

تأثیر دریل کاری بر نکروز حرارتی استخوان

*محمدرضا عفت پرور، **دکتر نیما جمشیدی، *دکتر علیرضا کریمیان، ***دکتر شیروان رستگار
«دانشگاه اصفهان»

خلاصه

دریل کاری استخوان یکی از اصلی‌ترین فرایندها در جراحی ارتوپدی می‌باشد و از این کار در راستای اهداف متعددی استفاده می‌شود. ثابت کردن استخوان جهت اصلاح شکستگی یا جوش نخوردگی‌ها، اصلاح دفورمیتی یا بدجوش خوردگی‌ها و بلند کردن استخوان، اصلی‌ترین موارد استفاده از ثابت کننده‌های داخلی و خارجی می‌باشند و از آنجا که جهت کارگذاری این موارد از دریل استفاده می‌شود، لیکن نتیجه دریل کاری نیز کاربرد بسیار زیاد دارد. یکی از اصلی‌ترین مشکلات موجود در حین دریل کاری استخوان، افزایش دمای مته و انتقال حرارت به استخوان می‌باشد که همین اتفاق می‌تواند عامل ایجاد نکروز حرارتی در استخوان و منجر به مرگ سلول‌های استخوانی گردد.
واژه‌های کلیدی: دریل کاری، استخوان، نکروز، نکروز حرارتی استخوان، تثبیت شکستگی

دریافت مقاله: ۹ ماه قبل از چاپ؛ مراحل اصلاح و بازنگری: ۳ بار؛ پذیرش مقاله: ۲۰ روز قبل از چاپ

Impact of Drilling on Thermal Osteonecrosis

*Mohammadreza Effatparvar; **Nima Jamshidi, Ph.D; **Alireza Karimian, Ph.D; ***Shirvan Rastgar, MD

Abstract

Bone Drilling is one of the most essential procedures in orthopaedic surgery and it is executed for various purposes. Fixing the bone in fractures, nonunion, deformities, malunion, and cosmetic lengthening corrections, are the main purpose for internal and external fixations. In both internal and external fixations, use of pins or screws drilling becomes necessary. One of the important issues we face while drilling, is heat escalation of the drill and its transference to the bone causing thermal osteonecrosis.

Keywords: Drilling; Bone; Necrosis; Osteonecrosis, thermal; Fracture fixation

Received: 9 months before printing ; Accepted: 20 days before printing

*Master of Biomedical Engineering, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, IRAN.

**Biomedical Engineer, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, IRAN.

***Orthopaedic Surgeon, Department of Orthopaedics, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, IRAN.

Corresponding author: Nima Jamshidi, Ph.D

Unit 218, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, Hezar Jerib St., Isfahan-Iran.

E-mail: n.jamshidi@eng.ui.ac.ir

مقدمه

انواع مختلف شکستگی‌ها، بیشترین حوادثی هستند که ممکن است در استخوان رخ دهد. باتوجه به این که استخوان در طول زندگی دائماً در حال ساخت و ساز می‌باشد، در زمان شکستگی نیز سعی در پر کردن محل شکستگی دارد. اما باید این موضوع را مدنظر قرار داد که یکی از بهترین شرایطی که باعث جوش خوردگی به موقع و دقیق در محل شکستگی می‌گردد، ثابت شدن قطعات استخوانی در کنار یکدیگر است. در صورتی که قطعات شکسته یک استخوان به شکل درستی کنار یکدیگر قرار نگیرند، جوش خوردگی استخوان با مشکل روبرو خواهد بود. در جراحی‌های ارتوپدی از ثابت کننده‌هایی استفاده می‌شود که بتوانند قطعات را در کنار یکدیگر نگه دارند. برای اتصال این ثابت کننده‌ها به استخوان، باید از پیچ، پین، وایر و ... استفاده کرد که مستلزم فرآیند دریل کاری است. با توجه به اینکه فرایند دریل کاری، همراه با تولید حرارت بالایی می‌باشد، در شرایطی که نتوان این دما را به هر نحوی کنترل کرد یا به حداقل رساند، استخوان از این افزایش دما آسیب دیده و دچار نكروز حرارتی می‌شود. ایجاد دمای ۴۷ درجه در بیش از ۱ دقیقه^(۱) یا ۵۰ درجه برای ۳۰ ثانیه، با شروع نكروز همراه خواهد بود^(۲). در شرایطی که نكروز در استخوان رخ دهد، سلول‌های استخوانی از بین رفته و تبعاتی از قبیل شل شدن یا ایجاد عفونت در ثابت کننده، عدم برقراری فرآیند استخوان‌سازی به موقع، عدم جوش خوردن محل شکستگی و در نهایت ضعیف شدن و در بسیار مواقع عاملی برای شکستگی‌های بعدی خواهد بود^(۳).

دسته اول: گروه اول: هندسه ابزار

مته‌های سوراخ کاری و پین‌هایی که داخل استخوان می‌شوند، از لحاظ هندسی تفاوت‌های بسیاری دارند. در شرایطی که با دید ماشین کاری به بررسی مته‌ها پرداخته شود، تقریباً تمامی مته‌ها از اصول طراحی یکسان پیروی می‌کنند و دارای پارامترهایی به شرح ذیل می‌باشند:

قطر

قسمت قبل از شروع هلیکس به عنوان قطر مته مطرح است که میزان اندازه سوراخ ایجاد شده بر روی استخوان را مشخص می‌کند. از این رو بسیار مهم است که قطر مناسب با درنظر گرفتن تفاوت‌های استخوانی بیماران و همچنین هدف استفاده از ثابت کننده‌ها انتخاب شود.

در مورد تأثیر قطر مته نیز تحقیقات بسیاری انجام شده است. به عقیده «کیم»^۱ و همکاران^(۴) در شرایط سرعت دورانی ۵۰ دور بر دقیقه و نیروی عمودی ۱۰ کیلوگرم، افزایش قطر باعث افزایش دما می‌شود. «آگوستین»^۲ و همکاران^(۵) و «کالی دیندی»^۳ نیز افزایش پارامتر قطر را عاملی جهت ایجاد نكروز حرارتی دانستند. از سوی دیگر «کاراکا»^۴ و همکاران^(۶) تغییر دما در نتیجه تغییر قطر را مشاهده نکردند.

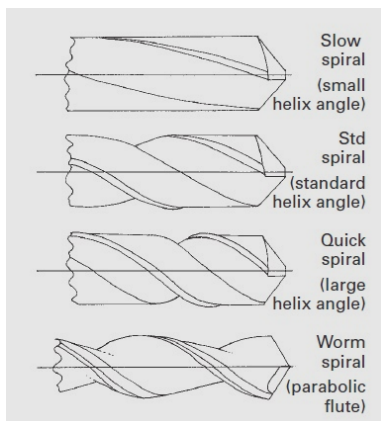
نکته حائز اهمیت این است که برای رسیدن به یک اندازه دلخواه سوراخ بر روی استخوان، همواره با توجه به این که افزایش قطر باعث افزایش دمای استخوان می‌شود^(۴)، باید به ترتیب از سوراخ‌ها و مته‌های کوچک‌تر شروع کرد^(۸).

زاویه راس^۵

زاویه راس یا 2k به زاویه بین دو لبه برش در مته‌های دو لبه گفته می‌شود. عقاید متفاوتی در مورد تأثیر زاویه راس بر روی افزایش دما وجود دارد. معمولاً طراحی زاویه راس را به دو گروه کوچک‌تر از ۹۰ درجه با خواص تیز بودن، نفوذ ساده‌تر، دمای بیشتر در شروع کار، نیاز به نیروی محوری کمتر و مناسب برای مواد نرم‌تر؛ و گروه بزرگ‌تر از ۹۰ درجه با خواصی بر عکس دیگری و مخصوص مواد سخت‌تر، تقسیم می‌کنند^(۸). در یک مطالعه، «باسیگا» و همکاران سرعت دورانی را ۳۶۵ دور در دقیقه و پیشروی را ۱۰۰ میلی‌متر بر دقیقه قرار دادند و با مته قطر ۴/۵ میلی‌متر و دو نمونه 2k، یکی ۹۰ درجه و دیگری ۱۲۰ درجه دما را اندازه‌گیری نمودند. برای نوع ۱۲۰ درجه، در سوراخ اول دما

1. Kim
2. Augustin
3. Kalidindi
4. Karaca
5. Point angle

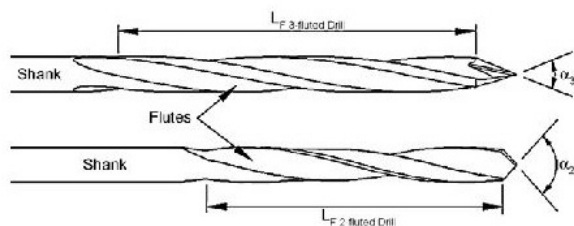
دلیل اینکه آسیب کمتری به بافت وارد شود، زاویه مارپیچ کوچک مناسب‌تر است. در شرایطی که گزینه‌ای بین این دو مدنظر باشد، باید از استاندارد و یا نوع دیگری به نام پارابولیک استفاده گردد^(۱۱،۱۳) که تقریباً در شرایط بهینه دارای زاویه بین ۳۴ تا ۳۶ درجه است^(۱۲) (شکل ۲).



شکل ۲. انواع متفاوت زاویه‌های مارپیچ بر روی مته^(۱۱)

فلوت^۳

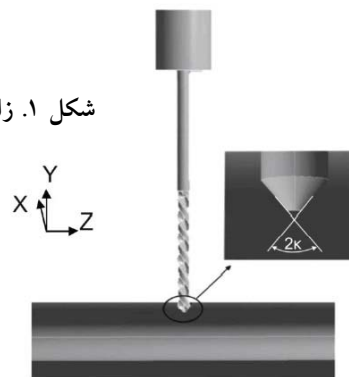
فلوت، پارامتری است که کاملاً به زاویه مارپیچ وابسته است^(۸) و به کانالی گفته می‌شود که بدنه مته را دور می‌زند. فلوت می‌تواند با توجه به تعداد در هر دور متفاوت باشد. پر کاربردترین انواع مته‌ها در جراحی ارتوپدی، مته‌های ۲ فلوت و ۳ فلوت می‌باشند. طول فلوت، نقش بسیار مهمی در برداشتن براده ایفا می‌کند^(۱۱). بررسی‌های «برتولو»^۴ و همکاران (۲۰۱۰)^(۱۴) و (۲۰۰۸)^(۱۵) نشان داد، پیشروی ۳ فلوت از ۲ فلوت بیشتر بوده و در هر دور می‌تواند میزان براده بیشتری (نزدیک به ۵۰ درصد) را بردارد. ولی این نکته را باید در نظر داشت که چون با توجه به پیشروی بیشتر، زمان کمتر و نیروی بیشتری صرف می‌شود، بنابراین تقریباً دمای حداکثری بیشتری دارد (شکل ۳).



شکل ۳. نمایی از دو نوع مته، ۲ فلوت و ۳ فلوت^(۱۵)

۶۴ درجه و در سوراخ ۲۰ ام دما ۷۸ درجه؛ و در مورد نوع ۹۰ درجه، در سوراخ اول دما ۵۸ درجه و در سوراخ ۲۰ ام ۶۷ درجه بود^(۹). «آگوستین» و همکاران وابستگی خاصی درخصوص دما با آزمایش سه زاویه راس ۸۰-۱۰۰-۱۲۰ درجه به دست نیاوردند^(۵). بررسی‌ها نشان داد که زاویه راس تأثیر به‌سزایی در میزان مورد نیاز نیروی محوری دارد^(۱۰) به طوری که هر مقدار زاویه رأس بیشتر باشد، قدرت نفوذ بیشتر خواهد بود^(۱۱). به عقیده «آناندز»^۱ مته بهینه دارای زاویه راس ۱۱۸ درجه است^(۱۲) (شکل ۱).

شکل ۱. زاویه راس بر روی مته^(۹)



زاویه مارپیچ^۲

زاویه‌ای که از دوران لبه‌های برآمده (لند) بر روی مته به وجود می‌آید، زاویه مارپیچ نام دارد. این زاویه اصلی‌ترین پارامتر در ساخت مته است. زوایای بزرگ مارپیچ متناسب با قطرهای بزرگ‌ترند^(۸). زاویه مارپیچ را معمولاً به سه دسته اصلی تقسیم می‌کنند. زاویه مارپیچ کوچک که با شدت بسیار کمی بر روی بدنه مته دور می‌زند و مخصوص سوراخ کاری موادی است که دارای براده‌های کوچک‌تری هستند و در نتیجه راحت‌تر تمیز می‌شوند. زاویه مارپیچ بزرگ که دارای زاویه بسیار تندتر است و مخصوص موادی است که دارای براده‌های بزرگ‌تر یا براده‌هایی است که به راحتی تمیز نمی‌شوند. نوع سوم زاویه مارپیچ استاندارد است که نسبت به دو نمونه دیگر شدت میانه‌تری دارد. باید به این نکته توجه داشت که در زمان جراحی چون براده‌ها با ترشحات خونین ترکیب می‌شوند، زاویه مارپیچ بزرگ و به

3. Flute
4. Bertollo

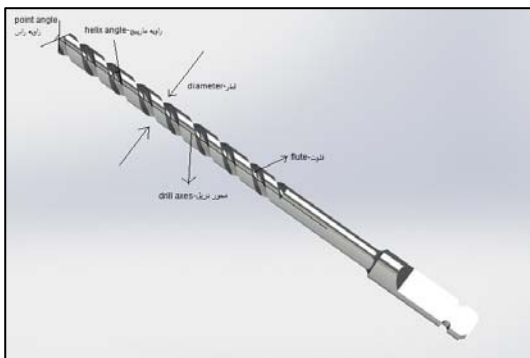
1. Anands
2. Helix angle

موارد اندکی موجود است، ولی «چاکون»^۸ و همکاران^(۱۷) آن را موثر می‌دانند (شکل ۶).

وایرهای ثابت کننده‌های خارجی

وایرها نسبت به مته‌ها، پین‌ها و شانزها، اشکال بسیار متفاوتی دارند. این ابزار که معمولاً از یک سمت وارد استخوان شده و از سمت دیگر از استخوان خارج می‌شوند، دارای قطر بسیار کمی می‌باشد و معمولاً در قسمت اسفنجی استخوان از قطر ۱/۵ میلی‌متر و در قسمت سخت و فشرده استخوان از قطر ۱/۸ میلی‌متر استفاده می‌شود. از لحاظ طولی نیز در حدود ۴۰۰ میلی‌متر می‌باشند. این وایرها برای اولین بار در سال ۱۹۰۹ توسط «کریشنر» ساخته شد و مورد استفاده قرار گرفت. به همین دلیل تاکنون به این وایرها کی‌وایر (k-wire) گفته می‌شود.

- | | |
|----------------|----------------------|
| 1. Cutting lip | 5. Chisel edge angle |
| 2. Chisel edge | 6. Wedge angle |
| 3. Flank | 7. Relief angle |
| 4. Clearance | 8. Chacon |



شکل ۵. نمای دیگر از سر مته ارتوپدی

صفحه برش^۱: پایانه مته‌های دو لبه در زمان انجام برش است. لبه اسکنه^۲: محل تلاقی دو لبه برش است که به عنوان پارامتر برنده مطرح نیست و فقط جدا کننده می‌باشد.

فلنک^۳: محلی است که در عمل برش تداخل ندارد ولی عمل پاک‌سازی را انجام می‌دهد و بیشترین اصطکاک را دارد.

زدودنده^۴: زاویه‌ای است که بخش غیربرنده یعنی فلنک، مواد را از پیشرو بر می‌دارد. بزرگ‌تر بودن این زاویه باعث کمتر شدن اصطکاک در فلنک می‌شود (بین ۱۲ تا ۱۸ مناسب‌ترین برای استخوان).

زاویه لبه اسکنه^۵: زاویه بین فلنک و صفحه برش می‌باشد^(۱۱).

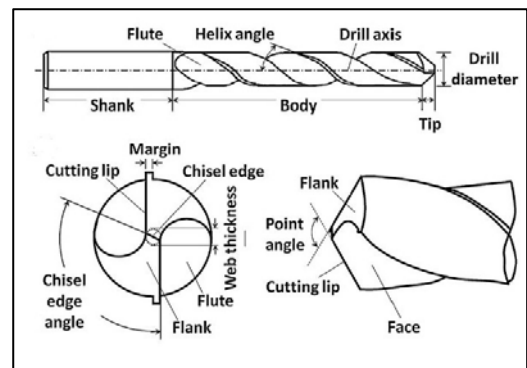
زاویه شیار^۶: صفحه‌ای که مستقیماً با مواد در تماس است.

زاویه شیار نیز به شکلی وابسته به زاویه مارپیچ بوده و هرچه زاویه مارپیچ بزرگ‌تر باشد، زاویه شیار نیز بزرگ‌تر است^(۸).

همچنین افزایش زاویه شیار باعث کاهش گشتاور می‌شود^(۱۱) (شکل‌های ۴ و ۵).

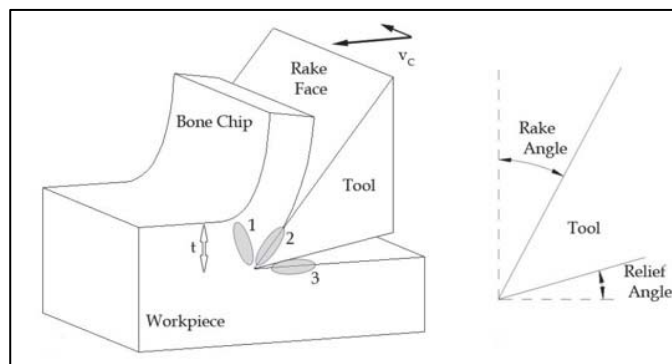
زاویه آسودگی^۷: زاویه بین سر ابزار با قسمتی از قطعه کار که

به عنوان براده برداشته نمی‌شود. در رابطه با تأثیر این زاویه



شکل ۴. نمای کلی از تعاریف هندسی مته^(۱۶)

شکل ۶. نحوه براده برداری و تأثیر زاویه شیار و زاویه آسودگی^(۱۳)



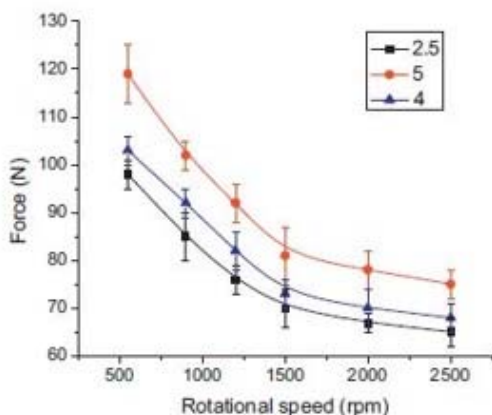
پارامتر به راحتی قابلیت کنترل ندارد، به همین جهت باید در پیشرفت‌های آتی توجه ویژه‌ای به این مساله صورت گیرد. نیروی محوری همواره فاکتوری است که بر عوامل دیگر بسیار تأثیرگذار است. «باجوس»^۳ و همکاران^(۲۰) و «کاراکا» و همکاران^(۸) بر این باورند که افزایش نیروی محوری از حدود ۵۰ تا ۱۳۰ نیوتن باعث کاهش دما می‌شود. ولی در طرف مقابل «برتلو» و همکاران^(۱۳،۱۴) افزایش نیروی محوری را باعث افزایش دما در استخوان می‌دانند. در یک بررسی دیگر اعتقاد بر آن بود که در پیشروی ثابت، افزایش سرعت دورانی کاهش نیرو را می‌طلبد و این رابطه در هر قطری مشهود است^(۲۱) (شکل ۸).

پیشروی^۴

مفهوم پیشروی در رابطه با دریل کاری، ارتباط بین پارامترهایی مثل نیرو و سرعت را نشان می‌دهد. واحد اندازه‌گیری پیشروی، میلی‌متر بر دقیقه می‌باشد. برای افزایش پیشروی باید نیروی بهینه را با زمان کمینه همراه کرد. مطالعات نشان می‌دهند برخلاف ایده‌های گذشته، امروزه افزایش پیشروی باعث کاهش در افزایش دما می‌شود^(۱). مقدار دقیق این افزایش را «آجیش»^۵ و همکاران^(۲۲) بین ۱۱۵ تا ۲۲۰ میلی‌متر بر دقیقه می‌دانند. البته این مقادیر در شرایطی است که خنک کاری وجود داشته باشد چون در شرایط دریل کاری خشک پیشروی بیشترین تأثیر را دارد^(۲۳).

1. Trocar
2. Bionet
3. Bachus

4. Feed rate
5. Ajish



شکل ۸. رابطه بین نیرو و سرعت دورانی^(۲۱)

معروف‌ترین آنها نوع «تروکار»^۱ با سه سطح برش و زاویه شیار برابر با ۲۶- و زاویه زدودنده برابر با ۶ است که نیاز به نیروی محوری بیشتر، قدرت کمتر در پاکسازی براده‌ها، ایجاد سوراخ کوچک‌تر بر روی استخوان، توان نگه‌داری بالا در داخل استخوان و نهایتاً دارای دمای بیشتر می‌باشد. نوع دوم «بایونت»^۲ یا «دایاموند» می‌باشد که دارای دو سطح برش و زاویه شیار برابر با ۱۲ درجه و زاویه زدودنده برابر با ۶۰ درجه است و نیاز به کمترین نیروی محوری، براده‌برداری سریع، اصطکاک کمتر، ایجاد کننده سوراخ‌های بیضوی، قدرت نگه‌داری کمتر در داخل استخوان و نهایتاً ایجاد دمای کمتر می‌باشد^(۱۱،۱۸). در وارد کردن وایر به درون استخوان تکنیک‌های دریل کاری حرف اول را می‌زنند چون این نوع وایرها را نمی‌توان به خوبی خنک کرد^(۱۹) (شکل ۷).

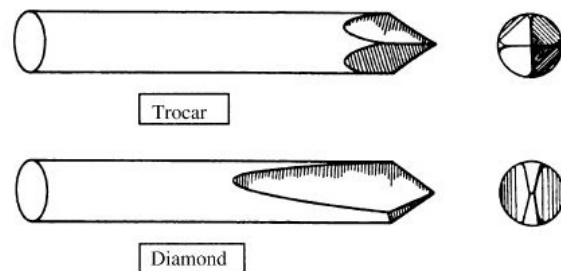
دسته اول: گروه دوم: پارامترهای فیزیکی

سرعت

سرعت دورانی یکی از اصلی‌ترین پارامترهای فیزیکی در حین دریل کاری است. در گذشته تفکر مطلق بر آن بود که افزایش سرعت باعث افزایش دما می‌شود. معمولاً دریل کاری را به دو دسته سرعت زیاد و سرعت کم دسته بندی می‌کنند. دریل کاری با سرعت کم قدرت نگه داری بیشتری دارد، از طرفی دریل کاری با سرعت زیاد باعث صیقل دادن کورتکس و عدم نیاز به نیروی محوری می‌باشد^(۱۱).

نیروی محوری

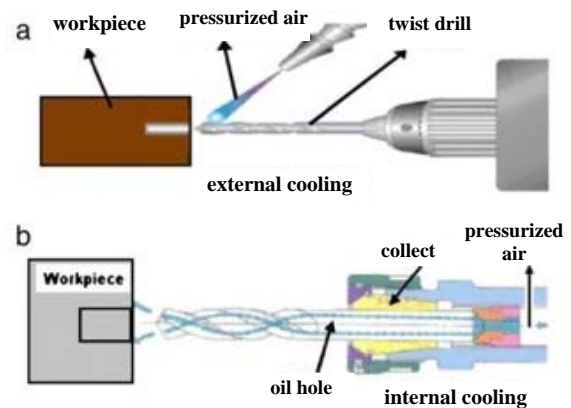
نیروی محوری در حین دریل کاری نیرویی است که اپراتور یا جراح به شکل عمودی بر دریل وارد می‌کند. از آنجا که این



شکل ۷. تفاوت دو نوع تروکار و دایاموند

دسته دوم: خنک کاری

دسته دوم از طبقه‌بندی این تحقیق، خنک کاری می‌باشد. این فاکتور در دریل کاری بسیار مهم و تأمل برانگیز است. دریل کاری برای استخوان را با دو روش کلی می‌توان خنک کرد. روش اول خنک کاری خارجی است که در آن ناحیه سوراخ کاری توسط نرمال سالین خنک می‌شود. روش دوم که به آن دریل کاری داخلی گفته می‌شود مربوط به داخل مته است، به شکلی که جریان رفت و برگشتی در داخل مته ایجاد می‌شود که آب یا هوا به صورت فشرده در داخل مته جریان پیدا می‌کنند. در شرایطی که سیال فقط مسیر رفت را طی کند و از سر مته تخلیه شود، خنک کاری داخلی باز و در شرایطی که از سر مته تخلیه نشود و مسیر برگشت را نیز طی نماید خنک کاری داخلی بسته نام دارد (شکل‌های ۹ و ۱۰)^(۸).



شکل ۹. مقایسه شماتیک از دو نوع خنک کاری باز و بسته^(۳۳)



شکل ۱۰. یک نوع مته انتهای باز^(۱)

فرایند خنک کاری به سه دلیل بسیار حائز اهمیت است:

۱- کاهش دما به شکل مستقیم به دلیل دمای کم سیال: به عقیده «ایسلر»^۱ و همکاران^(۲۴) و «سونر»^۲ و همکاران^(۲۵) نرمال سالین به کار گرفته شده هر مقدار به ۴ درجه سانتی‌گراد نزدیک‌تر باشد، دارای تأثیرات بهتری می‌باشد.

۲- از بین برداشتن براده‌ها

۳- شباهت به فرایند روغن کاری برای کاهش اصطکاک^(۵)

در زمینه خنک کاری مقالات زیادی وجود ندارد و در بررسی‌های موجود «کالیدینی»^(۶)، «شاراوی»^۳ و همکاران^(۲۶)، و «آگوستین» و همکاران^(۵)، خنک کاری خارجی را با شرایط بدون خنک کاری مقایسه کردند.

«پروف»^۴ و همکاران^(۲۷) خنک کاری داخلی را با شرایط بدون خنک کاری مقایسه کردند. «باگچی»^۵ و همکاران^(۳۳) در یک بررسی، تأثیرات متقابل خنک کاری داخلی و خارجی را با سرعت و پیشروی مورد آزمایش قرار دادند و دریافتند که در خنک کاری خارجی تأثیر ۳ پارامتر به صورت سرعت دورانی ۴۹ درصد، فشار خنک کننده ۱۶/۵ درصد و پیشروی ۳۳/۴ درصد، در خنک کاری داخلی عبارت از فشار خنک کننده ۸۱/۳ درصد، سرعت دورانی ۱/۵ درصد، پیشروی ۱۶/۹ درصد بود.

اما باید این مساله را مدنظر قرار داد که در خنک کاری خارجی، خروج سیال باعث کثیف کاری موضع می‌شود و همچنین معمولاً حداکثر دما در مته در قسمت رأس آن ایجاد می‌شود و وقتی مته پوست را رد کند خنک کاری دیگر از منطقه گرم‌تر دور می‌گردد و به مرور زمان کمترین تأثیر را می‌گذارد. در مورد خنک کاری داخلی نیز در شرایطی که جریان به صورت باز باشد، سیال تخلیه شده از ته مته می‌تواند در داخل پوست عفونت ایجاد کند^(۲۸). ولی در بین این گزینه‌ها، خنک کاری داخلی بسته بهترین شرایط را دارد^(۲۹،۳۰)؛ با این ضعف که برای ساخت چنین جریانی باید از مته‌ای با قطر بیشتر استفاده شود که عملاً در مورد وایرها این گزینه غیرممکن است^(۱۹).

1. Isler
2. Sener
3. Sharawy
4. Proff
5. Bagci

پارامترهای حاشیه‌ای

در این مقاله سه فاکتور در حین دریل کاری به‌عنوان فاکتورهای حاشیه‌ای برای افزایش دما در نظر گرفته شد که عبارتند از: (۱) پوشش مته که مته‌های بدون پوشش از مته‌های پوشش‌دار بهترند (مثل زیرکونیوم نیتريد و تی‌بی‌ان) (۲۹،۳۱)، (۲) استریل کردن مته که باعث می‌شود زاویه رأس به تدریج کند شده و نرخ نفوذ را کاهش دهد (۱۷)، (۳) عمق دریل کاری که عامل بسیار مهمی در افزایش دماست (۶) ولی تفاوت چندانی در عمق‌های متفاوتی مثل ۶ و ۹ میلی‌متر وجود ندارد (۳۲).

تکنولوژی‌های نوین

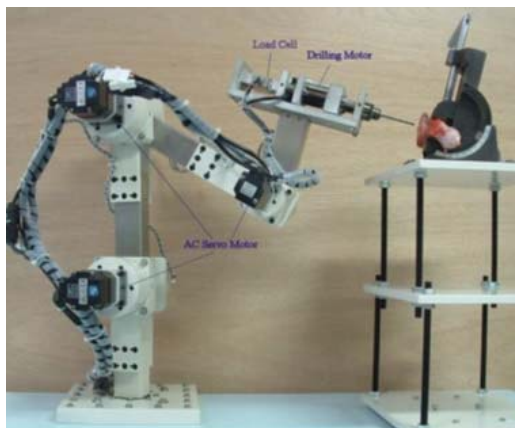
پیشرفت‌های جدید در دریل کاری را می‌توان در دو گروه تقسیم کرد: گروه اول که بر روی دریل‌ها و مته‌های سابق کار کرده‌اند و سعی دارند اپراتور و جراح، با استفاده از تجربه و تکنیک خود و با کمک‌رسانی دریل جدید، دریل کاری را انجام دهد. یکی از جدیدترین و کامل‌ترین دریل‌ها در این گروه، دریل آزمایش شده در مقاله «گوک»^۱ و همکاران (۲۸) است. اصلی‌ترین هدف این دریل بهبود فرایند خنک‌کاری می‌باشد و تفاوت آن با دریل‌های سابق این است که در این دریل هر سه جز مته، سه نظام و سیستم گردش آب بسته تغییر یافته است، به این گونه که در حین کار می‌توان از دریل‌های مختلف با قطرهای متفاوت استفاده نمود و مته مورد استفاده ۱۰ میلی‌متر می‌باشد. مشکل آن است که به دلیل نیاز به فضای زیاد جهت گردش، نمی‌توان از

مته‌های قطر کم استفاده کرد. سیستم شبیه به این دریل را «بران»^۲ و همکاران (۳۰) ساختند ولی با این ضعف که سیال در انتهای مسیر به بیرون از مته جریان پیدا می‌کرد و این قضیه هم می‌توانست عامل عفونت باشد و کار را نیز سخت کند (شکل ۱۱). دسته دوم از پیشرفت‌های فرایند دریل کاری، به کارگرفتن علم رباتیک و عدم نیاز به نیروی جراح جهت وارد کردن پین است. این ربات‌ها اساس کارشان بر پایه سنسورهای تشخیص نیروهای بازگشتی است (۳۳). عده‌ای با این سیستم دریل کاری موافق هستند با این استدلال که دریل کاری اتومات نسبت به دستی دارای لرزش کمتری است، کنترل نیرو و گشتاور و سرعت دورانی و پیشروی به سادگی صورت می‌گیرد (۲۱) و در دریل کاری با دست ممکن است در اثر بازی کردن دریل بافت قبل از استخوان آسیب ببیند (۱۵). از طرفی مخالفان این روش اعتقاد دارند که قیمت این سیستم‌ها بالاست، در عین حال کند هستند و همچنین جراح نمی‌تواند تکنیک‌هایی که به طور تجربی آموخته است را بکار گیرد (۳۴) (شکل ۱۲)

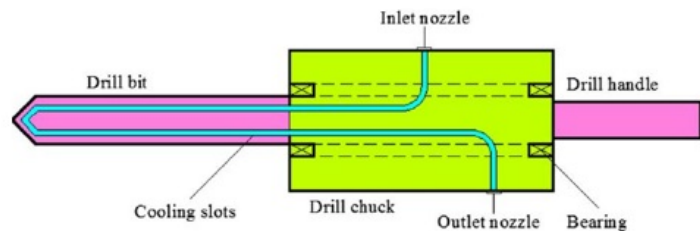
نتیجه‌گیری

با در نظر گرفتن پارامترهای هندسی، فیزیکی و خنک کاری، می‌توان به طور ساده‌تر و کارآمدتر، به نتیجه مناسب دست یافت.

1. Gok
2. Brand



شکل ۱۲. نمونه‌ای از سیستم دریل کاری رباتیک (۳۵)



شکل ۱۱. نمای شماتیک از دریل مطرح شده (۲۸)

References

1. **Augustin G, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S.** Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill. *Int Orthop.* 2012;36(7):1449-56. doi: 10.1007/s00264-012-1491-z.
2. **Lee J, Ozdoganlar OB, Rabin Y.** An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling. *Med Eng Phys.* 2012;34(10):1510-20. doi: 10.1016/j.medengphy.2012.03.002.
3. **Alam K, Khan M, Silberschmidt VV.** Analysis of forces in in conventional and ultrasonically-assisted plane cutting of cortical bone. Proceed Ins Mech Eng, Part H. *J Eng Med.* 2013;227(6):636-42. doi:10.1177/0954411913485042.
4. **Kim SJ, Yoo J, Kim YS, Shin SW.** Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *J Appl Oral Sci.* 2010;18(5):522-7.
5. **Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrına DS, Antabak A.** Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128(1):71-7.
6. **Kalidindi V.** Optimization of drill design and coolant systems during dental implant surgery. *MS thesis, University of Kentucky;* 2004.
7. **Karaca F, Aksakal B, Kom M.** Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: an in vitro study. *Med Eng Phys.* 2011;33(10):1221-7. doi: 10.1016/j.medengphy.2011.05.013.
8. **Augustin G, Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S.** Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27(4):313-25. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.10.010.
9. **Basiaga M, Paszenda Z, Szewczenko J, Kaczmarek M.** Influence of surgical drills wear on thermal process generated in bones. *Acta Bioeng Biomech.* 2013;15(4):19-23.
10. **Ueda T, Wada A, Hasegawa K.** Design optimization of surgical drills using the Taguchi method. *J Biomech Sci Eng.* 2010;5(5):603-14.
11. **Karmani S, Lam F.** The design and function of surgical drills and K-wires. *Curr Orthop.* 2004;18:484-490.
12. **Anand S.** Drilling in Bone: Modeling Heat Generation & Temperature Distribution by Using HBIM. *BA thesis, Rourkela, Nation Ins Tech;* 2009.
13. **Bertollo N, Walsh WR.** Drilling of bone: practicality, limitations and complications associated with surgical drill-bits. *Biomech in App.* 2011;53-83
14. **Bertollo N, Milne HR, Ellis LP, Stephens PC, Gillies RM, Walsh WR.** A comparison of the thermal properties of 2- and 3-fluted drills and the effects on bone cell viability and screw pull-out strength in an ovine model. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25(6):613-7. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.02.007.
15. **Bertollo N, Gothelf TK, Walsh WR.** 3-Fluted orthopaedic drills exhibit superior bending stiffness to their 2-fluted rivals: clinical implications for targeting ability and the incidence of drill-bit failure. *Injury.* 2008;39(7):734-41. doi: 10.1016/j.injury.2007.11.286.
16. **Lee J, Rabin Y, Ozdoganlar OB.** A new thermal model for bone drilling with applications to orthopaedic surgery. *Med Eng Phys.* 2011;33(10):1234-44. doi: 10.1016/j.medengphy.2011.05.014.
17. **Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM.** Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64(2):265-9.
18. **Piska M, Yang L, Reed M, Saleh M.** Drilling efficiency and temperature elevation of three types of Kirschner-wire point. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84(1):137-40.
19. **Franssen BB, van Diest PJ, Schuurman AH, Kon M.** Drilling K-wires, what about the osteocytes? An experimental study in rabbits. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128(1):83-7.
20. **Bachus KN, Rondina MT, Hutchinson DT.** The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Med Eng Phys.* 2000;22(10):685-91.
21. **Wang W, Shi Y, Yang N, Yuan X.** Experimental analysis of drilling process in cortical bone. *Med Eng Phys.* 2014;36(2):261-6. doi: 10.1016/j.medengphy.2013.08.006.
22. **Ajish TN, Govindan P.** Thermal necrosis-experimental investigation on thermal exposure during done drilling process. *Int J App Biomed Eng.* 2014;7(4):58-60.
23. **Bageci E; Ozelik B.** Effects of different cooling conditions on twist drill temperature. *Int J Adv Manuf Technol.* 2007;34(9):867-77.
24. **Isler SC, Cansiz E, Tanyel C, Soluk M, Selvi F, Cebi Z.** The effect of irrigation temperature on bone healing. *Int J Med Sci.* 2011;8(8):704-8.
25. **Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I.** Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(3):294-8. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01643.x.
26. **Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S.** Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002;60(10):1160-9.
27. **Proff P, Bayerlein T, Kramer A, Allegrini S Jr, Dietze S, Fanghänel J, Gedrange T.** Requirements and infection prophylaxis for internally cooled implant drills. *Folia Morphol (Warsz).* 2006;65(1):34-6.
28. **Gok K, Buluc L, Muezzinoglu US, Kisioglu Y.** Development of a new driller system to prevent the osteonecrosis in orthopedic surgery applications. *J Brazil Soc Mech Sci Eng.* 2015;37(2):549-58.

29. Harder S, Egert C, Wenz HJ, Jochens A, Kern M. Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2013;51(1):74-8. doi: 10.1016/j.bjoms.2012.02.003.

30. Brand S, Klotz J, Petri M, Ettinger M, Hassel T, Krettek C, Goesling T, Bach FW. Temperature control with internally applied cooling in solid material drilling: an experimental, biomechanical study. *Int Orthop.* 2013; 37(7):1355-61. doi: 10.1007/s00264-013-1850-4.

31. Allan W, Williams ED, Kerawala CJ. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2005;43(4):314-9.

32. Misir AF1, Sumer M, Yenisey M, Ergioglu E. Effect of surgical drill guide on heat generated from

implant drilling. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(12): 2663-8. doi: 10.1016/j.joms.2009.07.056.

33. Kasahara Y, Kawana H, Usuda S, Ohnishi K. Telerobotic-assisted bone-drilling system using bilateral control with feed operation scaling and cutting force scaling. *Int J Med Robot.* 2012;8(2):221-9. doi: 10.1002/rcs.457.

34. Boiadjiev T, Delchev K, Vitkov V, Kastelov R, Boiadjiev G. Automated bone drilling in the orthopedic Surgery: experimental analysis of the Temperature effects. *11th National Congress on Theoretical & Applied Mechanics,* 2-5 Sept. 2009, Borovets, Bulgaria.

35. Wen YL, Shih CL. Control and breakthrough detection of a three-axis robotic bone drilling system. *Mechatronics.* 2006;16(2):73-84.