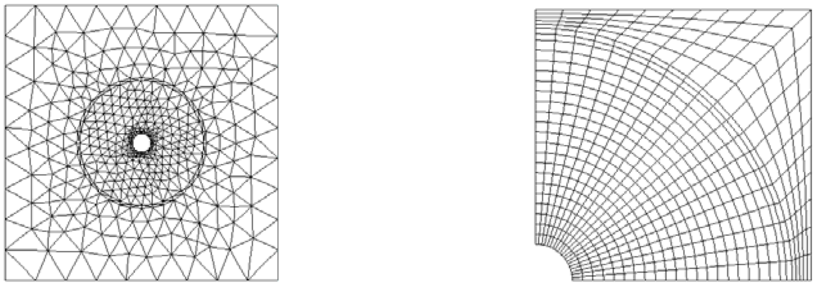


الف

ب

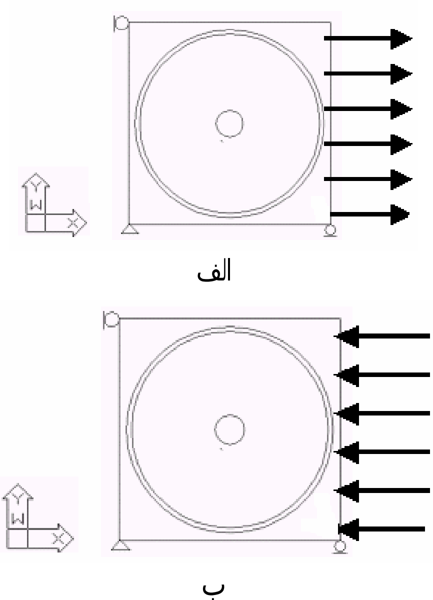
شكل ۱- مدل ميكرومكانيك مركب استخوان متراكم هاورس الف) مدل یک چهارم استخوانك، ب) مدل استخوانك كامل

[13] Casca Version 1.4
[14] France 2D
[15] Perfect bonding
[16] Viscous



شکل ۲- مدل المان محدود براي الف) مدل يک چهارم استخوانك، ب) مدل استخوانك کامل

شرايط مرزي مدل نيز در شکل ۳ نمايش داده شده است.
با توجه به محدوده تنش در قسمت ديافيز استخوان‌هاي بلند، تنش نرمال در مرز، مقدار MPa ۱۵ فرض شد. همچنين بايد اضافه کرد که جابجايي گره‌ها در امتداد مرزها به يکديگر کوپل در نظر گرفته شد تا مرزها در مدت تغييرشکل به صورت مستقيم و موازي با موقعيت اوليه خود باقي بمانند تا شرط پيوستگي ماده برقرار باشد. ترك‌ها نيز به دو صورت ترك لبه‌اي[۱۷] و ترك داخلي[۱۸] در مکان‌هاي مختلف نسبت به استخوانك در مدل ايجاد گرديد که با توجه به شرايط مرزي گفته شده، تأثير ريزساختار و خصوصيات مکانيکي بر روي فاکتور شدت تنش و مسير رشد ترك[۱۹] (SIF) مورد مطالعه قرار گرفت.

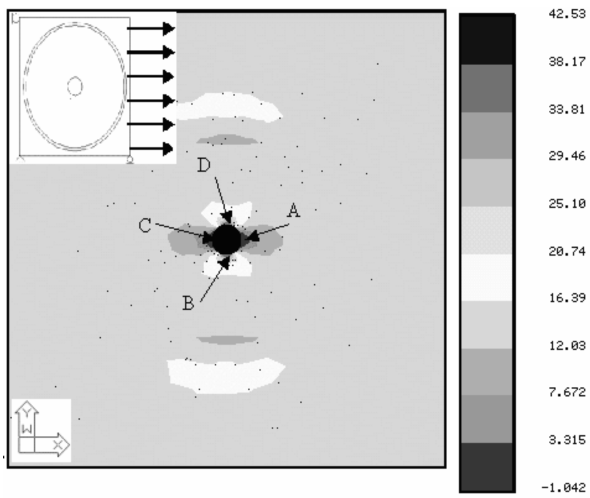


شکل ۳- شرايط مرزي مدل الف) بارگذاري کششي ب) بارگذاري فشاري. گره‌هاي روي مرزها به يکديگر متصل شده‌اند تا جابجايي يکساني در جهت عمود بر سطح خود داشته باشند.

۳- نتايج

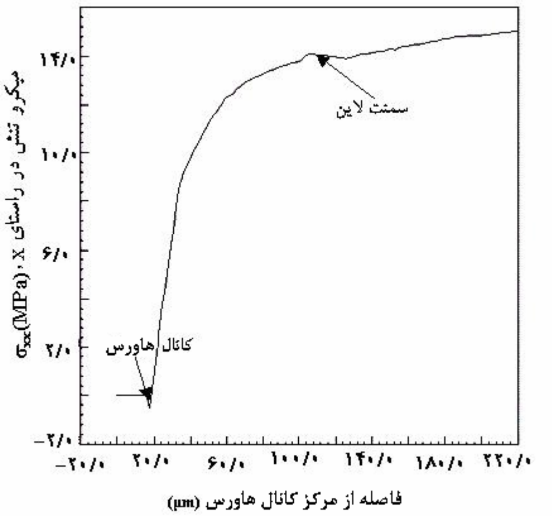
۳-۱- تحليل استاتيك

توزيع تنش در حد ميکرو[۲۰] با بارگذاري σ_{xx}=۱۵ MPa در شکل ۴ آورده شده که بيشترين مقدار آن در سطح کانال هاورس در نقطه‌هاي B و D مشاهده مي‌شود. شکل‌هاي ۵ و ۶ تغييرات تنش بر حسب فاصله از کانال هاورس را نشان مي‌دهند. مشاهده مي‌شود که تنش در مرز سمنت لاين و کانال هاورس داراي تغييرات ناگهاني است. شکل‌هاي ۷ و ۸ نيز نمايانگر تغييرات زياد تنش در مرز کانال هاورس است.

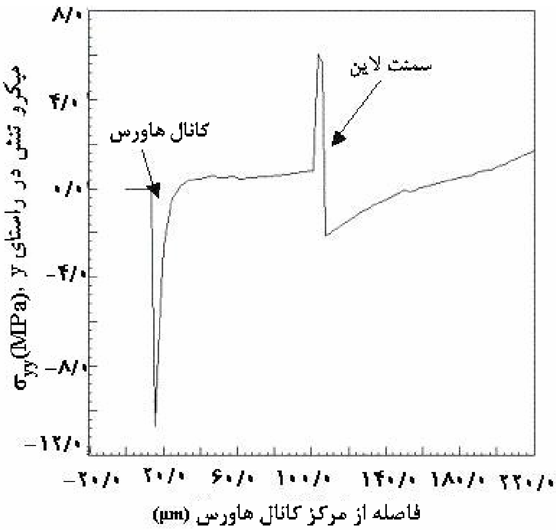


شکل ۴- تغييرات ميکروتنش در جهت X بر اثر بارگذاري σ_{xx}=۱۵ MPa در شرايطي که استخوانك نرم‌تر از بافت بينابيني و سمنت لاين نرم‌تر از هر دو باشد. نقطه‌هاي A و C کمترين و نقطه‌هاي B و D بيشترين ميکروتنش در جهت X را دارا مي‌باشند. مقادير تنش در شکل بر حسب مگا پاسگال آورده شده است.

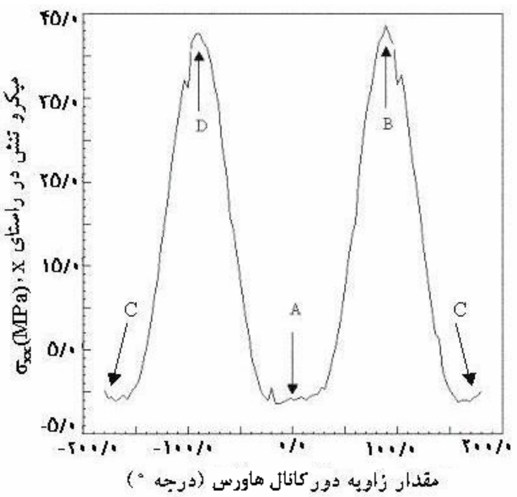
[17] Edge crack [18] Internal crack [19] Stress Intensity Factor [20] Microlevel stress



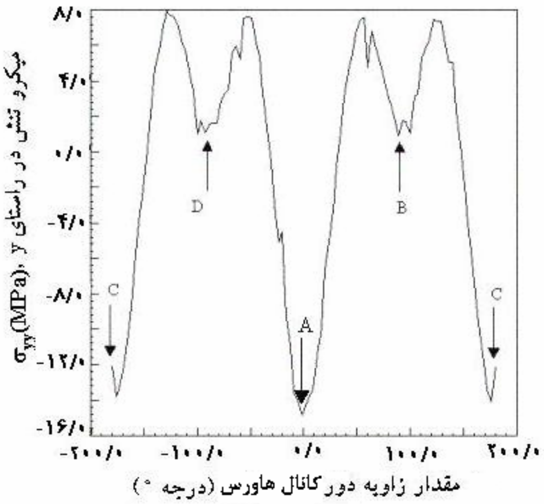
شکل ۵- تغییرات σ_{xx} بر حسب فاصله از مرکز کانال هاورس بر روي يك خط در راستاي X که از مرکز کانال مي‌گذرد.



شکل ۶- تغییرات σ_{yy} بر حسب فاصله از مرکز کانال هاورس بر روي يك خط در راستاي X که از مرکز کانال مي‌گذرد.



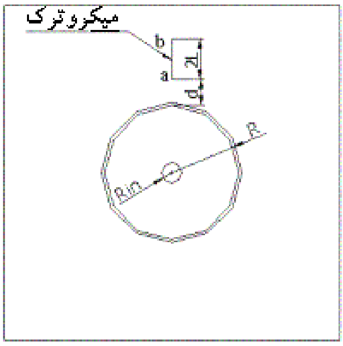
شکل ۷- تغییرات σ_{xx} بر روي مرز کانال هاورس



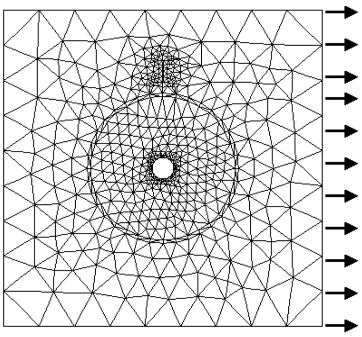
شکل ۸- تغییرات σ_{yy} بر روي مرز کانال هاورس

۳-۲- نتايج تحليل شکست

پس از انجام تحليل استاتيك با ايجاد يك ميكروترك در داخل بافت بينابيني، تحليل شکست با فرض مکانيك شکست الاستيك خطي انجام شد. با توجه شكل ۹، يك استخوانك به تنهايي، دور از استخوانك‌هاي ديگر، و يك ميكروترك داخلي عمود بر نيروي خارجي و در راستاي مرکز استخوانك در نظر گرفته شد.



الف

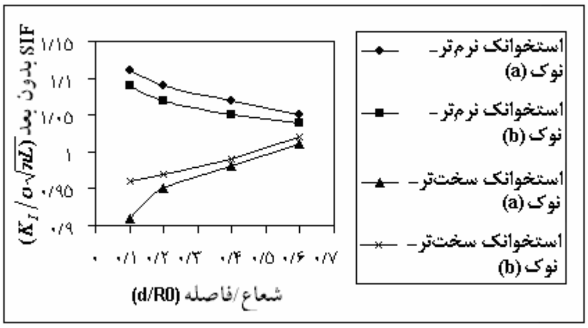


ب

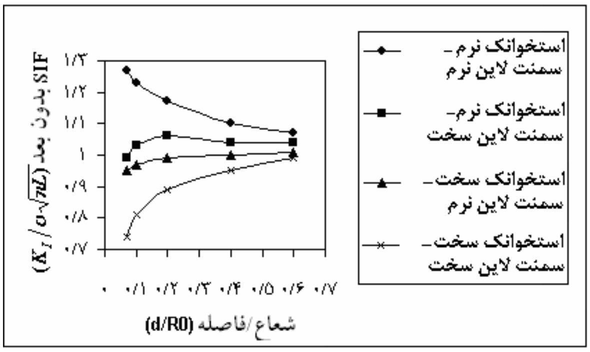
شکل ۹- الف) مدل يك ميكروترك در بافت بينابيني، ب) مش حاصل از المان محدود

با كاهش فاصله ترك از استخوانك (d)، مشاهده گرديد كه اگر استخوانك نرم‌تر از بافت بينابيني باشد و از وجود سمنت لاين در مدل چشم‌پوشي شود، فاكتور شدت تنش (SIF) در نوک‌هاي ميكروترک افزايش مي‌يابد. اين در حالي است اگر استخوانك سخت‌تر از بافت بينابيني باشد، با كاهش d، مقدار SIF نيز كاهش خواهد يافت (شكل۱۰). در شكل ۱۰ مشاهده مي‌شود تأثير استخوانك بر SIF در نوک ميكروترک محدود به نزديكي استخوانك است. به منظور بهبود در مدل، سمنت لاين بين استخوانك و بافت بينابيني در نظر گرفته شد. مشاهده گرديد كه اگر استخوانك و سمنت لاين هر دو نرم‌تر و يا سخت‌تر از بافت بينابيني باشند، تأثير استخوانك بر SIF در نوک ميكروترک افزايش مي‌يابد (شكل‌هاي ۱۱ و ۱۲). در صورتي‌كه بافت بينابيني و سمنت لاين هر دو نرم‌تر و يا سخت‌تر از استخوانك باشند، تأثير حضور استخوانك بر روي مقادير SIF در نوک ميكروترک بسيار كاهش خواهد يافت.

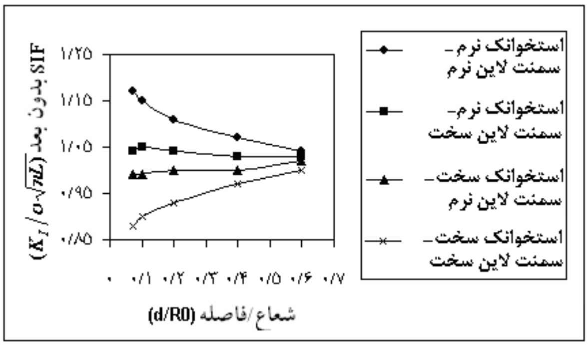
همچنين در مدل مشاهده گرديد كه اگر نوك دورتر ميكروترك (b) ثابت باشد، هر چه طول ترك افزايش يابد، مقدار SIF در نوك ديگر (a) نيز افزايش خواهد يافت. اگر استخوانك و سمنت لاين هر دو نرم‌تر از بافت بينابيني باشند، با نزديک شدن نوک a به استخوانك، شدت افزايش SIF بيشتر خواهد شد. اما اگر استخوانك و سمنت لاين هر دو سخت‌تر از بافت بينابيني باشند، SIF در نزديكي استخوانك كاهش مي‌يابد (شكل۱۳).



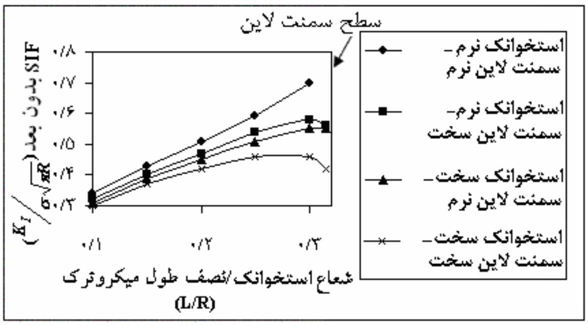
شكل ۱۰- نمودار تغييرات مقدار بدون بعد شده SIF در دو نوك ميكروترك با طول ثابت برحسب مقدار بدون بعد شده فاصله ميكروترك از استخوانك وقتي در مدل سمنت لاين در نظر گرفته نمي‌شود.



شكل ۱۱- نمودار تغييرات مقدار بدون بعد شده SIF در نوك نزديك ميكروترك (a) با طول ثابت برحسب مقدار بدون بعد شده فاصله ميكروترك از استخوانك. تأثير استخوانك بر روي ميكروترك در نزديكي استخوانك مشخص است.

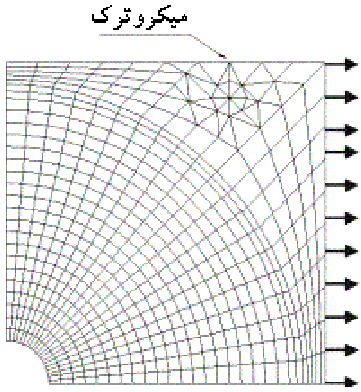


شكل ۱۲- نمودار تغييرات مقدار بدون بعد شده SIF در نوك دور ميكروترك (b) با طول ثابت برحسب مقدار بدون بعد شده فاصله ميكروترك از استخوانك

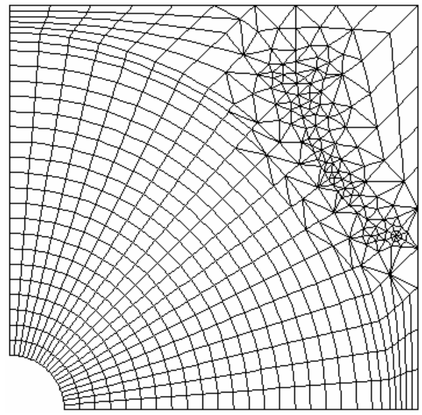


شكل ۱۳- نمودار تغييرات مقدار بدون بعد شده SIF در نوك نزديك ميكروترك (a) برحسب مقدار بدون بعد شده طول ميكروترك هنگامي كه نوك ديگر ثابت است.

در مدل يك چهارم استخوانك يك ميكروترك لبه‌اي عمود بر راستاي نيروي خارجي در نظر گرفته شد و مسير رشد ميكروترک تحت بارگذاري كششي مورد بررسي قرار گرفت. مشاهده گرديد كه استخوانك باعث انحراف در مسير رشد ميكروترك مي‌شود. البته بايد افزود كه اين تأثير از خصوصيات مكانيكي بافت‌هاي مختلف در مدل جداست (شكل ۱۴).

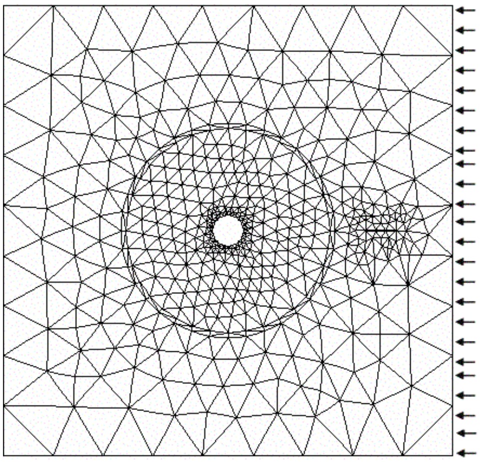


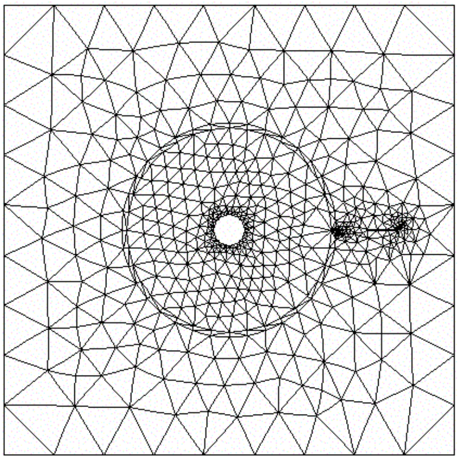
الف


ب

شكل ۱۴- مسير رشد ميكروترك تحت بارگذاري كششي طي رشد، ميكروترك از مسير خود منحرف شده و از استخوانك دور مي‌شود. الف) ميكروترك اوليه، ب) مسير رشد ميكروترك

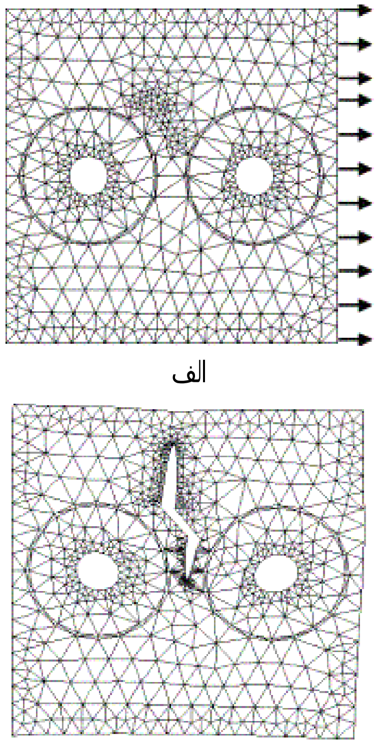
براي بررسي تأثير بار فشاري بر مسير رشد ميكروترك‌ها، يك ميكروترك داخلي هم جهت با نيرو و در بافت بينابيني ايجاد گرديد. مشاهده شد كه طي بارگذاري، ميكروترك در يك مسير مستقيم و حركتي زيگ‌زاگ مانند وارد استخوانك مي‌شود (شكل ۱۵).


الف


ب

شكل ۱۵- مسير رشد ميكروترك تحت بارگذاري فشاري ميكروترك به صورت مستقيم و موازي با جهت بارگذاري وارد استخوانك مي‌شود.
الف) ميكروترك اوليه، ب) مسير رشد ميكروترك

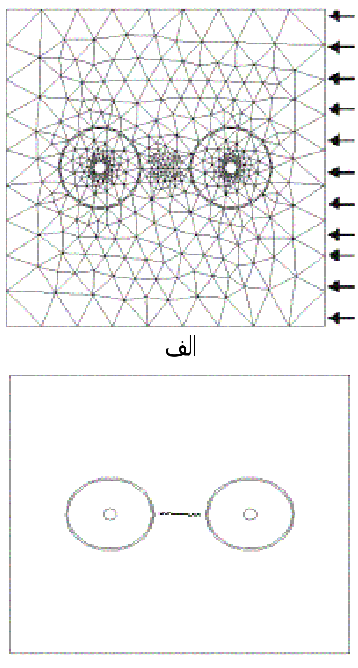
شكل ۱۶-الف مدلي شامل ۲ استخوانك و يك ميكروترك داخلي را نشان مي‌دهد. در اين مدل مشاهده شد كه تحت بارگذاري كششي، رشد ميكروترك ما بين دو استخوانك شكل مي‌گيرد (شكل ۱۶-ب). در واقع استخوانك‌ها باعث انحراف در مسير رشد ميكروترك‌ها مي‌گردند. اين در حالي است كه اگر بارگذاري به صورت فشاري و ميكروترك نيز هم جهت با نيرو بين دو استخوانك باشد (شكل ۱۷- الف)، ترك به شكل زيگ‌زاگ رشد كرده و تقريباً در راستاي يك خط مستقيم وارد استخوانك مي‌شود (شكل ۱۷-ب).



الف

ب

شكل ۱۶- ميكروترك تحت بارگذاري كششي در بين استخوانك‌ها رشد مي‌كند. الف) ميكروترك اوليه، ب) مسير رشد ميكروترك



الف

ب

شكل ۱۷- ميكروترك تحت بارگذاري فشاري، موازي با جهت بارگذاري، به صورت مستقيم رشد كرده و وارد استخوانك مي‌شود. الف) ميكروترك اوليه ب) مسير رشد ميكروترك

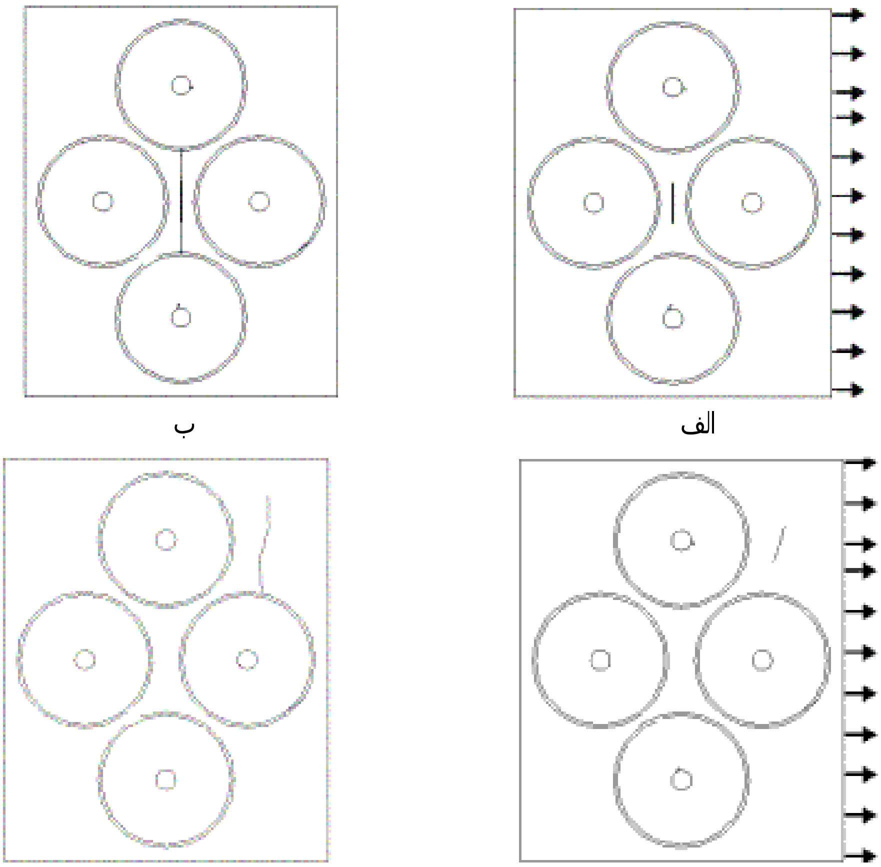
براي نزديك شدن به شرايط واقعي و ارزيابي بهتر تأثير ريزساختار استخوان متراكم هاورس بر مسير رشد ميكروترك، مدلي شامل ۴ استخوانك مورد بررسي قرار گرفت. در اين مدل مشاهده گرديد كه مسير رشد ميكروترك‌ها به شدت تحت تأثير استخوانك‌ها و فاصله آنها است، به‌گونه‌اي كه اگر فاصله بين استخوانك‌ها كم باشد ميكروترك طي رشد نمي‌تواند مسير بين آنها را طي كرده و متوقف مي‌شود (شكل ۱۸).

۴- بحث

۴-۱- تحليل استاتيك

در تحليل استاتيك مشاهده شد ميكروتنش‌هاي حاصل از بارگذاري ماكرو در سطح كانال هاورس و همچنين در مرز سمنت لاين داراي تغييرات ناگهاني هستند (شكل‌هاي ۴ تا ۸) كه اين مي‌تواند ناشي از تخلخل كانال هاورس و تغيير خصوصيات مكانيكي در مرز سمنت لاين باشد. نتايج به دست آمده مطابقت خوبي با گزارش ارائه شده توسط هوگان[21] دارد [۱۱]. البته تغييرات ميكروتنش‌ها در استخوان متراكم بيش از اين خواهد بود. زيرا تنها تخلخل در نظر گرفته شده در مدل، كانال هاورس بوده و تخلخل‌هاي ديگري مانند كانال‌هاي ولكمن[22] در مدل لحاظ نشده است. همچنين بايد افزود كه رفتار سمنت لاين بسيار پيچيده‌تر از يك ماده الاستيك است، به طوري كه، حتي رفتار ويسكوالاستيك نمايش مي‌دهد كه مي‌تواند با تغيير شكل غيرالاستيك خود تغييرات تنش در اين مرز را تحت تأثير قرار دهد [۱۱]. علاوه بر موارد ياد شده، فرض اتصال كامل بين اجزا مختلف نيز مي‌تواند بر روي تغييرات تنش تأثيرگذار باشد. بنابراين براي دستيابي به تغييرات دقيق‌تر ميكروتنش، اطلاعات بيشتري از اجزاي استخوان متراكم لازم است تا درك بهتري از مدل‌سازي و بازسازي استخوان حاصل شود [۱۱].

[21] Hogan
[22] Vollkmann's canals



شكل ۱۸- رشد ميكروترك (تحت بارگذاري كششي) به شدت تحت تاثير فاصله استخوانك‌ها از يكديگر است. اگر فاصله استخوانك‌ها كم باشد نمي‌تواند مسير بين آنها را طي كند. الف و ج) ميكروترك اوليه، ب و د) مسير رشد ميكروترك.

۴-۲- تحلیل شکست

در اين تحقيق، ميكرومكانيک شكست استخوان متراكم هاورس و تأثير خصوصيات مواد و شكل‌شناسي ريزساختار استخوان بر پديده شكست مورد بررسي قرار گرفت. ميكروترک‌ها به صورت لبه‌اي و داخلي در بافت بينابيني فرض شدند. قرار دادن ميكروترك‌ها در بافت بينابيني به اين علت انجام گرفت كه در شرايط in vivo نيز ميكروترك‌هاي بيشتري در اين بافت نسبت به استخوانك مشاهده مي‌گردند [۲۷، ۴۳]. با توجه به نوع ميكروترك و نوع بارگذاري، تنها مد اول شكست مورد توجه قرار گرفت و اين در شرايطي است كه براي تحليل واقعي شكست بايد با يك مدل سه بعدي هر سه مد شكست را مورد بررسي قرار داد تا به نتايج دقيق‌تري دست يافت. همچنين بايد اضافه كرد در اين مطالعه، پديده شكست و رشد ميكروترک‌ها تا قبل از رسيدن آنها به سمنت لاين مورد بررسي قرار گرفت. به همين دليل از پديده جدا شدن سمنت لاين چشم‌پوشي شد.

طبق نتايج به دست آمده، رفتار شكست در استخوان متراكم هاورس به طور مشخص تحت تأثير نامرتب بودن ريزساختار[۲۳] است. به گونه‌اي كه تأثير استخوانك‌ها بر SIF در نوک ميكروترك‌ها با تغيير خصوصيات مكانيكي در بافت‌هاي مختلف ريزساختار متفاوت خواهد بود. اين نتيجه همخواني خوبي با نتايج كارهاي تجربي و نظري ديگر دارد [۲، ۱۰]. بر اساس نتايج به دست آمده، اگر استخوانك و سمنت لاين نرم‌تر از بافت اطراف خود باشند، SIF در نوک ميكروترک‌هاي نزديک افزايش مي‌يابد. در صورتي كه اگر استخوانك و سمنت لاين سخت‌تر از بافت اطراف خود باشند، اين تأثير معكوس خواهد بود. همچنين نتايج نشان دادند كه وجود سمنت لاين‌ها قابل چشم‌پوشي نيست، به‌گونه‌اي كه اگر سمنت لاين و بافت بينابيني سخت‌تر و يا

[23] Microstructural heterogeneity

نرم‌تر از استخوانك باشند، تأثير استخوانك بـر SIF در نـوک ميکروترک بسيار ناچيز مـي‌شـود. در مطالعـات تجربـي نيـز مشخص شده است که با گذشت سـن تفـاوت خـصوصيات مکانيکي بين استخوانك و بافت بينابيني افزايش مي‌يابد [۴۴، ۴۵]. اين مسأله بـر خـصوصيات شکـست بافـت تـأثيرگـذار خواهد بود [۲، ۱۰]. ممكن است يكي از دلايل مستعد شـدن استخوان به شكست همين تغييـر خـصوصيات مكـانيكي در بافت‌هاي مختلف استخوان باشد.

مسير رشد ميکروترک‌ها نيز به نوع بارگذاري و ريزساختار استخوان متراکم هاورس وابسته است. اگر ميكروترك تحت بارگذاري كششي قرار گيرد با نزديک شدن به استخوانك، منحرف گرديده و از آن دور مي‌شود. پديده فوق بدون توجه به خصوصيات مكانيكي بافت‌هاي مختلف رخ مي‌دهد. اين نتيجه با گزارش ژو[۲۴] و همكاران در تضاد است [۱۰]. آنها گزارش كردند كه فقط استخوانك سخت، ميكروترك را از خود دور مي‌كند [۱۰]. البته در تحقيق آنها به صورت مستقيم فرايند رشد ميكروترك‌ها مورد بررسي قرار نگرفته است. آنها با توجه به اينكه اگر استخوانك سخت‌تر از بافت بينابيني باشد، سبب كاهش SIF در ميكروترک‌هاي نزديک خود مي‌شود، اين نتيجه را گزارش كردند. به هر صورت، پديده انحراف ميكروترک‌ها خود باعث جذب انرژي بيشتري براي رشد ميكروترك مي‌شود و در نتيجه افزايش چقرمگي استخوان در مقابل شكست را به همراه خواهد داشت. البته اين رفتار در مشاهدات تجربي نيز گزارش شده است [۱۳، ۱۴]. اما اگر ميكروترك هم جهت با بارگذاري فشاري باشد، ترك تحت تأثير بارگذاري طي يك مسير مستقيم و هم جهت با نيرو، وارد استخوانك مي‌شود. در مطالعات تجربي بر روي سطح شكست توسط ميكروسكوپ الكتروني روبشي[۲۳] (SEM) نيز مشاهده شده است كه ميكروترك‌ها تحت نيروي فشاري و هم جهت با آن وارد استخوانك مي‌شوند [۱۹، ۲۵]. در نتيجه، ميكروترک‌ها در بارگذاري فشاري تقريباً مستقيم و بلند هستند [۴۶-۴۸] و اگر اين ميكروترک‌ها تحت بارگذاري كششي قرار گيرند، مقاومت كمتري از خود در مقابل شكست نشان خواهند داد.

همان طور كه گفته شد ميكروترك طي رشد تحت تأثير استخوانك منحرف شده و براي رشد خود مسير بين استخوانك‌ها را انتخاب مي‌كند. اما رشد ميكروترک در بين استخوانك‌ها متأثر از فاصله بين آنها نيز خواهد بود. در مدل‌هاي شامل چند استخوانك مشاهده گرديد كه اگر استخوانك‌ها بسيار نزديك به يكديگر باشند رشد ميكروترك به كندي انجام خواهد شد و پس از مدتي متوقف مي‌شود. بنابراين اگر تعداد استخوانك‌ها تا حدي زياد و فاصله آنها به مقداري كمتر باشد، ريزساختار مي‌تواند باعث توقف رشد ميكروترك‌ها و در نتيجه ايجاد و تجمع بيشتر ميكروترك‌ها گردد. اين پديده احتمال شكست ناگهاني را افزايش داده و كاهش چقرمگي استخوان را به همراه خواهد داشت. در مطالعات تجربي نيز مشاهده شده است چگالي استخوانك يكي از بهترين پارامترهاي توضيح دهنده چقرمگي است [۲۲، ۴۹-۵۲]. اما نبايد فراموش كرد كه در مدل ارائه شده در اين تحقيق پديده انفصال سمنت لاين‌ها و بيرون كشيده شدن استخوانك‌ها در نظر گرفته نشده‌اند. در صورتي كه اين دو پديده نيز بر چقرمگي استخوان تأثيرگذارند [۱۵-۱۷،۵۳].

۵- نتيجه‌گيري

به طور خلاصه مي‌توان نتيجه گرفت كه خصوصيات مـواد و پارامترهـاي شـكل‌شناسـي ريزسـاختار اسـتخوان بـر رفتـار شكست آن بسيار تأثيرگذار هستند. نتايج اين تحقيق تأكيد بر تأثير تفاوت خصوصيات بافت‌هاي مختلف استخوان متـراكم هاورس بر پديده شكست را نشان مي‌دهند. اگر استخوانك و سمنت لاين نرم‌تر از بافت اطراف خـود باشـند، اسـتخوانك يک تأثير افزاينـده بـر SIF در نـوک ميكروتـرک‌هـا خواهـد داشت. در صورتي كه اگر استخوانك و سمنت لاين سخت‌تر از بافت اطراف خود باشند، اين تأثير معكـوس خواهـد بـود. همچنين تأثير استخوانك‌ها بر مسير ميكروترک‌هـا و افـزايش چقرمگي در استخوان را تأئيد مي‌كنـد. نتـايج حاصـل نـشان مي‌دهند، استخوانك‌ها بـر مـسير رشـد ميكروتـرک‌هـا تـأثير گذاشته و باعث انحراف آنها از مرز استخوانك‌ها مـي‌شـوند. اما رشد ميكروترک در بين استخوانك‌ها متأثر از فاصـله بـين

[24] Guo

آنها نیز خواهد بود، به گونه‌اي كه اگر فاصله بين استخوانك‌ها كم باشد، ميكروترک نمي‌تواند مسير بين آنها را طي كرده و در مرز استخوانك‌ها متوقف مي‌شود. البته براي بهبود مدل حاضر و درک بهتر رفتار شکست استخوان متراکم هاورس بايد دو پديده انفصال سمنت لاين‌ها و بيرون کشيده شدن استخوانك‌ها را نيز در نظر داشت.

مراجع

[1] Wang X. D., Masilamani N.S., Mabry J.D., Alder M. E, Agrawal C M; Changes in the fracture toughness of bone may not be reflected in its mineral density, porosity and tensile properties; Bone 1998; 23(1): 67-72.

[2] Phelps J.B, Hubbard G B, Wang X., Agrawal C.M; Microstructural heterogeneity and the fracture toughness of bone; J Biomedical Material Research 2000;51: 735-741.

[3] Courtney A C, Hayes W C, Gibson LJ; Age-related differences in post-yield damage in human cortical bone. Experiment and model; J Biomechanics 1996; 29(11): 1463-1471.

[4] Knowelden J, Buhr AJ, Dumbar D; Incidence of fracture in person over 35 years of age; Br. J Prev Soc Med 1964;18:130-141.

[5] Currey JD; Changes in impact energy absorption of bone with age; J Biomechanics 1979; 12:459-469.

[6] McCalden RW, McGeough JA, Barker MB, Court-Brown CM; Age related changes in the tensile properties of cortical bone. The relative implication of changes in porosity, mineralization and microstructure; J Bone Joint Surgery 1993; 75-A: 1193-1205.

[7] Burstein AH, Reilly DT, Martens M; Aging of bone tissue: Mechanical properties; J. Bone Joint Surgery 1976; 58-A: 82-86.

[8] Smith CB, and Smith DA; Relation between age, mineral density and mechanical properties of human femoral compacta; Acta. Orthop. Scand 1976; 47: 496-502.

[9] Wall J C, Chatterji S K, Jeffery J W; Age-related changes in the density and tensile strength of human femoral cortical bone; Calcified tissue international 1979; 27: 105-108.

[10] Guo XR, Liang LC, Goldstein SA; Micromechanics of osteonal cortical bone fracture; J Biomechanical Engineering 1998; 120: 112-117.

[11] Hogan H A; Micromechanics modeling of Haversian cortical bone properties; J Biomechanics 1992; 25(5): 549-556.

[12] Braidotti P, Branca FP., Sciubba E, Stagni L; An elastic compound tube model for a single osteon; J Biomechanics 1995; 28(4): 439-444.

[13] Carter D R, Hayes W C, Schurman D J; Fatigue life of compact bone-I. Effects of microstructure and density; J Biomechanics 1976; 9: 211-218.

[14] Carter DR, and Hayes WC; Compact bone fatigue damage. A microscopic examination; Clinical Orthopaedics and Related Research 1977; 127: 265-276.

[15] Smikin A, and Robin G; Fracture formation in differing collagen fibre pattern of compact bone; J Biomechanics 1974; 7: 183-188.

[16] Ascenzi A, and Bonucci E;Mechanical similarities between alternate osteons and cross-ply laminates; J Biomechanics 1976; 9: 65-71.

[17] Saha S, and Hayes W C; Relation between tensile impact properties and microstructure of compact bone; Calcified tissue research 1977; 24: 65-72.

[18] Piekarski K; Fracture of bone; J Applied Physics 1970; 41(1): 215-223.

[19] Burr D.B., Stafford T; Validity of the bulk-staining technique to separate art factual from In Vivo microdamage; Clinical Orthopaedics and Related Research 1990; 260: 305-308.

[20] Schaffler M.B., Pitchford WC, Choi K, Riddle JM; Examination of compact bone microdamage using back-scattered electron microscopy; Bone 1994; 15(5):483-488.

[21] Norman T.L., Yeni Y.N., Brown CU, Wang Z; Influence of microdamage on fracture toughness of the human femur and tibia; Bone 1998; 23(2): 303-306.

[22] Yeni, YN, Brown CU, Wang Z, Norman T L; The influence of bone morphology on fracture toughness of the human femur and tibia; Bone 1997; 21(5): 453-459.

[23] Yeni, YN, Brown C U, Norman TL; Influence of bone composition and apparent density on fracture toughness of the human femur and tibia; Bone 1998; 22(1): 79-84.

[24] Yeni YN, and Fyhrie DP; Fatigue damage-fracture mechanics interaction in cortical bone; Bone 2002; 30(3): 509-514.

[25] Reily GC, and Currey JD; The effects of damage and microcracking on the impact strength of bone; J Biomechanics 2000; 33: 337-343.

[26] Norman TL, Nivargikar SV, Burr DB; Resistance to crack growth in human cortical bone is greater in shear that in tension; J Biomechanics 1996; 29(8): 1023-1031.

[27] Prendergast PJ, Huiskes R; Microdamage and osteocyte-lacuna strain in bone: A microstructural finite element analysis; J Biomechanical Engineering 1996; 118: 240-246.

[28] Norman TL, Vashishth D, Burr DB; Fracture toughness of human bone under tension; J Biomechanics 1995; 28(3): 309-320.

[29] Bonfield W, and Datta PK; Fracture toughness of cortical bone; J Biomechanics 1976; 9: 131-134.

[30] Bonfield W; Advances in the fracture of cortical bone; J Biomechanics 1987; 20(11/12): 1071-1081.

[31] Melvin J W; Fracture mechanics of bone; J Biomechanical Engineering 1993; 115: 549-554.

[32] Robertson DM, Robertson D, Barrett CR; Fracture toughness, critical crack length and plastic zone size in bone; J Biomechanics 1978; 11: 359-364.

[33] Katz JL; Mechanics of hard tissue; The Biomedical Engineering handbook; J. D. Bronzino, eds.; Second edition; CRC Press, Springer, IEEE press; Boca Raton, FL 2000; VOL. 1: 18-11.

[34] Ascenzi A, Benvenuti A, Mango F, Simili R; Mechanical hysteresis loops from single osteons: Technical devices and preliminary results; J Biomechanics 1985; 18: 391-398.

[35] Ascenzi A, Baschieri P, Benvenuti A; The bending properties of single osteons; J Biomechanics 1990; 23(8): 763-771.

[36] Frasca P., Jacyna G., Harper R., Katz J.L.; Strain dependence of dynamic Young's modules for human single osteons; J Biomechanics 1981; 14: 691-696.
[37] Evans F.G., and Vincentelli R.; Relations of the compressive properties of human cortical bone to histological structure and calcification; J Biomechanics 1974; 7: 1-10.
[38] Dorlot J.M., L'Esperance G., Meunier A.; Characterization of single osteons: microhardness and mineral content; Tras. 32nd Orthop. Res. Soc. 1986; 11: 330.
[39] Burr D.B., Schaffler M.B., Fredericson R.G.; Composition of the cement line and its possible mechanical role as a local interface in human compact bone; J Biomechanics 1988; 21: 939-945.
[40] Lakes R., and Saha S.; Cement line motion in bone; Science 1979; 204: 501-503.
[41] Curry J.; The mechanical adaptations of bones; Princeton University Press, New York, 1984.
[42] Advani S.H., Lee T.S., Martin R.B.; Analysis of crack arrest by cement lines in osteonal bone; In 1987 advances in bioengineering (Edited by Erdman, A. G.); ASME, New York, BED 1987, 3: 57-88.
[43] Burr D.B., Stafford T.; Validity of the bulk-staining technique to separate art factual from In Vivo microdamage; Clinical Orthopaedics and Related Research 1990; 260: 305-308.
[44] Simmons E.D., Pritzker K.P.H., Grynpas M.D.; Age-related changes in the human femoral cortex; J Orthopaedic Research 1991;9:155-167.
[45] Crofts R.D., Boyce TM, Milgrom C.; Aging changes in osteon mineralization in the human femoral neck; Bone 1994; 15: 137-152.
[46] Burr D.B., Turner C.H., Naick P., Forwood M.R., Ambrosius W., Sayeed Hasan M., Pidaparti R.; Does microdamage accumulation affect the mechanical properties of bone?; J Biomechanics 1998; 31: 337-345.
[47] Reily G.C., and Currey J.D.; The development of microcracking and failure in bone depends on the loading mode to which it is a adapted; J Experimental Biology 1999; 202: 543-552.
[48] Boyce T.M., Fyhrie D.P., Glotkowski MC, Radin EL, Schaffler MB; Damage type and strain mode association in human compact bone bending fatigue; J Orthopaedic Research 1998; 16: 322-329;
[49] Barth, R.W., Williams J.L., Kaplan F.S.; Osteon morphometry in females with femoral neck fractures; Clinical Orthopaedics and Related Research 1992; 283: 178-186.
[50] Corondan, G., and Haworth W.L.; A fractographic study of human long bone; J Biomechanics 1986; 19: 207-218.
[51] Moyle D.D., Welborn J.W., Cooke F.W.,; Work to fracture of canine femoral bone; J Biomechanics 1978; 11: 435-440.
[52] Squillante R.G., and Williams JL; Videodensitometry of osteons in females with femoral neck fractures, Calcified tissue international 1993; 52: 273-277.
[53] Stover S.M., Martin RB, Gibson V.A., Gibeling JC, Briffin L.V.; Ostonal pullout increases fatigue life of cortical bone; Proc. 41 st Annual Meeting of ORS, Orlando, FL, ORS 1995; 1:129.