

# مطالعه و بررسی عیوب سوراخکاری استخوان

محمد خوران<sup>۱</sup>، حسین امیرآبادی<sup>۲</sup>، عیسی خوران<sup>۳</sup>

۱ مربی مجتمع آموزش عالی اسفراین و دانشجوی دکتری مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند، بیرجند، m.khoran@esfarayen.ac.ir

۲ دانشیار بخش مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند، بیرجند

۳ کارشناسی ارشد مهندسی مواد، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۰۲/۱۹

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۰۷/۱۵

## چکیده

بی حرکت‌سازی استخوان شکسته، که غالباً بر اثر سوانح و کهولت سن به وجود می‌آید، برمبنای ایجاد سوراخ با مته و اتصال پلاک‌های که به آنها پیچ می‌شوند، انجام می‌گیرد. کاشت ایمپلنت در دندان پزشکی نیز نیازمند ایجاد سوراخ است. سوراخکاری معمولاً توام با ایجاد حرارت و اعمال نیروست. حرارت تولیدی و نیروی سوراخکاری برای استخوان به شدت مضر است. حرارت تولیدی سوراخکاری سبب ایجاد نكروزهای حرارتی پیرامون سوراخ ایجاد شده و نیروی سوراخکاری باعث رشد ترک در استخوان می‌گردد. به این دلیل تلاش‌های متعددی برای یافتن راه‌حلی جهت کاستن نكروزهای حرارتی (مرگ غیرقابل بازگشت سلول) و نیروهای سوراخکاری صورت گرفته است. تغییر در شکل مته، به کارگیری ارتعاشات التراسونیک در سوراخکاری، فناوری سوراخکاری سرعت بالا و شبیه‌سازی این فرایند (شرایط آماده‌سازی تست‌های تجربی سخت است) و نیز بهینه‌سازی پارامترهای سوراخکاری از جمله موضوعاتی است که مورد توجه محققان بوده است. در این مقاله به بررسی عملکرد فرایند و آخرین پیشرفت‌ها و مطالعات انجام‌شده پرداخته شده و چالش‌های آن مورد بحث و بررسی قرار گرفته است.

**واژگان کلیدی:** سوراخکاری استخوان، نكروز حرارتی، نیروی محوری

## ۱. مقدمه

بخشی از آن توسط براده‌ها به خارج از ناحیه سوراخکاری منتقل می‌شود و مابقی آن، که برای استخوان و بیمار مضر است، از طریق انتقال گرمای رسانی به استخوان بیمار منتقل می‌شود [۱-۳]. پارامتر مهم دیگر، که تأثیر قابل توجه‌ای بر بهبود سریع موضع شکسته دارد، نیروی سوراخکاری است؛ زیرا نیرو با دمای سوراخکاری رابطه مستقیم دارد، به گونه‌ای که با افزایش نیرو، دمای سوراخکاری نیز افزایش می‌یابد و از سوی دیگر نیروی

گام نخست در ثابت کردن استخوان شکسته، ایجاد سوراخ حین عمل جراحی است. چون ایجاد سوراخ یک فرایند ماشین کاری است، معمولاً با ایجاد حرارت همراه است؛ این حرارت به علت تغییر شکل پلاستیک در حین تشکیل براده، وجود اصطکاک بین ابزار و دیواره استخوان، ابزار و براده، براده و سوراخ ایجاد می‌شود. قسمتی از حرارت تولیدی حین فرایند سوراخکاری استخوان توسط جریان خون و مایعات میان‌بافتی از بین رفته و

عیب حرارت تولیدی و نیروی سوراخکاری مورد تحلیل و بررسی قرار گرفته است.

## ۲. شبیه‌سازی کامپیوتری

تاکنون مطالعات تجربی گسترده‌ای روی نیروی سوراخکاری و نکرده‌های حرارتی انجام شده است، اما این نکته باید در نظر گرفته شود که تست‌های تجربی همیشه هزینه دارد و از سوی دیگر، شرایط تهیه و نگهداری نمونه‌های استخوان سخت است و این امر باعث شده است تلاش‌های وسیعی برای شبیه‌سازی کامپیوتری این فرایند صورت گیرد.

تو و همکاران (۲۰۰۸) شبیه‌سازی فرایند سوراخکاری استخوان برای پیش‌بینی حرارت ایجادشده و توزیع تنش تماسی در استخوان را مورد مطالعه قرار دادند [۱۰]. آلم و همکاران (۲۰۰۹) ماده استخوان را مدل کرده و ماشینکاری استخوان را به‌صورت دوبعدی مورد مطالعه قرار دادند [۱۱]. وی در پژوهشی دیگر (۲۰۱۴) مدل‌سازی سه‌بعدی سوراخکاری استخوان کورتیکال را انجام داده، اما مشکل پژوهش وی عدم در نظر گرفتن خواص ناهمسانگردی استخوان در مدل‌سازی المان محدود بوده است [۱۲]. مدل‌سازی مکانیستیک نیروی سوراخکاری توسط سویی و همکاران (۲۰۱۳) انجام گرفت [۱۳]. وانگ (۲۰۱۴) سوراخکاری استخوان کورتیکال را به‌صورت تجربی و شبیه‌سازی در دو حالت سوراخکاری معمولی و سوراخکاری به‌کمک ارتعاشات التراسونیک، مورد مطالعه و بررسی قرار داد [۱۴]. وی نشان داد که استفاده از ارتعاشات التراسونیک سبب کاهش عیوب و گرمای تولیدی پیرامون سوراخ ایجاد می‌شود. لقمانی و همکاران (۲۰۱۵) مطالعه جامعی روی تعریف درست ماده داشتند و خروجی‌های شبیه‌سازی نیرو را با نتایج حاصل از تست‌های تجربی مقایسه نمودند [۱۶]. نمونه‌ای از یک محیط شبیه‌سازی شده جهت انجام فرایند سوراخکاری در شکل ۲ نمایش داده شده است.

یکی از مهم‌ترین قسمت‌های شبیه‌سازی کامپیوتری تعریف ماده است. با توجه به بالا بودن کرنش، نرخ کرنش و دما در فرایندهای ماشینکاری نیاز شدید به مدل کردن دقیق رفتار ماده در شبیه‌سازی فرایند برش احساس می‌شود که این مهم توسط تست‌های معمول قابل انجام نیست، لذا تست هایپکینسون (رابطه) (۱) که تنش جریان را به‌صورت تابعی از کرنش، نرخ کرنش و

بیش از حد ممکن است در استخوان‌های ترک‌برداشته سبب رشد ترک شود که اتفاق مطلوبی نیست؛ همچنین نیروی سوراخکاری بالا احتمال شکستن مته داخل استخوان را افزایش می‌دهد [۴-۶]. در شکل ۱ مته شکسته درون استخوان نمایش داده شده است.

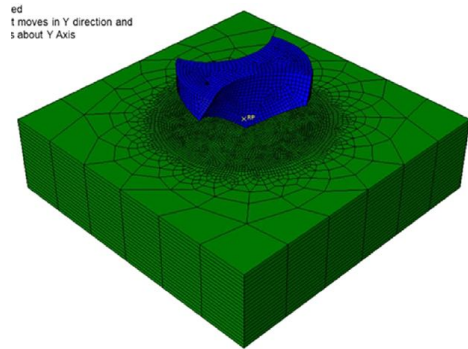


شکل ۱. مته شکسته در استخوان [۶]

امروزه سوراخکاری استخوان و جراحی توسط مته دستی و کنترل آن (سرعت، جهت، پیشروی و جز این‌ها) توسط جراح انجام می‌شود که به‌شدت به تجربه پزشک بستگی دارد. محل سوراخکاری تأثیر بسیار بالایی بر دقت انجام آن دارد، به‌گونه‌ای که سوراخکاری می‌تواند مانند سوراخکاری استخوان‌های بلند (ساق) ساده باشد و یا مانند سوراخکاری ستون فقرات، که ممکن است منجر به قطع اعصاب، رگ و یا انتشار ترک شود، بسیار سخت باشد [۷]. از سوی دیگر، بیماری‌هایی چون پوکی استخوان و متاستاز<sup>۱</sup> سبب تغییر در استحکام و تراکم استخوان شده که نیازمند انتخاب صحیح و دقیق پارامترهای سوراخکاری می‌باشد. بین ۲/۱ تا ۷/۱ درصد از عمل‌های جراحی ساق پا با عدم موفقیت همراه بوده است [۸-۹]. پس لزوم مطالعه هرچه بیشتر این فرایند، که تأثیر مستقیمی بر موفقیت جراحی، طول درمان و کیفیت عمل دارد، احساس می‌شود.

در بین حیوانات، استخوان‌های گاو، سگ و خوک بیشترین تشابه را به خواص استخوانی انسان دارد، لذا در بیشتر تحقیقات از نمونه‌های حیوانی مذکور استفاده شده است. آنچه که باید مورد توجه قرار گیرد استفاده بلافاصله از استخوان پس از کشتار است. البته باید قبل از هر تست تراکم استخوان سنجیده شود تا نمونه‌ها در بازه تراکم یکسان مورد مطالعه قرار گیرد و گزارش دقیق‌تری باشد. در این مقاله، نخست جایگاه شبیه‌سازی و علل اهمیت آن در سوراخکاری استخوان پرداخته شده، سپس دو

دما بیان می‌نمایند باید انجام شود. برای استخوان این تست توسط پائول انجام گرفت [۱۶].



شکل ۲. شبیه‌سازی المان محدود [۱۶]

$$\sigma = (A + B\varepsilon^n) \left( 1 + C \ln \frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0} \right) \left( 1 - \left( \frac{T - T_r}{T_m - T_r} \right)^m \right) \quad (1)$$

### ۳. حرارت و نکرور حرارتی

محققان و پژوهشگران زیادی درباره کاهش حرارت فعالیت کرده‌اند. به دلیل ضریب انتقال حرارت پایین استخوان گرمای تولیدی در ناحیه سوراخکاری باقی مانده و سبب تغییر در ماهیت آکالین فسفاتاز و ایجاد نکرور (مرگ غیرقابل بازگشت سلول‌های استخوانی) حرارتی و کاهش استحکام مکانیکی اتصال پیچ به سوراخ‌های ایجاد شده می‌شود [۴]. دو مسئله میزان دما و مدت زمان مواجهه با آن مهم است. برخی از محققان آستانه‌ای از دما مشخص کرده‌اند که زیر آن حد، حرارت تأثیر قابل توجهی ندارد. در صورتی که دمای بالاتر از آن سبب مرگ سلولی استخوان می‌شود. تحقیقات مشخص کرده است که اگر دما در محدوده مجاز ۴۷ باشد، به مدت ۱ دقیقه سلول‌ها توانایی زنده ماندن دارند. با افزایش یک درجه سانتی‌گراد دما، مدت زمان قابل تحمل سلول‌های استخوانی با نمای ۲ کاهش می‌یابد؛ به گونه‌ای که در دمای ۵۳ درجه مرگ سلولی در کمتر از یک ثانیه اتفاق می‌افتد [۸-۹]. رابطه آرنوس توسط هنریکز ارائه شده که آسیب حرارتی وارده بر استخوان را محاسبه می‌کند. در این رابطه  $\Omega$  معرف آسیب حرارتی وارده بر استخوان در فاصله زمانی  $t$  و  $R$  ثابت جهانی گازها،  $T$  درجه حرارت،  $A$  ثابت و نماد فرکانس به میزان  $1/s$   $3/1 \times 10^{98}$  و  $E_a$  انرژی اکتیواسیون به مقدار  $6/27 \times 10^5 J/mole$  است. وی اثبات کرد آستانه پدیده نکرور حرارتی رسیدن  $\Omega$  به  $0/53$  است [۱۷].

$$\Omega = \int_0^t A e^{\frac{-E_a}{R(T+273)}} dt \quad (2)$$

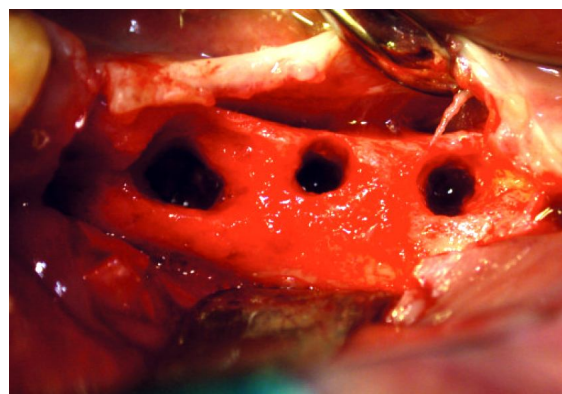
عوامل موثر بر افزایش دما در استخوان عبارت‌اند از: تراکم و خواص استخوان، هندسه ابزار، عمق سوراخ و نوع استراتژی (تدریجی یا تک‌مرحله)، سرعت دورانی، سرعت پیشروی، استفاده از خنک‌کاری (داخلی و خارجی). هیلاری آثار تغییرات سرعت برشی و هندسه ابزار را بر دما مورد مطالعه قرار داده است. وی اثبات کرد زاویه راس مته تأثیر قابل ملاحظه‌ای بر حرارت تولیدی ندارد. سرعت برشی ۸ تا ۱۵ متر بر دقیقه بازه قابل قبول برای جلوگیری از نکرور حرارتی است [۱۸]. دیویدسن و جنز (۲۰۰۳) مدل ترمومکانیکی جهت پیش‌بینی ازدیاد دما و آسیب حرارتی وارده به استخوان در حین فرایند سوراخکاری ارائه نمودند [۱۹]. آگوستین و همکاران (۲۰۱۲) در پژوهشی به مرور پژوهش‌های حوزه سوراخکاری استخوان و پدیده نکرور پرداختند [۲۰]. سنر و همکاران (۲۰۰۹) تأثیر به‌کارگیری سیال خنک‌کار را در سوراخکاری استخوان آرواره گاو مورد مطالعه قرار دادند [۲۱]. آنها گزارش کردند که قسمت زیادی از حرارت در سطح استخوان ایجاد می‌شود و استفاده از مایع خنک‌کننده بسیار اثرگذار است. اما باید این موضوع مورد توجه قرار گیرد که استفاده از سیال خنک‌کار در سوراخکاری استخوان محدود است؛ زیرا احتمال بروز عفونت در موضع مورد جراحی را افزایش می‌دهد. مقالات متعددی در مورد استفاده از مایع خنک‌کننده در سوراخکاری استخوان ارائه شده است. کاراکا و همکاران (۲۰۱۱) با انجام تست‌های تجربی روی استخوان انسان، اثر افزایش سرعت پیشروی را مورد مطالعه قرار داد [۲۲]. وی اثبات کرد با کاهش نرخ پیشروی، دما افزایش می‌یابد. همان‌طور که برای فلزات صادق است، با افزایش زیاد سرعت دورانی (سوراخکاری سرعت‌بالا) معمولاً حرارت کاهش پیدا می‌کند. شکوری و همکاران (۱۳۹۱) سوراخکاری سرعت‌بالای استخوان را مورد مطالعه قرار دادند [۲]. وی خاطرنشان کرد استفاده از سرعت بالا در سوراخکاری منجر به حرارت پایین‌تر می‌شود که مفید است. شکوری در مطالعه‌ای دیگر (۱۳۹۳) اثر ارتعاشات تراسونیک را بر نکرور حرارتی، استخوان ران گاو مورد مطالعه قرار داد [۱]. نتایج پژوهش او نشان می‌داد که سوراخکاری به کمک ارتعاشات تراسونیک در سرعت ۱۰۰۰ دور بر دقیقه حرارت کمتری در مقایسه با سوراخکاری معمولی ایجاد می‌کند. گرمای ایجاد شده

در این حالت به نرخ پیشروی وابسته نیست. در شکل ۳ نمایی از دیافیز استخوان گاو مورد استفاده در پژوهش شکوری نمایش داده شده است.



شکل ۳. دیافیز استخوان گاو و نمونه‌های برش خورده [۲]

ایجاد سوارخ علاوه بر مباحث ثابت کردن موضع شکستگی، در کاشت ایمپلنت در دندان پزشکی نیز مورد استفاده قرار می‌گیرد. جو و همکاران (۲۰۱۱) در مطالعه‌ای موردی اثر عدم موفقیت در کاشت ایمپلنت را مورد بررسی قرار دادند [۲۳]. آنها گزارش کردند نکرور یکی از عمده‌ترین علل شکست کاشت ایمپلنت است. در شکل ۴ سه سوارخ نمایش داده شده که ایمپلنت آن بعد از یک ماه خارج شده است. از سه سوارخ ایجاد شده، سوارخ سمت چپ با عدم موفقیت در کاشت و گشاد کردن محل سوارخ همراه بوده است.



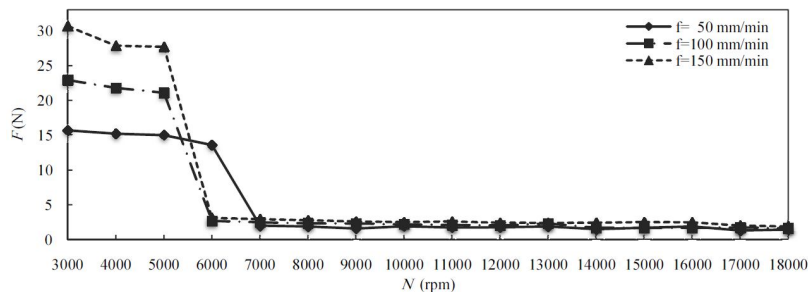
شکل ۴. اثر سوارخ نکرور شده [۲۳]

#### ۴. نیروی سوراخکاری

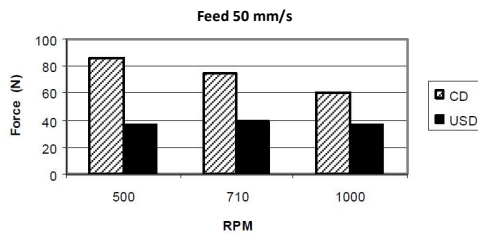
نیرو ایجاد شده حین سوراخکاری استخوان پارامتر مهم دیگری است؛ زیرا با افزایش نیروی بیش از حد، ممکن است میکروتَرَک‌هایی به وجود آید و یا در استخوان‌های ترک برداشته، باعث رشد ترک شود که بسیار نامطلوب است. نیروی سوراخکاری بالا احتمال شکستن مته در داخل استخوان را افزایش می‌دهد. با توجه به ارتباط مستقیم بین میزان نیروی سوراخکاری و حرارت ایجاد ده در سیستم، هر اندازه که نیروی فرایند بالاتر باشد، گرمای تولیدی در موضع سوراخکاری نیز بیشتر خواهد بود. شکوری و همکاران (۱۳۹۳) برای کاهش نیرو بحث استفاده از ارتعاشات التراسونیک را مطرح کرد و در مطالعه‌ای دیگر در فرایند سوراخکاری سرعت‌بالا نشان داد که با افزایش سرعت چرخشی و سرعت برشی و گذر از محدوده سوراخکاری معمولی، با وجود کاهش قابل توجه مقدار نیروی محوری، افزایش درجه حرارت در موضع سوراخکاری روندی صعودی داشته و صرفاً در محدوده ۶۰۰۰ تا ۷۰۰۰ دور بر دقیقه می‌توان از وقوع پدیده نکرور جلوگیری نمود که این به دلیل افت ناگهانی نیروی ماشینکاری در محدوده مذکور می‌باشد [۳] (شکل ۵). وی همچنین در پژوهشی دیگر (۱۳۹۲) اثر سرعت دورانی بالا بر نیروی سوراخکاری را مورد مطالعه قرار داد [۲۴].

خادمی و همکاران سوراخکاری معمولی و التراسونیک استخوان را در نرخ پیشروی و سرعت برشی متفاوت مورد مطالعه قرار دادند. همان‌گونه که در شکل ۶ مشاهده می‌شود، سوراخکاری ارتعاشی، نیروی محوری کمتری نسبت به روش معمولی ایجاد نموده و میزان افزایش دمای سوراخکاری ارتعاشی در سرعت‌های برشی پایین کمتر و در سرعت‌های بالا بیشتر از روش معمولی است؛ زیرا در این حالت، اثر حرارت تولید شده توسط ارتعاشات التراسونیک بیش از آثار عوامل کاهش دما بوده است [۲۵].

آلان و همکاران (۲۰۰۵) اثر سایش مته در فرایند سوراخکاری استخوان را مطالعه کردند و نشان دادند که به‌کارگیری مته فرسوده سبب ایجاد نیروهای برشی بیشتر و افزایش تولید حرارت می‌شود. لذا توصیه نمودند که تعویض مته‌ها با مته نو سریع‌تر انجام گیرد [۲۶]. لی و همکاران (۲۰۱۲) نیز مدل مکانیستیکی برای پیش‌بینی نیروی محوری و گشتاور پیشی در فرایند سوراخکاری استخوان گسترش داد [۲۷].



شکل ۵. اثر سرعت بالا بر نیروی سوراخکاری [۲۴]



شکل ۶. تأثیر سوراخکاری ارتعاشی و معمولی بر نیرو [۲۵]

کاهش استحکام مکانیکی موضع سوراخکاری می‌شود و شل‌شدن پیچ‌های بسته‌شده را در پی دارد. تاکنون هیچ عدد مناسبی برای نقطهٔ بهینهٔ سرعت و نیروی محوری گزارش نشده است. اما به اتفاق نظر سرعت بالا با حداکثر سرعت پیشروی سبب کاهش تولید دما می‌شود. در صورتی که بتوان با انتخاب درست مایع خنک‌کنندهٔ مورد استفاده در حین جراحی احتمال ایجاد عفونت را کاهش داد، خنک‌کاری بهترین گزینه برای کاهش آثار مخرب دماست، اما هنوز بهترین نوع آن گزارش نشده است. در تحقیقاتی که به اثر پیش‌مته‌زدن، سوراخکاری در دو مرحله و جز این‌ها پرداخته شده است، این عمل را در کاهش حرارت و نیرو مفید دانسته‌اند. با توجه به نتایج حاصل در سوراخکاری معمولی در نرخ پیشروی ثابت با افزایش سرعت دورانی، مقدار نیروی سوراخکاری کاهش می‌یابد. در سوراخکاری به‌کمک ارتعاشات التراسونیک، در نرخ پیشروی ثابت با افزایش سرعت دورانی، نیروی سوراخکاری نسبتاً ثابت و بدون تغییر است. در سوراخکاری به‌کمک ارتعاشات التراسونیک، نیرو نسبت به روش معمولی کاهش قابل ملاحظه‌ای داشت. با افزایش نرخ پیشروی در سرعت دورانی ثابت، مقدار نیروی سوراخکاری در هر دو روش افزایش می‌یابد. مزایایی که در ماشینکاری سرعت‌بالای فلزات مورد انتظار است در سوراخکاری استخوان نیز وجود دارد که می‌توان از آن بهره جست.

## ۵. راه‌کار موجود

با توجه به مطالعهٔ پیشینهٔ پژوهش و بررسی‌های میدانی صورت‌گرفته از جراحان ارتوپد، تقریباً استفاده از روش‌های سرعت‌بالا و التراسونیک صورت نمی‌گیرد. علاوه بر آن، در اکثر مقالات از ماشین‌آلات و تجهیزاتی که توانایی تأمین پیشروی دقیق و مشخص را دارند، استفاده شده است. در صورتی که در اتاق جراحی، میزان پیشروی توسط جراح اعمال می‌شود. لذا به‌سادگی می‌توان تشخیص داد که روش‌های ارائه‌شده و مطالعات صورت‌گرفته در مقالات، پیشنهادهای کاربردی برای سال‌های آینده است و در حال حاضر از این تجهیزات استفاده نمی‌شود. تنها گزینه‌ای که در حال حاضر می‌تواند مفید باشد، بحث استفاده از خنک‌کننده در حین سوراخکاری است. در حال حاضر جراحان از مایع خنک‌کننده استفاده نمی‌کنند و یا به‌صورت محدود از سرم شستشو یا نرمال سالین برای خنک‌کردن موضع سوراخکاری استفاده می‌کنند که تا حدی مفید واقع شده است؛ لذا به انجام مطالعات بیشتر روی انواع خنک‌کننده‌های قابل استفاده و نیز شیوهٔ خنک‌کاری نیاز است.

## ۶. نتیجه‌گیری

مرگ غیرقابل بازگشت سلول‌های استخوانی (نکروز) در دمای ۴۷ درجه بعد از حدود ۱ دقیقه اتفاق می‌افتد. مرگ سلولی باعث

## ۷. مأخذ

- [۱] ا. شکوری، م. صادقی، م. کرفی، بررسی تاثیر سوراخکاری استخوان با دریل دورانی - ارتعاشی در کاهش نکرور حرارتی، جراحی استخوان و مفاصل ایران، دوره ۱۲، شماره ۲، ص. ۵۳-۵۹، ۱۳۹۳.
- [۲] ا. شکوری، م. صادقی، ح. سلیمانی مهر، اثر سرعت مته بر نکرورهای حرارتی در استخوان (مطالعه حیوانی)، جراحی استخوان و مفاصل ایران، دوره ۱۱، شماره ۱، ص. ۳۲-۳۹، ۱۳۹۱.
- [۳] ا. شکوری، م. صادقی، م. معرفت، بررسی تجربی و تحلیلی نیرو در فرآیند سوراخکاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک، مهندسی مکانیک مدرس، دوره ۱۴، شماره ۶، ص. ۱۹۴-۲۰۰، شهریور ۱۳۹۳.
- [4] K. N. Bachus, T. R. Mateehew, D. T. Hutchinson, The Effects of Drilling Force on Cortical Temperature and Their Duration: an in Vitro Study, *Med Engin Physics*, Vol. 22, pp. 685-91, 2000.
- [5] S. R. Davidson, D. F. James, Drilling in bone: modeling heat generation and temperature distribution, *Biomech Eng*, Vol. 125, pp. 305-314, 2003.
- [6] C. Natali, P. Ingle, J. Dowell, Orthopedic bone drills e can they be improved, *J Bone Joint Surge Br*, Vol. 78-B, pp. 357-362, 1996.
- [7] J. J. Carmouche, R. W. Molinari, T. Gerlinger, J. Devine, T. Patience, Effects of pilot hole preparation technique on pedicle screw fixation in different regions of the osteoporotic thoracic and lumbar spine, *J. Neurosurg, Spine*, Vol. 3, No. 5, pp. 364-370, 2005.
- [8] G. Augustin, S. Davila, K. Mihoci, T. Udiljak, D. S. Vedrına, A. Antabak, Thermal osteonecrosis and Bone Drilling Parameters Revisited, *Arch Orthop Trauma Surg*, Vol. 128, pp.71-77, 2008.
- [9] G. Augustin, S. Davila, T. Udiljak, D. S. Vedrına, D. Bagatin, Determination of Spatial Distribution of Increase in Bone Temperature During Drilling by Infrared Thermography: Preliminary Report, *Arch Orthop Surg*, Vol. 129, pp. 703-709, 2009.
- [10] Y. K. Tu, H. H. Tsai, L. C. Lin, Finite Element Simulation of Drill Bit and Bone Thermal Contact During Drilling, *IEEE Confernce*, pp. 1268-1272, 2008.
- [11] K. Alam, A. V. Mitrofanov, V. V. Silberschmidt, Finite element analysis of forces of plane cutting of cortical bone, *Computational Materials Science*, Vol. 46, pp. 738-743, 2009.
- [12] K. Alam, M. Khan, V. Vadim, 3D Finite element modeling of drilling cortical bone: temperature analysis, *Journal of Medical and Biological Engineering*, Vol. 34, No. 6, pp. 618-62, 2014.
- [13] J. Sui, N. Sugita, K. Ishii, K. Harada, M. Mitsuishi, Mechanistic modeling of bone-drilling process with experimental validation, *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 214, No. 4, pp. 1018-1026, 2014.
- [14] Y. Wang, M. Cao, X. Zhao, G. Zhu, C. McClean, Y. Zhao, Y. Fan, Experimental investigations and finite element simulation of cutting heat in vibrational and conventional drilling of cortical bone, *Medical engineering & physics*, Vol. 36, No. 11, pp. 1408-1415, 2014.
- [15] T. J. Cloete, G. Paul, E. B. Ismail, Hopkinson bar techniques for the intermediate strain rate testing of bovine cortical bone, *Philosophical Transactions Mathematical Physical & Engineering Sciences*, Vol. 372, No. 2015, p. 20130210, 2014.
- [16] W. A. Lughmani, K. Bouazza-Marouf, I. Ashcroft, Drilling in cortical bone: a finite element model and experimental investigations, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Vol. 42, pp. 32-42, 2015.
- [17] J. Lee, Y. Rabin, O. B. Ozdoganlar, A New Thermal Model for Bone Drilling with Applications to Orthopaedic Surgery, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 33, pp. 1234-1244, 2011.
- [18] M. T. Hillery, I. Shuaib, Temperature Effects in the Drilling of Human and Bovine Bone, *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 92-93, pp. 302-308, 1999.

- [19] S. H. R. Davidson, D. F. James, Drilling in Bone: Modeling Heat Generation and Temperature Distribution, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 125, pp. 305-314, 2003.
- [20] G. Augustin, T. Zigman, S. Davila, T. Udiljak, T. Staroveski, D. Brezak, S. Babic, Cortical Bone Drilling and Thermal Osteonecrosis, *Clinical Biomechanics*, Vol. 27, pp. 313-325, 2012.
- [21] B. C. Sener, G. Dergin, B. Gursoy, E. Kelesoglu, I. Slih, Effects of Irrigation on Heat Control in Vitro at Different Drilling Depths, *Clin. Oral Impl. Res*, Vol. 20, pp. 294-298, 2009.
- [22] F. Karaca, B. Aksakal, M. Kom, Influence of Orthopaedic Drilling Parameters on Temperature and Histopathology of Bovine Tibia: An in Vitro Study, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 33, pp. 1221-1227, 2011.
- [23] K. H. Jo, K. H. Yoon, K. S. Park, J. H. Bae, K. H. You, J. H. Han, Thermally induced bone necrosis during implant surgery: 3 case reports, *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*, Vol. 37, pp. 406-14, 2011.
- [۲۴] ا. شکوری، م. صادقی، م. معرفت، مطالعه تجربی نکروز حرارتی در فرایندهای سوراخکاری معمولی و سرعت بالای استخوان، مهندسی مکانیک مدرس، دوره ۱۳، شماره ۱۰، ص. ۱۰۵-۱۱۷، دی ۱۳۹۲.
- [۲۵] و. خادمی، ج. اکبری، ف. فرهمند، سوراخکاری به کمک ارتعاشات التراسونیک استخوان، مهندسی مکانیک مجلسی، سال ۱، شماره ۴، ص. ۶۹-۷۴، ۱۳۷۸.
- [26] W. Allan, E. D. Williams, C. J. Kerawala, Effects of Repeated Drill Use on Temperature of Bone During Preparation for Osteosynthesis Self- Tapping Screws, *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 43, pp. 314-319, 2005.
- [27] J. Lee, B. A. Gozen, O. B. Ozdoganlar, Modeling and Experimentation of Bone Drilling Forces, *Journal of Biomechanics*, Vol. 45, pp. 1076-1083, 2012.

## پی‌نوشت

- 
۱. متاستاز (metastasis) یا فراگستری به گسترش و مهاجرت سلول‌های سرطانی از یک بافت به بافت‌های دیگر گفته می‌شود [ویراستار].