مروری برکاربرد ونقش انواع پیچ‌ها در جراحی ارتوپدی
(مقاله مروری)

چکیده:

پیچ‌های ارتوپدی نقش حیاتی در فیکساسیون داخلی برای تثبیت شکستگی‌ها، یونیون سطح مفصلی و انجام استئوتومی دارند. پیشرفت‌های اخیر در علوم مواد و بیومکانیک منجر به توسعه انواع مختلف پیچ‌های ارتوپدی شده است که هدف آن‌ها بهینه‌سازی استحکام فیکساسیون و کاهش عوارض پس از جراحی است. درک ویژگی‌های بیومکانیکی، طبقه‌بندی و نوآوری‌های فناوری پیچ‌های ارتوپدی برای بهبود نتایج جراحی ضروری است. این مطالعه یک بررسی جامع از طبقه‌بندی، طراحی، ویژگی‌های بیومکانیکی و کاربردهای بالینی پیچ‌های ارتوپدی ارائه می‌دهد. با تحلیل سیستماتیک منابع علمی، انواع مختلف پیچ‌ها بر اساس ترکیب مواد، ویژگی‌های مکانیکی و تکنیک‌های فیکساسیون مورد ارزیابی قرار گرفتند. همچنین، فناوری‌های نوظهور از جمله پیچ‌های زیست‌تخریب‌پذیر، پیچ‌های قفل‌شونده و ایمپلنت‌های هوشمند از نظر تأثیر آن‌ها بر جراحی ارتوپدی مدرن بررسی شدند. نتایج نشان می‌دهند که پیچ‌های قفل‌شونده (لاک) در استخوان‌های استئوپروتیک و شکستگی‌های پیچیده، استحکام فیکساسیون برتری داشته و خطر شکست ایمپلنت را کاهش می‌دهند. پیچ‌های زیست‌تخریب‌پذیر پتانسیل حذف نیاز به جراحی ثانویه برای برداشت ایمپلنت را دارند، اما چالش‌هایی نظیر کنترل نرخ تخریب آن‌ها همچنان حل‌نشده باقی مانده است. همچنین، پیچ‌های دارو-رهش تأثیر مثبتی در کاهش نرخ عفونت‌های پس از جراحی نشان داده‌اند، اما مطالعات بیشتری برای تعیین دوز بهینه دارو و نحوه آزادسازی آن مورد نیاز است. پیشرفت‌های اخیر در فناوری پیچ‌های ارتوپدی، از جمله نوآوری‌های مواد و بهبود طراحی مکانیکی، نتایج بالینی را به طور قابل‌توجهی ارتقا داده‌اند. بااین‌حال، چالش‌هایی همچنان در مورد پایداری طولانی‌مدت پیچ‌های زیست‌تخریب‌پذیر، بهینه‌سازی خواص مکانیکی و کاهش عوارض ناشی از ایمپلنت‌ها وجود دارد. تحقیقات آینده باید بر توسعه ایمپلنت‌های متناسب با بیمار و اصلاح طراحی‌های بیومکانیکی متمرکز شوند تا میزان موفقیت جراحی‌ها را افزایش دهند.

واژگان کلیدی: دستگاه‌های تثبیت ارتوپدی، تثبیت‌کننده‌های داخلی، پیچ‌های استخوانی، پیچ‌های پدیکول

پذیرش مقاله: ۴۱ روز قبل از چاپ

دکتر صالح ولیدی، دکتر احسان قدیمی، دکتر سید پویا طباطبایی ایرانی، دکتر عرفان خسروی، دکتر سید هادی کلانتر

مجتمع بیمارستانی امام خمینی (ره)، مرکز تحقیقات بازسازی مفاصل، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

نویسنده مسئول:
دکتر سید هادی کلانتر
Email address:
hadikalantar4@gmail.com

مقدمه

پیچ‌های ارتوپدی نقش اساسی در جراحی‌های ارتوپدی دارند و برای فیکساسیون پایدار شکستگی‌های استخوانی، استئوتومی‌ها و پروسیجرهای فیوژن مفصل مورد استفاده قرار می‌گیرند. شیوع فزاینده شکستگی‌ها به دلیل افزایش سن جمعیت، آسیب‌های ورزشی و حوادث تروماتیک منجر به پیشرفت مستمر در طراحی پیچ‌ها و فناوری مواد شده است[۱]. این پیچ‌ها بخش مهمی از فیکساسیون داخلی را تشکیل می‌دهند و در کنار پلاک ها و نیل‌های داخل مدولاری [۱] به تسهیل ترمیم استخوان کمک می‌کنند و در عین حال عوارضی مانند جوش نخوردگی، عدم جوش‌خوردگی و شکستن ایمپلنت را به حداقل می‌رسانند[۲].

عملکرد بیومکانیکی پیچ‌های ارتوپدی به عواملی مانند طراحی رزوه، ترکیب مواد و تعامل پیچ با بافت استخوانی بستگی دارد. پیچ‌های کورتیکال و کنسلوس، پیچ‌های قفل‌شونده(لاک)، پیچ‌های کانوله و پیچ‌های زیست‌تخریب‌پذیر، هر کدام اهداف خاصی را دنبال می‌کنند و منعکس‌کننده پیچیدگی تکنیک‌های فیکساسیون استخوانی هستند[۳]. نوآوری‌هایی نظیر ایمپلنت‌های سه‌بعدی، پیچ‌های هوشمند با حسگرهای تعبیه‌شده و پوشش‌های زیست‌فعال، قابلیت‌های کاربردی پیچ‌های ارتوپدی را گسترش داده و نقش آن‌ها را در درمان‌های متناسب با بیمار بهبود بخشیده‌اند[۴].

تاریخچه پیچ‌های ارتوپدی به اوایل قرن نوزدهم بازمی‌گردد، زمانی که ایمپلنت‌های فلزی برای نخستین بار در فیکساسیون استخوان مورد استفاده قرار گرفتند. اولین طراحی‌های این پیچ‌ها عمدتاً از فولاد ضدزنگ ساخته شده بودند که زیست‌سازگاری محدودی داشتند و مستعد خوردگی و تخریب مکانیکی بودند[۵].

1 Intramedullary nails

در اواسط قرن بیستم، معرفی آلیاژهای تیتانیوم، فناوری ایمپلنت را متحول کرد، زیرا این مواد نسبت استحکام به وزن بالاتر و مقاومت بیشتری در برابر خوردگی داشتند[۶].

بنیاد AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) که در دهه ۱۹۵۰ تأسیس شد، نقش مهمی در استانداردسازی طراحی پیچ‌های ارتوپدی و تکنیک‌های جراحی داشت که منجر به پذیرش گسترده سیستم‌های پیچ کورتیکال و کنسلوس شد[۷]. در سال‌های اخیر، پیشرفت‌های صورت‌گرفته در علم بیومتریال‌ها، پیچ‌های زیست‌تخریب‌پذیر را معرفی کرده است که نیاز به برداشت ابزارها را از بین می‌برد و فناوری پلاک های قفل‌شونده را که باعث بهبود پایداری فیکساسیون در استخوان‌های استئوپروتیک می‌شود، توسعه داده است[۸]. همچنین، توسعه ایمپلنت‌های متناسب با بیمار با استفاده از فناوری چاپ سه‌بعدی، به‌عنوان یک رویکرد نوید بخش برای بهبود نتایج جراحی مطرح شده است[۹].

علی‌رغم پیشرفت‌های فناوری، پیچ‌های ارتوپدی همچنان چالش‌های بالینی متعددی را به همراه دارند. یکی از مهم‌ترین مشکلات، شکست ایمپلنت به دلیل لق شدن پیچ‌ها است که به‌ویژه در بیماران مبتلا به پوکی استخوان با کیفیت استخوانی ضعیف، مشکل‌ساز می‌شود[۱۰]. این مسئله منجر به توسعه پیچ‌های قفل‌شونده(لاک) و تکنیک‌های تقویت مانند تزریق سیمان برای افزایش استحکام فیکساسیون شده است[۱۱].

چالش دیگر، خطر عفونت است، به‌ویژه در شکستگی‌های باز که در آن عفونت می‌توانند منجر به عوارض جدی شده و نیاز به برداشت ایمپلنت و درمان آنتی‌بیوتیکی طولانی‌مدت داشته باشند[۱۲]. علاوه بر این، جای‌گذاری نادرست پیچ می‌تواند منجر به آسیب‌های یاتروژنیک مانند آسیب عصبی یا نفوذ به مفصل شود که اهمیت استفاده از راهنمای تصویربرداری حین جراحی را برجسته می‌کند[۱۳].

همچنین، انتخاب نوع پیچ، قطر و طول آن باید بر اساس خواص بیومکانیکی استخوان و بار مکانیکی اعمال‌شده با دقت صورت گیرد. انتخاب نادرست ممکن است منجر به پایداری ناکافی، تأخیر در ترمیم یا شکست ایمپلنت شود[۱۴]. تحقیقات در زمینه پوشش‌های زیست‌فعال که موجب بهبود جوش خوردن استخوان و مقاومت ضدمیکروبی می‌شوند، با هدف رفع این محدودیت‌ها و بهبود نتایج بالینی انجام شده است[۱۵].

این مقاله با هدف بررسی جامع طبقه‌بندی، ویژگی‌های بیومکانیکی و پیشرفت‌های فناوری در پیچ‌های ارتوپدی نگاشته شده است. اهداف اصلی عبارتند از:

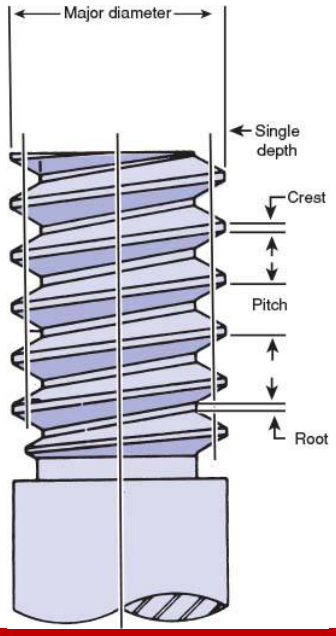
- تحلیل اصول بنیادی طراحی پیچ‌های ارتوپدی، از جمله ترکیب مواد و تعاملات بیومکانیکی.
- طبقه‌بندی انواع مختلف پیچ‌ها بر اساس ویژگی‌های طراحی و کاربردهای بالینی.

با بررسی این موضوعات، این مقاله اطلاعات جامعی را در اختیار جراحان ارتوپدی و پژوهشگران قرار خواهد داد تا روندهای کنونی و مسیرهای آینده در فناوری پیچ‌های ارتوپدی را بهتر درک کنند.

اصول بیومکانیکی

پیچ‌های ارتوپدی نقش حیاتی در تثبیت شکستگی‌ها و استحکام‌بخشی استخوان دارند. طراحی ساختاری، ترکیب مواد، عملکرد بیومکانیکی و تعامل پیچ با استخوان به‌طور قابل توجهی بر اثربخشی بالینی و طول عمر آن‌ها تأثیر می‌گذارد. درک این اصول بنیادی برای بهینه‌سازی نتایج جراحی ضروری است.

پیچ‌های ارتوپدی از اجزای مختلفی مانند سر، بدنه، رزوه‌ها و نوک تشکیل شده‌اند (شکل ۱) که هر یک نقش خاصی در ایجاد ثبات و فیکساسیون ایفا می‌کنند.



شکل ۱: اجزای تشکیل دهنده پیچ.
منبع عکس: AO Surgery Reference, https://surgeryreference.aofoundation.org

سر پیچ مسئول درگیر کردن پیچ‌گوشتی، تسهیل در جاگذاری و برداشتن پیچ و همچنین پیشروی و ایجاد تکیه‌گاه برای قطعات استخوانی یا صفحات فیکساسیون است. طراحی سر پیچ تأثیر مستقیمی بر تعامل آن با ابزارهای جراحی دارد، به‌طوری‌که سرهای شش‌ضلعی اتصال محکمی ایجاد کرده و لغزش را کاهش می‌دهند، درحالی‌که سرهای فیلیپس و تورکس توزیع بهینه گشتاور را فراهم کرده و از آسیب پیچ هنگام وارد کردن جلوگیری می‌کنند[۱۶].

بدنه پیچ که شامل قطر داخلی و خارجی است(شکل ۲)، بر مقاومت در برابر خمیدگی و ظرفیت تحمل بار تأثیر می‌گذارد. قطر داخلی پیچ استحکام خمشی را تعیین کرده و تفاوت بین قطر داخلی و خارجی که به عنوان عمق رزوه شناخته می‌شود، عامل تعیین‌کننده در قدرت بیرون‌کشیدن و حداکثر گشتاور قبل از برداشتن رزوه است. پیچ‌هایی با بدنه جامد ثبات ساختاری بیشتری دارند، درحالی‌که پیچ‌های کانوله

امکان ورود هدایت‌شده از طریق پین گاید را فراهم می‌کنند که در تکنیک‌های کم‌تهاجمی سودمند است[۱۷].

شکل ۲: شفت پیچ.
منبع عکس: AO Surgery Reference, https://surgeryreference.aofoundation.org

الگوی رزوه پیچ نقش مهمی در میزان گیر مکانیکی آن در استخوان دارد. پیچ‌های کورتیکال دارای رزوه‌های ریزتر برای نفوذ به استخوان متراکم‌تر هستند، درحالی‌که پیچ‌های کنسلوس با رزوه‌های عمیق‌تر، اتصال بهتری در استخوان‌های اسفنجی ایجاد می‌کنند[۱۸]. فاصله بین رزوه‌های پیچ که به آن pitch گفته می‌شود، مشخص‌کننده میزان پیشروی پیچ در هر چرخش ۳۶۰ درجه است. پیچ‌هایی با pitch کوچکتر در هر فاصله معین، رزوه‌های بیشتری دارند و در یک چرخش ۳۶۰ درجه، میزان پیشروی کمتری نسبت به پیچ‌های دارای pitch بزرگ‌تر دارند.

نوک پیچ بسته به نیازهای جراحی طراحی‌های متفاوتی دارد. نوک‌های خودسوراخ‌کن نیاز به پره‌دریلینگ را از بین می‌برند، نوک‌های خودکار مسیر رزوه خود را ایجاد می‌کنند و نوک‌های بلانت خطر آسیب به بافت‌های نرم و ساختارهای عصبی-عروقی مجاور را کاهش می‌دهند[۱۹].

درک بیومکانیک پیچ‌ها برای استفاده مؤثر آن‌ها در جراحی ارتوپدی بسیار حائز اهمیت است. هدف اصلی، دستیابی به گیرایی و فشرده‌سازی کافی بدون آسیب به نقطه تماس پیچ-استخوان است. سفت کردن بیش از حد پیچ می‌تواند منجر به تغییر شکل پلاستیک استخوان شده و ثبات ساختاری را به خطر بیندازد. در این راستا، شبیه‌سازی‌های کامپیوتری برای مطالعه توزیع تنش و جذب استخوان اطراف طراحی‌های مختلف پیچ استفاده شده‌اند و اهمیت سازگاری بیومکانیکی را نشان داده‌اند. مقدار گشتاور(تورک) اعمال شده به پیچ‌ها در کاربرد پلاک‌های استخوانی، تأثیر مستقیمی بر سطح تماس و نیروی اتصال دارد. تحقیقات نشان داده‌اند که استفاده از گشتاور پایین‌تر نسبت به آنچه در حال حاضر در عمل بالینی استفاده می‌شود، تأثیر منفی بر استحکام نهایی سازه ندارد. این یافته‌ها همچنین از این ایده حمایت می‌کنند که سطح گشتاور اعمال شده به پیچ ممکن است در بهبود پاسخ‌های پاتولوژیک پس از کاربرد پلاک استخوانی، به‌ویژه در شرایطی مانند پوکی استخوان(استئوپنی)، نقش داشته باشد.

ویژگی‌های مواد پیچ‌های ارتوپدی تعیین‌کننده عملکرد مکانیکی، زیست‌سازگاری و ویژگی‌های دگراداسیون[1] آن‌ها است. تیتانیوم و آلیاژهای آن به دلیل مقاومت در برابر خوردگی، سبک‌وزنی و زیست‌سازگاری بالا به‌طور گسترده‌ای مورد استفاده قرار می‌گیرند که خطر واکنش‌های آلرژیک و پس زدن ایمپلنت را کاهش می‌دهند[۲۰]. علاوه بر این، سختی کمتر آن‌ها نسبت به فولاد ضدزنگ اثرات محافظت از استرس را به حداقل رسانده و امکان توزیع بار بهتر با استخوان را فراهم می‌کند[۲۱]. پیچ‌های فولادی ضدزنگ که معمولاً در جراحی‌های ترومایی به کار می‌روند، استحکام مکانیکی بالایی دارند و مقرون‌به‌صرفه هستند، اما در محیط‌های دارای استرس زیاد، بیشتر مستعد خوردگی هستند[۲۲]. آلیاژهای کبالت-کروم دارای مقاومت سایشی فوق‌العاده‌ای هستند و برای کاربردهای با تحمل بار بالا مانند تعویض مفصل و تثبیت ستون فقرات ایده‌آل می‌باشند، هرچند چگالی و سختی بالای آن‌ها ممکن است منجر به تمرکز تنش‌های موضعی شود[۲۳]. مواد زیست‌تخریب‌پذیر مانند پلی‌لاکتیک اسید (PLA) و پلی‌گلیکولیک اسید (PGA) با گذشت زمان تجزیه شده و نیاز به برداشت ایمپلنت را از بین می‌برند، که آن‌ها را برای کاربردهای کودکان و پزشکی ورزشی مناسب می‌سازد. با این حال، استحکام مکانیکی اولیه پایین‌تر و نرخ تجزیه متغیر آن‌ها، چالش‌هایی را در حفظ ثبات در طول فرآیند ترمیم ایجاد می‌کند[۲۴].

اصول بیومکانیکی حاکم بر پیچ‌های ارتوپدی شامل تأثیر قطر داخلی و خارجی، گام رزوه، توزیع نیرو و الگوهای تنش است. قطرهای داخلی و خارجی مقاومت پیچ در برابر نیروهای خمشی و استحکام کششی آن را تعیین می‌کنند. افزایش قطر خارجی تعامل پیچ با استخوان را بهبود می‌بخشد، در حالی که قطر داخلی کوچک‌تر خطر شکست ایمپلنت را در شرایط بارگذاری بالا افزایش می‌دهد. تفاوت بین این قطرها که به عمق رزوه معروف است، نقش حیاتی در بهینه‌سازی چسبندگی استخوان و به حداقل رساندن تمرکز تنش در سطح تماس استخوان-ایمپلنت دارد[۲۵]. گام رزوه که فاصله بین رزوه‌های متوالی است، بر گشتاور وارد کردن، استحکام کششی و تعامل استخوان-پیچ تأثیر می‌گذارد. پیچ‌هایی با گام کوچک‌تر، تعداد بیشتری از تماس‌های رزوه-استخوان را ایجاد کرده و استحکام فیکساسیون را، به‌ویژه در استخوان‌های استئوپروتیک، بهبود می‌بخشند[۲۶]. توزیع نیرو در پیچ تحت تأثیر بارگذاری محوری، نیروهای برشی و اعمال گشتاور قرار دارد. مدیریت صحیح گشتاور از محکم‌بستن بیش‌ازحد جلوگیری می‌کند که می‌تواند منجر به ریزشکست‌های استخوانی و لق شدن ایمپلنت شود[۲۷]. الگوهای تنش بسته به نوع استخوان و شرایط بارگذاری متفاوت است. پیچ‌های کورتیکال به دلیل ساختار متراکم استخوان، تنش های موضعی بیشتری را تجربه می‌کنند،

1 Degradation characteristics

در حالی که پیچ‌های اسفنجی بار را روی سطح وسیع‌تری توزیع کرده و تمرکز تنش را کاهش می‌دهند[۲۸]. رابط پیچ-استخوان یکی از عوامل تعیین‌کننده ثبات ایمپلنت، پتانسیل ترمیم و موفقیت طولانی‌مدت است. تعامل با استخوان کورتیکال به دلیل چگالی بالای آن، نیازمند درگیری مکانیکی بیشتر است و مستلزم پیش‌سوراخ‌کاری دقیق و زوایای ورود مناسب برای به حداقل رساندن شکست‌های ناشی از تنش می‌باشد[۲۹]. تعامل با استخوان اسفنجی، از سوی دیگر، به رزوه‌های عمیق‌تر و تهاجمی‌تر متکی است تا میزان چسبندگی را در ساختارهای متخلخل استخوان به حداکثر برساند. با این حال، محکم‌بستن بیش‌ازحد می‌تواند منجر به تحلیل استخوان و کاهش پایداری در طول زمان شود[۳۰]. ثبات رابط اولیه از طریق فیکساسیون مکانیکی که پیچ را در محل خود قفل می‌کند و ثبات ثانویه که با بازسازی استخوان در اطراف ایمپلنت توسعه می‌یابد، حاصل می‌شود. افزایش ثبات در این ناحیه می‌تواند با پوشش‌های زیست‌فعال که موجب بهبود یکپارچگی استخوانی می‌شوند، به دست آید[۳۱]. واکنش بیولوژیکی به کاشت پیچ شامل بازسازی استخوان، یکپارچگی استخوانی(استئواینتگریشن) و واکنش‌های احتمالی بدن خارجی است. در حالی که تیتانیوم و مواد زیست‌تخریب‌پذیر معمولاً یکپارچگی استخوانی مطلوبی را ایجاد می‌کنند، ایمپلنت‌های فولاد ضدزنگ و کبالت-کروم ممکن است واکنش‌های التهابی موضعی ایجاد کرده که در برخی موارد منجر به لق شدن ایمپلنت شود[۳۲].

طبقه‌بندی پیچ‌های ارتوپدی

پیچ‌های ارتوپدی بر اساس ویژگی‌های طراحی و کاربردهای عملکردی آن‌ها دسته‌بندی می‌شوند. طبقه‌بندی پیچ‌ها نقش مهمی در تعیین عملکرد مکانیکی، کاربرد بالینی و نتایج جراحی دارد. دسته‌بندی اصلی شامل پیچ‌های کورتیکال، پیچ‌های کنسلوس و پیچ‌های قفل‌شونده(لاک) است که هرکدام برای تراکم‌های استخوانی مختلف، شرایط بارگذاری و نیازهای فیکساسیون خاصی طراحی شده‌اند[۳۳].

طبقه‌بندی بر اساس طراحی

پیچ‌های ارتوپدی را می‌توان بر اساس پارامترهای طراحی از جمله الگوی رزوه، ویژگی‌های بدنه و ساختار سر دسته‌بندی کرد. طبقه‌بندی اصلی بر اساس طراحی شامل پیچ‌های کورتیکال که برای استخوان‌های متراکم طراحی شده‌اند، پیچ‌های کنسلوس که برای ساختارهای استخوانی متخلخل مورد استفاده قرار می‌گیرند و پیچ‌های قفل‌شونده(لاک) که در ترکیب با صفحات قفل‌شونده پایداری زاویه‌ای ایجاد می‌کنند، می‌شود. این تفاوت‌ها باعث ایجاد استحکام فیکساسیون بهینه و پایداری مکانیکی در نواحی آناتومیکی مختلف و انواع شکستگی‌ها می‌شوند[۳۴].

پیچ‌های کورتیکال

پیچ‌های کورتیکال به‌طور خاص برای استخوان متراکم کورتیکال طراحی شده‌اند که در نواحی دیافیزیال استخوان‌های بلند یافت می‌شود. ویژگی‌های طراحی آن‌ها شامل عمق رزوه کمتر و فاصله کمتر بین رزوه‌ها است که چسبندگی آن‌ها را در استخوان‌های سخت بهبود می‌بخشد(شکل ۳). برخلاف پیچ‌های اسفنجی، پیچ‌های کورتیکال نیاز به پیش‌سوراخ‌کاری دارند تا از استرس بیش‌ازحد که می‌تواند منجر به ریزشکست‌های استخوانی شود، جلوگیری شود[۳۵].

شکل ۳: پیچ کورتیکال.
منبع عکس : AO Surgery Reference,
https://surgeryreference.aofoundation.org

ویژگی‌های مکانیکی پیچ‌های کورتیکال شامل گشتاور بالای وارد کردن و مقاومت کششی بالا است که باعث تثبیت قوی در استخوان متراکم می‌شود. رزوه‌های ظریف آن‌ها توزیع بار را بهبود بخشیده و خطر شکست ایمپلنت را کاهش می‌دهد. با این حال، به دلیل تمرکز تنش بالا در استخوان کورتیکال، محکم‌بستن بیش‌ازحد می‌تواند منجر به تحلیل استخوان و لق شدن پیچ شود[۳۶].

کاربردهای بالینی پیچ‌های کورتیکال بسیار گسترده است و شامل تثبیت شکستگی‌های دیافیزیال، فیکساسیون صفحات استخوانی و ایجاد فشردگی بین قطعات شکسته می‌شود. این پیچ‌ها معمولاً در مدیریت شکستگی‌های استخوان‌های بلند، تثبیت ستون فقرات و روش‌های تثبیت مفصلی مورد استفاده قرار می‌گیرند. عملکرد اصلی آن‌ها ایجاد تثبیت سخت در محیط‌های استخوان کورتیکال است که موجب حداقل حرکت میکرونی می‌شود و از اختلال در روند ترمیم استخوان جلوگیری می‌کند[۳۷].

با وجود مزایای آن‌ها، پیچ‌های کورتیکال محدودیت‌هایی دارند. آن‌ها در استخوان‌های استئوپروتیک کمتر مؤثر هستند، زیرا چگالی استخوان کاهش‌یافته و چسبندگی پیچ را کاهش می‌دهد. علاوه بر این، نیاز به گشتاور بالاتر در هنگام قرار دادن پیچ، خطر ریزشکست‌های استخوانی و خراب شدن رزوه پیچ را افزایش می‌دهد[۳۸].

پیچ‌های کنسلوس(Cancellous Screws)

پیچ‌های کنسلوس برای تعامل با استخوان کنسلوس که معمولاً در نواحی اپی‌فیزیال استخوان‌های بلند و مهره‌ها یافت می‌شود، طراحی شده‌اند. این پیچ‌ها دارای عمق رزوه بیشتری هستند که باعث چسبندگی بهتر در

استخوان‌های متخلخل شده و فاصله بیشتر بین رزوه‌ها امکان درگیری بیشتر با استخوان کنسلوس را فراهم می‌کند[۳۹].

الف: پیچ‌های کنسلوس با رزوه جزئی

(Partial Thread Cancellous Screws)

پیچ‌های کنسلوس با رزوه جزئی دارای یک بخش صاف و بدون رزوه در قسمت پروگزیمال هستند که هنگام ورود از محل شکستگی، فشردگی بین قطعات را ایجاد می‌کند(شکل ۴).

این ویژگی طراحی، پایداری دینامیکی را فراهم کرده و آن‌ها را برای ترمیم شکستگی در نواحی غنی از ترابکولار مانند گردن استخوان ران، سر استخوان بازو و پلاتوی تیبیا ایده‌آل می‌کند[۴۰].

موارد کاربرد پیچ‌های کنسلوس با رزوه جزئی شامل ایجاد فشردگی در نواحی متافیزیال و اپی‌فیزیال، به‌ویژه در شکستگی‌های مفصل ران و زانو است. این پیچ‌ها معمولاً در سیستم‌های تثبیت با پیچ کانوله، پیچ‌های لغزنده ران و روش‌های آرتروزد استفاده می‌شوند[۴۱].

مکانیسم فشردگی پیچ‌های کنسلوس با رزوه جزئی بر اساس درگیری متفاوت رزوه‌ها عمل می‌کند. بخش بدون رزوه اجازه حرکت بین قطعات را می‌دهد، در حالی که قسمت دیستال رزوه‌دار درگیر کورتکس دوردست می‌شود و فشردگی محوری را در سطح شکستگی ایجاد می‌کند. این مکانیسم ترمیم استخوان را با تقویت تماس مستقیم استخوان به استخوان تسریع می‌کند[۴۲].

ب: پیچ‌های کنسلوس با رزوه کامل

(Full Thread Cancellous Screws)

پیچ‌های کنسلوس با رزوه کامل دارای یک بدنه کاملاً رزوه‌دار هستند که آن‌ها را برای مواردی که نیاز به فشردگی بین قطعات وجود ندارد، ایده‌آل می‌کند(شکل ۵).

شکل ۴: پیچ‌های کنسلوس با رزوه جزئی.
منبع عکس: AO Surgery Reference,
https://surgeryreference.aofoundation.org

شکل ۵: پیچ‌های کنسلوس با رزوه کامل.
منبع عکس: AO Surgery Reference,
https://surgeryreference.aofoundation.org

ویژگی‌های طراحی آن‌ها شامل رزوه‌های عمیق و فاصله‌دار است که حداکثر چسبندگی را در ساختارهای متخلخل استخوان تضمین کرده و فیکساسیون ایمن در استخوان‌های استئوپروتیک یا کم‌چگالی را فراهم می‌کند[۴۳].

موارد کاربرد پیچ‌های کنسلوس با رزوه کامل شامل تثبیت شکستگی در نواحی تحمل وزن مانند پروگزیمال فمور، پلاتوی تیبیا و مهره‌ها است. این پیچ‌ها به‌ویژه در روش‌های پیوند استخوان و جراحی‌های بازبینی که نیاز به فیکساسیون پایدار برای ادغام طولانی‌مدت دارند، مفید هستند[۴۴].

ویژگی‌های بیومکانیکی پیچ‌های کنسلوس با رزوه کامل بر توزیع بار در سطح وسیع‌تری تمرکز دارد و تمرکز تنش‌های موضعی را کاهش می‌دهد. رزوه‌های عمیق آن‌ها مقاومت بالایی در برابر نیروهای کششی ایجاد کرده و آن‌ها را به گزینه‌ای مناسب در مواردی که نگرانی از لق شدن پیچ وجود دارد، مانند بیماران مبتلا به پوکی استخوان، تبدیل می‌کند[۴۵].

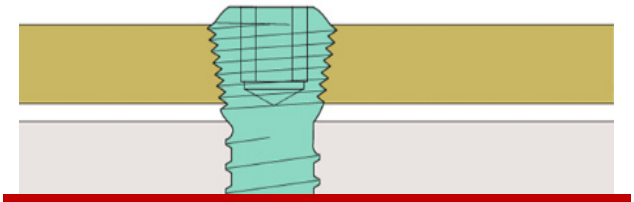
پیچ‌های قفل‌شونده(Locking Thread Screws)

پیچ‌های قفل‌شونده وسایل فیکساسیون ویژه‌ای هستند که هنگام استفاده با پلاک های قفل‌شونده، پایداری زاویه‌ای ایجاد می‌کنند. برخلاف پیچ‌های معمولی که به اصطکاک بین پلاک و استخوان متکی هستند، پیچ‌های قفل‌شونده مستقیماً به پلاک متصل شده و یک ساختار صلب ایجاد می‌کنند که از حرکت میکروسکوپی جلوگیری می‌کند[۴۶].

ویژگی‌های طراحی رزوه در پیچ‌های قفل‌شونده شامل قابلیت خودقلاویز، خودحفاری و پیکربندی‌های یونی‌کورتیکال یا بای‌کورتیکال است که امکان فیکساسیون سفارشی بر اساس نیازهای آناتومیکی را فراهم می‌کند. مزیت اصلی آن‌ها کاهش حرکت پیچ و جلوگیری از شکست ایمپلنت در شکستگی‌های ناپایدار است[۴۷]. مکانیسم تثبیت پیچ‌های قفل‌شونده به توانایی آن‌ها در تأمین هم‌زمان ثبات در رابط پیچ-پلاک و پیچ-استخوان بستگی دارد. این تثبیت دوگانه باعث افزایش صلبیت ساختاری شده و

آن‌ها را برای شکستگی‌های پیچیده، شکستگی‌های اطراف پروتز و تثبیت استخوان استئوپروتیک مناسب می‌کند[۴۸].

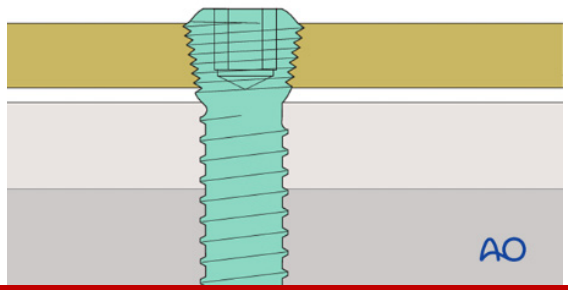
موارد کاربرد بالینی پیچ‌های قفل‌شونده شامل شکستگی‌هایی است که نیاز به پایداری مطلق دارند، فیکساسیون استخوان استئوپروتیک و موارد ترومای چندگانه که نیاز به تحمل وزن زودهنگام دارند. این پیچ‌ها به‌طور گسترده در شکستگی‌های پروگزیمال هومروس، شکستگی‌های دیستال فمور و آسیب‌های اطراف مفصل استفاده شده و به کاهش عوارض مرتبط با ایمپلنت کمک می‌کنند[۴۹](شکل ۶).



شکل ۶: پیچ‌های قفل‌شونده.
منبع عکس: AO Surgery Reference,
https://surgeryreference.aofoundation.org

پیچ‌های قفل‌شونده ساده

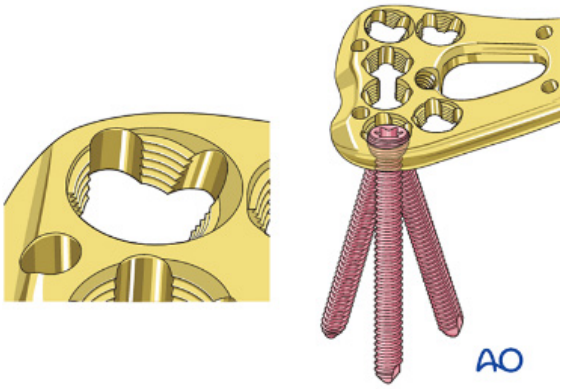
در پیچ‌های قفل‌شونده ساده، مکانیزم طراحی شامل سر پیچ رزوه‌دار است که در سوراخ پلاک قفل می‌شود و از حرکت میکروسکوپی بین صفحه و پیچ جلوگیری می‌کند(شکل ۷). این ویژگی امکان پایداری زاویه‌ای را فراهم کرده و نیاز به فشردگی مطلق بین پیچ و استخوان را کاهش می‌دهد[۴۷]. ادغام پیچ با پلاک باعث می‌شود که پیچ و پلاک به‌عنوان یک واحد ساختاری عمل کرده و بار را به‌طور مؤثرتر توزیع کنند و خطر شکست ایمپلنت را، به‌ویژه در شکستگی‌های با استخوان ضعیف، به حداقل برسانند[۵۰]. ثبات فیکساسیون در بیماران مبتلا به استئوپروز بهبود می‌یابد، زیرا مکانیزم قفل‌شونده ساختار سفت‌تری را حفظ کرده و احتمال لق شدن پیچ و شکست ایمپلنت را کاهش می‌دهد[۵۱].



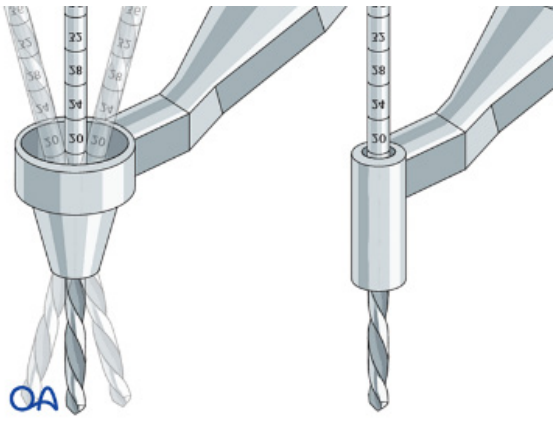
شکل ۷: پیچ‌های قفل‌شونده ساده.
منبع عکس: AO Surgery Reference,
https://surgeryreference.aofoundation.org

پیچ‌های قفل‌شونده با زاویه متغیر

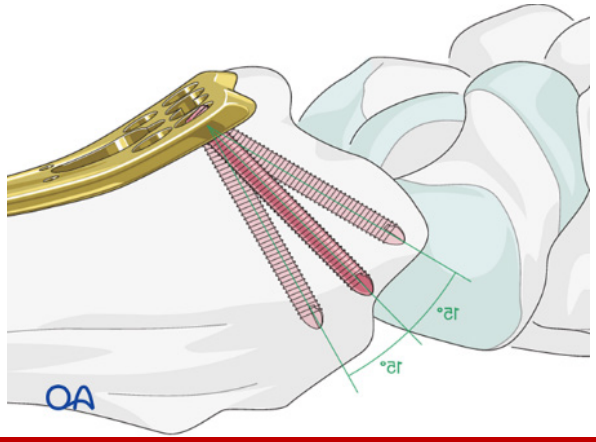
در پیچ‌های قفل‌شونده با زاویه متغیر، دامنه زاویه ورود متغیر است و به جراحان امکان می‌دهد نقاط فیکساسیون را بر اساس هندسه شکستگی بهینه کنند. برخلاف پیچ‌های قفل‌شونده استاندارد که در زاویه‌ای از پیش تعیین‌شده قرار می‌گیرند، پیچ‌های زاویه متغیر می‌توانند در زوایایی تا ۱۵ درجه وارد شوند که در شکستگی‌های پیچیده انعطاف‌پذیری بیشتری ایجاد می‌کند[۵۲]. ملاحظات تکنیکی شامل استفاده از راهنماهای دریلینگ دقیق و کنترل زاویه برای اطمینان از قفل‌شدن صحیح پیچ است، زیرا زوایای نامناسب می‌توانند پایداری فیکساسیون را به خطر بیندازند[۵۳]. کاربردهای بالینی پیچ‌های زاویه متغیر به‌ویژه در شکستگی‌های اطراف مفصل، شکستگی‌های دیستال رادیوس و بازسازی پلاتوی تیبیا که نیاز به فیکساسیون چندجهته دارند، مفید است[۵۴](شکل ۸-۱۰).



شکل ۸: پیچ‌های قفل‌شونده با زاویه متغیر.
منبع عکس: AO Surgery Reference,
https://surgeryreference.aofoundation.org



شکل ۹: پیچ‌های قفل‌شونده با زاویه متغیر.
منبع عکس: AO Surgery Reference,
https://surgeryreference.aofoundation.org



شکل ۱۰: پیچ‌های قفل‌شونده با زاویه متغیر.
منبع عکس: AO Surgery Reference, https://surgeryreference.aofoundation.org

پیچ‌های کانوله(Cannulated Screws)

پیچ‌های کانوله با داشتن یک بدنه مرکزی توخالی طراحی شده‌اند که امکان هدایت آن‌ها روی یک سیم راهنما(guide wire) را برای جایگذاری دقیق فراهم می‌کند. این طراحی دقت جراحی را افزایش داده و میزان آسیب به بافت‌ها را به حداقل می‌رساند، به‌ویژه در روش‌های کم‌تهاجمی و از طریق پوست[۵۵،۵۶](شکل ۱۱).

شکل ۱۱: پیچ‌های کانوله(Cannulated Screws).
منبع عکس: AO Surgery Reference, https://surgeryreference.aofoundation.org

ویژگی‌های طراحی پیچ‌های کانوله شامل سطح خارجی رزوه‌دار و یک هسته مرکزی توخالی است که امکان قرارگیری روی سیم راهنما را در حین حفظ استحکام استخوانی فراهم می‌کند. این پیچ‌ها در دو نوع رزوه کامل و رزوه جزئی موجود هستند که در آن‌ها، پیچ‌های با رزوه جزئی باعث ایجاد فشردگی در محل شکستگی می‌شوند[۵۷]. فناوری سیم راهنما تضمین می‌کند که مسیر پیچ بهینه باشد و خطر ناهماهنگی در حین جایگذاری را کاهش می‌دهد، به‌ویژه در نواحی آناتومیکی پیچیده مانند گردن استخوان ران، مچ پا و استخوان اسکافوئید[۵۸].

کاربردهای کم‌تهاجمی پیچ‌های کانوله در درمان شکستگی‌ها با حداقل آسیب به بافت نرم ارزشمند است و منجر به کاهش درد پس از عمل و تسریع دوره نقاهت می‌شود. این پیچ‌ها در درمان شکستگی‌های مفصل ران، آسیب‌های پا و مچ و شکستگی‌های استخوان اسکافوئید به‌طور گسترده مورد استفاده قرار می‌گیرند، جایی که دقت و حداقل برش بافتی برای ترمیم استخوان ضروری است[۵۹]. ملاحظات جراحی شامل قرارگیری دقیق سیم راهنما قبل از جایگذاری نهایی پیچ است تا از ناهماهنگی یا جابه‌جایی پیچ جلوگیری شود. علاوه بر این، مطالعات بیومکانیکی نشان داده‌اند که پیچ‌های کانوله با قطر مرکزی بزرگ‌تر استحکام بیشتری دارند و خطر شکست در کاربردهای تحمل وزن را کاهش می‌دهند(۶۰).

پیچ‌های خودسوراخ‌کن(Self-Drilling Screws)

پیچ‌های خودسوراخ‌کن نیاز به پره-دریلینگ(pre-drilling) را از بین برده و فرآیند گذاشتن پیچ را ساده می‌کنند و مراحل جراحی را کاهش می‌دهند. ویژگی‌های برشی آن‌ها شامل نوک‌های تیز و شیاردار است که امکان نفوذ به استخوان را بدون نیاز به دریل جداگانه فراهم می‌کند و آن‌ها را برای فیکساسیون سریع در موارد ترومایی ایده‌آل می‌سازد[۶۱].

تکنیک نصب پیچ‌های خودسوراخ‌کن شامل وارد کردن مستقیم با استفاده از گشتاور چرخشی است که باعث می‌شود پیچ مسیر خود را در استخوان ایجاد کند. این ویژگی در فیکساسیون از طریق پوست، جراحی‌های ستون فقرات و مدیریت شکستگی‌های قطعات کوچک مفید است، زیرا نیاز به دریلینگ اضافی استخوان را از بین برده و ساختار استخوان را حفظ می‌کند[۶۲]. راهنمای استفاده از پیچ‌های خودسوراخ‌کن بر کنترل دقیق گشتاور تأکید دارد، زیرا اعمال نیروی بیش‌ازحد در هنگام ورود پیچ می‌تواند باعث ترک‌خوردگی استخوان یا نکروز حرارتی شود[۶۳].

کاربردهای پیچ‌های خودسوراخ‌کن شامل جراحی‌های دست و پا، تثبیت مهره‌ها و فیکساسیون سریع در محیط‌های اورژانسی است که در آن‌ها دقت و حداقل تروما در هنگام دریلینگ اهمیت دارد .این پیچ‌ها به‌ویژه در استخوان‌های استئوپروتیک سودمند هستند، زیرا دریلینگ بیش‌ازحد می‌تواند منجر به ضعف ساختاری و شکست احتمالی فیکساسیون شود[۴۹].

پیچ‌های زیست‌تخریب‌پذیر

پیچ‌های زیست‌تخریب‌پذیر به‌عنوان جایگزینی امیدوارکننده برای ایمپلنت‌های فلزی سنتی معرفی شده‌اند، به‌ویژه در جراحی‌های ارتوپدی که نیاز به فیکساسیون موقت دارند. این پیچ‌ها نیاز به جراحی ثانویه برای برداشت ایمپلنت را از بین برده و در نتیجه، میزان عوارض بیمار و هزینه‌های درمانی را کاهش می‌دهند.

مواد اولیه مورد استفاده در ساخت پیچ‌های زیست‌تخریب‌پذیر شامل پلی-ال-لاکتیک اسید(PLLA)، پلی‌گلیکولیک اسید(PGA)، پلی-دی-ال-لاکتیک-کو-گلیکولیک اسید(PLGA) و آلیاژهای مبتنی بر منیزیم هستند. این پلیمرها بر اساس خواص مکانیکی، نرخ تجزیه و زیست‌سازگاری انتخاب می‌شوند .PLLA استحکام مکانیکی بالایی دارد اما سرعت تجزیه آن کند است، در حالی که PGA سرعت تجزیه بالاتری دارد اما از استحکام مکانیکی پایین‌تری برخوردار است. مطالعات اخیر همچنین پیچ‌های زیست‌تخریب‌پذیر مبتنی بر منیزیم را مورد بررسی قرار داده‌اند که موجب یکپارچگی استخوانی(Osseointegration) و بازسازی استخوان می‌شوند[۶۴،۶۵]. تجزیه پیچ‌های زیست‌تخریب‌پذیر تحت تأثیر

هیدرولیز و فعالیت آنزیمی انجام می‌شود و به کاهش تدریجی استحکام مکانیکی و در نهایت، جذب پیچ در بدن منجر می‌گردد .نرخ تجزیه پیچ بسته به ترکیب پلیمری، وزن مولکولی، میزان کریستالی بودن و محیط ایمپلنت متفاوت است. پیچ‌های مبتنی بر منیزیم از طریق اکسیداسیون و حل شدن تجزیه می‌شوند که در این فرآیند، تولید گاز هیدروژن یکی از عوارض احتمالی است. محققان در حال بررسی پوشش‌های سطحی و عناصر آلیاژی مانند کلسیم و روی هستند تا نرخ تجزیه را کنترل کرده و زیست‌سازگاری پیچ‌ها را افزایش دهند[۶۶،۶۷].

پیچ‌های زیست‌تخریب‌پذیر به‌طور گسترده در تثبیت شکستگی‌ها، بازسازی رباط‌ها و تثبیت استئوتومی‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرند. این پیچ‌ها به‌ویژه در بازسازی رباط صلیبی قدامی ((ACL، جراحی‌های فک و صورت و ارتوپدی کودکان کاربرد دارند. یکی از مزایای اصلی آن‌ها توانایی حذف عوارض مرتبط با ایمپلنت‌های دائمی فلزی مانند جابجایی پیچ، اثر محافظت از استرس و شکستن ایمپلنت است که معمولاً در پیچ‌های فلزی مشاهده می‌شود[۶۸،۶۹].

مطالعات بالینی نشان داده‌اند که پیچ‌های زیست‌تخریب‌پذیر استحکام فیکساسیون مشابهی با پیچ‌های فلزی دارند و نرخ ترمیم شکستگی‌ها با استفاده از آن‌ها رضایت‌بخش بوده است. با این حال، واکنش‌های التهابی، پاسخ‌های بدن به جسم خارجی و تشکیل کیست در برخی موارد گزارش شده‌اند. نوآوری‌های اخیر در شیمی پلیمرها و مواد کامپوزیتی مانند PLGA تقویت‌شده با هیدروکسی‌آپاتیت با هدف افزایش استحکام مکانیکی و ایمنی زیستی در حال توسعه هستند[۷۰،۷۱].

پیچ‌های دارو-رهش(Drug-Releasing Screws)

پیچ‌های دارو-رهش یک فناوری پیشرفته در ارتوپدی محسوب می‌شوند که برای تحویل موضعی عوامل درمانی در محل ایمپلنت طراحی شده‌اند. این پیچ‌ها با هدف کاهش نرخ عفونت، بهبود ترمیم استخوان و کاهش التهاب توسعه یافته‌اند.

ادغام فناوری رهش دارو در پیچ‌های ارتوپدی از طریق پوشش‌های پلیمری، ساختارهای متخلخل و تکنیک‌های نانوکپسوله‌سازی انجام می‌شود. داروهایی مانند آنتی‌بیوتیک‌ها(جنتامایسین، وانکومایسین)، فاکتورهای رشد(BMP-2و عوامل ضدالتهابی در ماتریکس پیچ یا پوشش سطحی آن وارد شده و برای رهش کنترل‌شده و مداوم استفاده می‌شوند[۷۲،۷۳].

پیچ‌های دارو-رهش عمدتاً در ترومای اسکلتی، جراحی‌های بازبینی(Revision) و آرتروپلاستی مفاصل به‌منظور پیشگیری از عفونت‌های پس از جراحی و بهبود استئواینتگریشن(Osseointegration) کاربرد دارند. در تثبیت شکستگی‌های عفونی، پیچ‌های آنتی‌بیوتیک‌دار به‌طور قابل‌توجهی استعمار باکتریایی را کاهش داده و نتایج درمانی بیماران را بهبود داده‌اند. همچنین، پیچ‌های حاوی فاکتورهای رشد به دلیل تسریع روند ترمیم استخوان و کاهش نرخ جوش نخوردگی شکستگی‌ها مورد توجه قرار گرفته‌اند[۷۴،۷۵].

آزمایش‌های بالینی اخیر نشان داده‌اند که پیچ‌های حاوی آنتی‌بیوتیک موجب کاهش ۵۰ درصدی نرخ عفونت‌های عمقی در بیماران پرخطر شده‌اند. با این حال، اثربخشی پیچ‌های حاوی فاکتورهای رشد همچنان تحت بررسی است و مطالعات در حال انجام، تأثیرات طولانی‌مدت آن‌ها بر بازسازی استخوان را ارزیابی می‌کنند. چالش‌هایی نظیر پایداری دارو، رهش ناگهانی(Burst Release) و الزامات قانونی همچنان از موانع پذیرش بالینی گسترده این پیچ‌ها هستند[۷۶،۷۷].

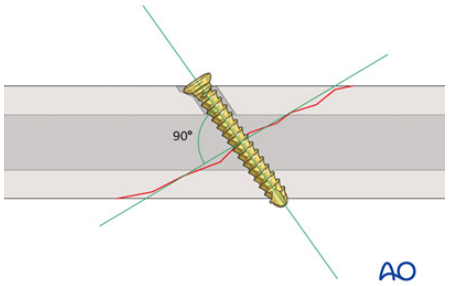
طبقه‌بندی بر اساس عملکرد

پیچ‌های ارتوپدی را می‌توان بر اساس نقش عملکردی آن‌ها در تثبیت شکستگی و پایدارسازی مفاصل نیز طبقه‌بندی کرد.

پیچ‌های لگ (Lag Screws)

پیچ‌های لگ از نظر مکانیکی به‌گونه‌ای طراحی شده‌اند که فشردگی بین قطعات شکستگی[1] ایجاد کنند که این امر با کاهش حرکت در محل شکستگی، روند ترمیم استخوان را تسهیل می‌کند.

اصل عملکرد پیچ‌های لگ بر درگیری تفاضلی رزوه‌ها استوار است، به‌گونه‌ای که کورتکس نزدیک‌تر به‌طور کامل دریل شده تا پیچ بتواند قطعات شکستگی را به هم بکشد .این تکنیک باعث افزایش پایداری اولیه و امکان تحرک زودهنگام بیمار می‌شود[۷۸،۷۹](شکل ۱۲).



شکل ۱۲: پیچ‌های لگ.
منبع عکس: AO Surgery Reference,
https://surgeryreference.aofoundation.org

جایگذاری صحیح پیچ‌های لگ نیازمند دریلینگ دقیق، کانترسینکینگ (Countersinking) مناسب و اعمال گشتاور کنترل‌شده است .قطر سوراخ دریل‌شده، زاویه ورود پیچ و میزان سفت کردن پیچ همگی بر نیروی فشاری ایجادشده در محل شکستگی تأثیر می‌گذارند. عدم رعایت کانترسینکینگ مناسب یا سفت کردن بیش‌ازحد می‌تواند منجر به آسیب کورتیکال یا شکست پیچ شود[۸۰،۸۱]. پیچ‌های لگ در شکستگی‌های استخوان‌های بلند(بازو، ران، ساق)، شکستگی‌های اطراف مفاصل و آسیب‌های حلقه لگنی به‌طور گسترده مورد استفاده قرار می‌گیرند. این

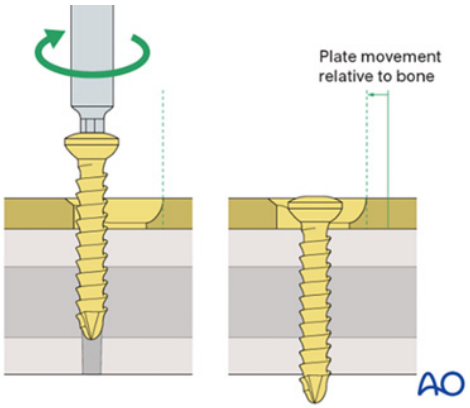
1 Interfragmentary Compression

پیچ‌ها به‌طور خاص در شکستگی‌های مچ پا، شکستگی‌های سر استخوان رادیوس و جوش نخوردگی‌های استخوان اسکافوئید کاربرد دارند. همچنین، پیچ‌های لگ بدون سر مانند پیچ‌های هربرت (Herbert Screws) در سطوح مفصلی ترجیح داده می‌شوند تا از برجستگی ایمپلنت و تحریک مفصل جلوگیری شود[۸۲،۸۳].

مطالعات نشان داده‌اند که تثبیت شکستگی با پیچ‌های لگ به‌طور قابل‌توجهی پایداری مکانیکی شکستگی را افزایش داده و زمان ترمیم را کاهش می‌دهد .با این حال، عوارضی مانند خروج پیچ از استخوان، ترک‌خوردگی کورتیکال و شکست ایمپلنت در مواردی که تکنیک جراحی ضعیف باشد یا بیمار مبتلا به پوکی استخوان باشد، گزارش شده است . پیشرفت‌هایی در زمینه پیچ‌های لگ تیتانیومی و زیست‌تخریب‌پذیر با هدف افزایش طول عمر مکانیکی و بهبود یکپارچگی بیولوژیکی در حال توسعه هستند[۵۳،۸۴].

پیچ‌های فشاری (Compression Screws)

پیچ‌های فشاری بر اساس اصول فشردگی دینامیک عمل می‌کنند، به‌گونه‌ای که طراحی و ویژگی‌های بیومکانیکی آن‌ها امکان ایجاد فشردگی بین قطعات شکستگی را به‌صورت کنترل‌شده فراهم می‌کند[۸۵]. این پیچ‌ها به دلیل ایجاد ترمیم اولیه استخوان بدون ایجاد اثر محافظت از استرس بیش‌ازحد، به‌ویژه در تثبیت شکستگی‌های استخوان کنسلوس بسیار پرکاربرد هستند[۸۶](شکل ۱۳).



شکل ۱۳: پیچ‌های فشاری.
منبع عکس: AO Surgery Reference,
https://surgeryreference.aofoundation.org

ملاحظات تکنیکی پیچ‌های فشاری شامل جایگذاری دقیق و اعمال گشتاور مناسب است تا از فشردگی بیش‌ازحد جلوگیری شود، زیرا فشردگی بیش‌ازحد می‌تواند منجر به نکروز استخوانی یا شکست ایمپلنت شود[۸۷]. مطالعات نشان داده‌اند که پیچ‌های فشاری قفل‌شونده پایداری بیومکانیکی بهتری نسبت به طراحی‌های غیرقفل‌شونده دارند، به‌ویژه در بیماران مبتلا به پوکی استخوان[۸۸].

کاربردهای بالینی پیچ‌های فشاری شامل تثبیت شکستگی‌های مچ پا، شکستگی‌های پروگزیمال استخوان ران و شکستگی‌های اسکافوئید است. تحقیقات نشان داده‌اند که این پیچ‌ها موجب بهبود عملکرد، افزایش استحکام مکانیکی و کاهش نرخ جوش نخوردگی شکستگی‌ها می‌شوند[۸۹].

پیچ‌های کورتکس (Cortex Screws)

پیچ‌های کورتکس به‌منظور ایجاد فیکساسیون سفت و پایدار در استخوان کورتکس طراحی شده‌اند و دارای گام باریک و رزوه‌هایی کوچک‌تر هستند که باعث درگیری بهتر با ساختار متراکم خارجی استخوان می‌شود[۹۰].

ویژگی‌های طراحی پیچ‌های کورتکس شامل بدنه‌ای کاملاً رزوه‌دار است که موجب چسبندگی قوی و مقاومت در برابر لق شدن در شرایط تحمل بار می‌شود[۹۱]. این پیچ‌ها معمولاً در فیکساسیون قطعات کوچک شکستگی، به‌ویژه در شکستگی‌های دیستال استخوان رادیوس، متاکارپال‌ها و استخوان‌های پا مورد استفاده قرار می‌گیرند[۹۲].

موارد کاربرد بالینی پیچ‌های کورتکس شامل ایجاد فشردگی شکستگی، تثبیت با پلاک ارتوپدی و پایدارسازی مفصل تیبیوفیبولار دیستال(سندسموز) است[۹۳]. مطالعات بیومکانیکی اخیر نشان داده‌اند که استفاده از دو پیچ کورتکس در تثبیت شکستگی‌های دیستال فیبولا، پایداری چرخشی بهتری را نسبت به استفاده از یک پیچ منفرد ارائه می‌دهد[۹۴](شکل ۱۴).

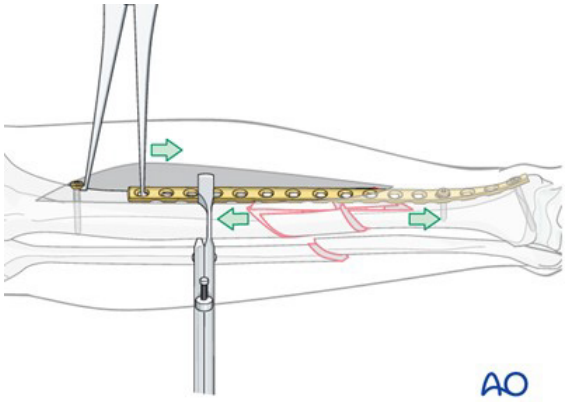
شکل ۱۴: پیچ‌های کورتکس.
منبع عکس: AO Surgery Reference,
https://surgeryreference.aofoundation.org

پیچ‌های پوش-پول(Push-Pull Screws)

پیچ‌های پوش-پول به‌عنوان ابزارهای کاهش‌دهنده شکستگی(Reduction Toolsدر شکستگی‌های پیچیده مورد استفاده قرار می‌گیرند، به‌ویژه برای ایجاد هم‌ترازی آناتومیکی پیش از فیکساسیون نهایی[۹۵].

تکنیک ریداکشن با پیچ‌های پوش-پول شامل وارد کردن پیچ در قطعه شکسته استخوان، اعمال کشش کنترل‌شده و سپس تثبیت شکستگی با استفاده از صفحه یا نیل داخل مدولاری است[۹۶]. این پیچ‌ها نقش کلیدی در بازگرداندن طول طبیعی استخوان پس از شکستگی‌های استخوان ران و دفورمیتی‌های ناشی از جوش نخوردگی استخوان تیبیا دارند[۹۷].

روش‌های کاربرد پیچ‌های پوش-پول بسته به نوع شکستگی متفاوت است؛ بااین‌حال، پیشرفت‌های اخیر در ابزارهای هدایت‌شونده ریداکشن (Guided Reduction Tools) و دستگاه‌های پوش-پول موجب افزایش دقت جراحی و کاهش عوارض ناشی از ناهماهنگی استخوانی شده‌اند[۹۸]. کارآزمایی‌های بالینی نشان داده‌اند که استفاده از پیچ‌های پوش-پول در کاهش شکستگی‌های ناشی از تروما، موجب بهبود هم‌ترازی پس از جراحی و کاهش نرخ جراحی‌های مجدد در شکستگی‌های پرانرژی شده است[۹۹](شکل ۱۵).



شکل ۱۵: پیچ‌های پوش-پول.
منبع عکس: AO Surgery Reference, https://surgeryreference.aofoundation.org

پیچ فیوژن میدفوت (Midfoot Fusion Bolt – MFB)

پیچ فیوژن میدفوت(MFB) یک وسیله فیکساسیون داخل مدولاری پیشرفته است که برای ایجاد تثبیت سفت و پایدار در آرتردز میدفوت طراحی شده است، به‌ویژه در بیمارانی که از دفورمیتی‌های شدید، بیماری‌های نوروپاتیک یا تخریب میدفوت (Midfoot Collapse) رنج می‌برند[۱۰۰]. روش‌های سنتی فیکساسیون مانند پلاک و پیچ‌ها اغلب با عوارضی مانند شکست سخت‌افزار، توزیع نامناسب بار و ایجاد اثر محافظت از استرس[1] همراه هستند .پیچ فیوژن میدفوت این محدودیت‌ها را با ارائه‌ی حمایت داخل مدولاری قوی، کاهش آسیب به بافت‌های نرم و بهبود ویژگی‌های تحمل وزن برطرف می‌کند.

پیچ MFB معمولاً از تیتانیوم یا فولاد ضدزنگ ساخته شده و دارای طراحی جامد یا کانوله است که باعث بهبود چسبندگی به استخوان و افزایش پایداری می‌شود. این پیچ در قطرها و طول‌های مختلف بر اساس نیازهای آناتومیکی بیمار در دسترس است.

ویژگی‌های طراحی این پیچ شامل بخش‌های رزوه‌دار و بدون رزوه است که موجب بهبود یکپارچگی استخوانی(Osseointegration) و توزیع بار در محل جوش مفصلی می‌شود .برخی مدل‌ها دارای قفل‌شوندگی با زاویه متغیر هستند که امکان تنظیم موقعیت پیچ و افزایش پایداری در موارد پیچیده فیوژن میدفوت را فراهم می‌کنند[۱۰۱](شکل ۱۶).

شکل ۱۶: پیچ فیوژن میدفوت.
منبع عکس: AO Surgery Reference, https://surgeryreference.aofoundation.org

کاربرد اصلی پیچ فیوژن میدفوت در موارد نوروآرتروپاتی شارکو (Charcot Neuroarthropathy)، آسیب‌های لیسفرانک(Lisfranc Injuries)و آرتروز میدفوت است که در آن‌ها روش‌های فیکساسیون سنتی ممکن است پایداری مکانیکی کافی را تأمین نکنند.

ایمپلنت این پیچ می‌تواند از طریق روش‌های جراحی باز یا تکنیک‌های پرکوتانئوس(Percutaneous) انجام شود .روش از طریق پوست آسیب جراحی را کاهش داده و خطر عفونت را به حداقل می‌رساند. مطالعات نشان داده‌اند که روش‌های فیوژن داخل مدولاری با استفاده از پیچ فیوژن میدفوت، میزان موفقیت یونیون استخوانی بالاتری نسبت به تکنیک‌های پلاک گذاری سنتی دارند[۱۰۲].

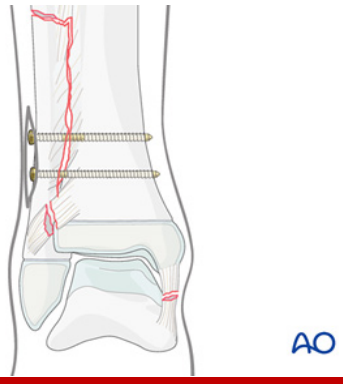
مطالعات بیومکانیکی و بالینی کارایی پیچ MFB را در ایجاد پایداری برتر، بهبود توزیع بار و کاهش میزان شکست ایمپلنت ارزیابی کرده‌اند. در مقایسه با صفحات و پیچ‌های استاندارد، پیچ فیوژن میدفوت مقاومت بیشتری در برابر بارگذاری محوری و برشی نشان داده است که منجر به بهبود نتایج بیماران و کاهش زمان بهبودی می‌شود.

همچنین، کارآزمایی‌های بالینی نرخ پایین‌تر عوارض مرتبط با ایمپلنت را گزارش کرده‌اند که پیچ MFB را به راهکاری مؤثر برای جراحی‌های بازسازی میدفوت تبدیل کرده است[۱۰۳].

1 Stress Shielding

پیچ‌های پوزیشنال (Positional Screws)

پیچ‌های پوزیشنال در جراحی‌های ارتوپدی به‌عنوان ابزاری مهم برای فیکساسیون استخوان در مواردی که فشردگی بین قطعات ضروری نیست، مورد استفاده قرار می‌گیرند. برخلاف پیچ‌های لگ که با ایجاد نیروی فشاری به تسریع روند ترمیم استخوان کمک می‌کنند، پیچ‌های پوزیشنال برای حفظ هم‌راستایی قطعات استخوانی بدون اعمال فشار اضافی طراحی شده‌اند[۱۰۴]. عملکرد اصلی این پیچ‌ها، حفظ موقعیت فضایی دو قطعه استخوانی و جلوگیری از جابجایی ناخواسته آن‌ها است که در مواردی مانند فیکساسیون سندسموزی، فیکساسیون استئوتومی‌ها و یونیون مفصلی کاربرد دارند. این ویژگی به‌ویژه در شکستگی‌های پیچیده و استئوتومی‌ها اهمیت دارد، زیرا توزیع نامناسب بار ممکن است باعث شکست ایمپلنت شود[۱۰۵](شکل ۱۷).



شکل ۱۷: پیچ‌های پوزیشنال.
منبع عکس: AO Surgery Reference, https://surgeryreference.aofoundation.org

در هنگام استفاده از پیچ‌های پوزیشنال، انتخاب دقیق محل دریلینگ و مشخصات پیچ بسیار مهم است تا از بروز عوارضی مانند خروج پیچ از استخوان یا آسیب به کورتکس جلوگیری شود. ارزیابی تراکم استخوان و پایداری مکانیکی قبل از انتخاب طول و قطر مناسب پیچ ضروری است. این پیچ‌ها نیاز به ایجاد سوراخ راهنما(Pilot Hole) دارند تا جایگذاری دقیق آن‌ها تضمین شود. همچنین، درگیری دوطرفه (Bi-cortical Engagement) نقش مهمی در افزایش پایداری این پیچ‌ها دارد. برای اطمینان از موقعیت صحیح پیچ و جلوگیری از جابجایی نامناسب یا شکست ایمپلنت، فلوروسکوپی داخل جراحی به‌طور گسترده مورد استفاده قرار می‌گیرد[۱۰۶].

پیچ‌های پوزیشنال در فیکساسیون سندسموزی[1]، فیکساسیون استئوتومی و تثبیت پیوندهای استخوانی به‌طور گسترده مورد استفاده قرار می‌گیرند و در جراحی‌های مچ پا، مچ دست و آرنج که حفظ ارتباط آناتومیکی استخوان نقش حیاتی در بازیابی عملکرد حرکتی دارد، بسیار سودمند هستند. مطالعات اخیر نشان داده‌اند که استفاده از پیچ‌های پوزیشنال در یونیون بدون کامپرشن مفاصل[2] به ایجاد ثبات لازم بدون مداخله در فرآیند طبیعی ترمیم استخوان کمک می‌کند[۱۰۷].

پیچ‌های قطبی(Polar Screws)

پیچ‌های قطبی عمدتاً به‌عنوان پیچ‌های مسدودکننده (Blocking Screws) در نیل داخل مدولاری استفاده می‌شوند و وظیفه جلوگیری از ناهماهنگی (Malalignment) و افزایش پایداری ایمپلنت داخل مدولاری را بر عهده دارند. این پیچ‌ها به‌ویژه در مواردی که شکستگی‌های بخش کوتاه استخوان نیاز به تثبیت اضافی برای مقابله با جابجایی چرخشی یا محوری دارند، بسیار مؤثر هستند[۱۰۸].

پیچ‌های قطبی معمولاً در کنار نیل داخل مدولاری قرار داده می‌شوند و به‌عنوان یک مانع مکانیکی عمل می‌کنند که از حرکت بیش‌ازحد نیل درون کانال مدولاری جلوگیری می‌کند .این تکنیک به‌ویژه در شکستگی‌های پروگزیمال یا دیستال استخوان‌های بلند مفید است، جایی که نیل به‌تنهایی ممکن است کنترل چرخشی کافی را فراهم نکند .با کاهش خطر ناهماهنگی، پیچ‌های قطبی موجب افزایش پایداری پس از جراحی و بهبود روند ترمیم شکستگی می‌شوند[۱۰۹].

قرارگیری مناسب پیچ‌های قطبی، کنترل دقیقی بر هم‌راستایی قطعات استخوانی فراهم می‌کند، به‌ویژه در شکستگی‌های متافیزیال که خطر دفورمیتی‌های چرخشی بالاست .این پیچ‌ها با محدود کردن حرکات میکروسکوپی، به ترمیم زودهنگام استخوان کمک کرده و عوارض ناشی از لق شدن ایمپلنت را کاهش می‌دهند .برای دستیابی به موقعیت‌یابی بهینه و کاهش آسیب جراحی، پیچ‌های قطبی معمولاً تحت هدایت فلوروسکوپی جایگذاری می‌شوند[۱۱۰].

برای عملکرد بیومکانیکی مطلوب، پیچ‌های قطبی باید به‌طور استراتژیک در اطراف نیل داخل مدولاری قرار گیرند تا بتوانند نیروها را در تمامی جهات مهار کنند .درگیری مناسب پیچ با کورتکس استخوان و زاویه‌دهی صحیح آن از عوامل حیاتی برای حداکثر استحکام فیکساسیون و جلوگیری از شکست ایمپلنت هستند .تحقیقات اخیر نشان داده‌اند که قرارگیری پیچ‌های قطبی در موقعیت‌های آناتومیکی خاص، باعث بهبود توزیع بار شده و خطر عوارض مرتبط با ایمپلنت را کاهش می‌دهد[۱۱۱].

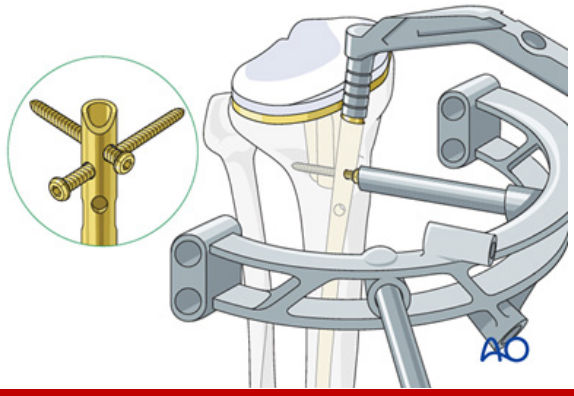
پیچ‌های اینترلاکینگ (Interlocking Screws)

پیچ‌های اینترلاکینگ بخش جدایی‌ناپذیر از سیستم‌های نیل داخل مدولاری هستند و ثبات طولی و چرخشی در محل شکستگی را تأمین می‌کنند .این پیچ‌ها معمولاً در شکستگی‌های استخوان‌های بلند به کار می‌روند تا از جابجایی محوری جلوگیری کرده و استحکام کلی ایمپلنت را افزایش دهند[۱۱۲](شکل ۱۸).

وظیفه اصلی پیچ‌های اینترلاکینگ، تثبیت نیل داخل مدولاری درون استخوان و جلوگیری از حرکت بیش‌ازحد یا جابه‌جایی ایمپلنت است .

1 Syndesmotic fixation
2 Non-compressive joint fusions

این مکانیسم قفل‌شوندگی موجب ایجاد فیکساسیون محکم شده که برای ترمیم موفق شکستگی‌های تحمل‌کننده بار، مانند فمور، تیبیا و هومروس ضروری است[۱۱۳].



شکل ۱۸: پیچ‌های اینترلاکینگ.
منبع عکس: AO Surgery Reference, https://surgeryreference.aofoundation.org

مطالعات نشان داده‌اند که پیچ‌های اینترلاکینگ مقاومت در برابر بارهای محوری را افزایش داده و خطر شکست ایمپلنت و جوش نخوردگی را کاهش می‌دهند .توانایی این پیچ‌ها در توزیع یکنواخت تنش‌های مکانیکی در استخوان، اثر محافظت از استرس (Stress Shielding) را کاهش می‌دهد که یکی از مشکلات رایج در جراحی ارتوپدی است و می‌تواند منجر به تحلیل استخوان ناشی از انتقال نامناسب بار شود .پیشرفت‌های اخیر در پیچ‌های آلیاژ تیتانیوم، عملکرد بیومکانیکی آن‌ها را بهبود بخشیده و آن‌ها را به گزینه‌ای ایده‌آل در مدیریت تروماهای ارتوپدی تبدیل کرده است[۱۱۴]. پیچ‌های اینترلاکینگ در شکستگی‌های فمور، تیبیا و هومروس به‌طور گسترده مورد استفاده قرار می‌گیرند، به‌ویژه در مواردی که نیل داخل مدولاری به‌تنهایی قادر به حفظ هم‌راستایی قطعات استخوانی نیست. این پیچ‌ها با فراهم کردن پایداری بیشتر، موجب تسریع توانبخشی، کاهش درد و کاهش نرخ عوارض می‌شوند .مطالعات بالینی نشان داده‌اند که بیماران تحت درمان با پیچ‌های اینترلاکینگ، بهبود عملکردی بهتری را تجربه می‌کنند که این امر نقش حیاتی این پیچ‌ها را در تکنیک‌های تثبیت ارتوپدی برجسته می‌کند[۱۱۵].

ملاحظات تکنیکی

انتخاب و استفاده از دریل جراحی

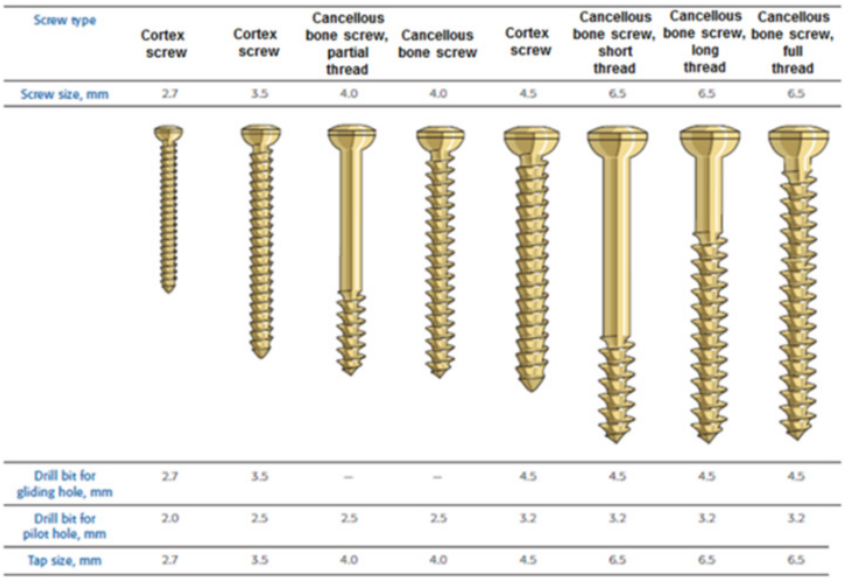
انتخاب دریل جراحی یکی از عوامل حیاتی در جراحی ارتوپدی است که هم بر دقت جایگذاری پیچ و هم بر پایداری مکانیکی ساختار فیکساسیون تأثیر می‌گذارد .قطر، طول و ترکیب مواد دریل باید بر اساس نوع استخوان(کورتکس یا کنسلوس) و کاربرد جراحی مشخص انتخاب شود[۱۱۶]. مطالعات نشان داده‌اند که دریلینگ با سرعت بالا گرمای بیش از حد تولید کرده و می‌تواند باعث نکروز حرارتی شده و یکپارچگی استخوان را به خطر بیندازد که در نهایت منجر به اختلال در روند ترمیم استخوان می‌شود[۱۱۷]. در مقابل، دریلینگ با سرعت پایین و آبیاری مناسب، میزان گرمای تولیدی را کاهش داده و خطر استئونکروز را کم می‌کند و در نتیجه، چسبندگی پیچ به استخوان را بهبود می‌بخشد[۱۱۸]. هندسه مته، از جمله طراحی شیارهای آن و زاویه نوک مته، بر کارایی برداشت استخوان و گشتاور لازم هنگام جایگذاری پیچ تأثیر دارد[۱۱۹]. یکی دیگر از عوامل مهم، استفاده از سوراخ راهنما (Pilot Hole) است که به دقت جایگذاری پیچ کمک کرده و از ایجاد ریزشکست‌های استرسی در ناحیه دریل‌شده جلوگیری می‌کند[۱۲۰]. پره-دریلینگ [1] میزان گشتاور لازم برای ورود پیچ را کاهش داده و از فشردگی بیش‌ازحد استخوان جلوگیری می‌کند که به‌ویژه در پیچ‌های خودکار اهمیت دارد[۱۲۱]. علاوه بر این، استفاده از مته‌های تیز و با کیفیت بالا دقت جایگذاری پیچ را افزایش داده و مقاومت مکانیکی را کاهش می‌دهد که در نهایت باعث افزایش موفقیت طولانی‌مدت ایمپلنت‌های ارتوپدی می‌شود[۱۲۲]. در مطالعات مقایسه‌ای مشخص شده است که مته‌های دارای نوک کاربیدی[2] گرمای کمتری تولید کرده و نسبت به مته‌های فولاد ضدزنگ استاندارد دوام بیشتری دارند، که این امر آن‌ها را به گزینه‌ای برتر برای استفاده‌های مکرر در جراحی تبدیل کرده است[۱۲۳](شکل ۱۹).

اصول مدیریت گشتاور (Torque Management)

اعمال گشتاور مناسب برای ایجاد فیکساسیون پایدار و جلوگیری از عوارضی مانند لق شدن پیچ یا آسیب به رزوه‌های استخوانی ضروری است .گشتاور، نیروی چرخشی اعمال‌شده در هنگام جایگذاری پیچ است که تعیین‌کننده‌ی استحکام رابط استخوان-ایمپلنت می‌باشد[۱۲۴]. مطالعات نشان داده‌اند که گشتاور بهینه هنگام ورود پیچ باید بین ۷۰ تا ۸۰ درصد حداکثر نیروی کششی باشد تا فیکساسیون کافی ایجاد شود، بدون آنکه یکپارچگی استخوان به خطر بیفتد[۱۲۵]. اعمال گشتاور بیش‌ازحد می‌تواند باعث ایجاد ریزشکست‌های استخوانی یا خراب شدن رزوه‌های استخوان شود، در حالی که گشتاور ناکافی ممکن است منجر به بی‌ثباتی ایمپلنت و شکست آن شود[۱۲۶].

مدیریت گشتاور به‌ویژه در بیماران مبتلا به استئوپروز اهمیت دارد، زیرا تراکم استخوان پایین باعث کاهش توانایی پیچ در چسبندگی به استخوان می‌شود[۱۲۷]. برای مقابله با این مشکل، دستگاه‌های محدودکننده گشتاور[3] توسعه یافته‌اند که از سفت‌شدن بیش‌ازحد پیچ جلوگیری کرده و در عین حال، تعامل مناسب پیچ با استخوان را تضمین می‌کنند[۱۲۸].

1 Pre-drilling
2 Carbide-Tipped
3 Torque-Limiting Devices



شکل ۱۹: سایز دریل براساس سایز پیچ ها.

منبع عکس: AO Surgery Reference, https://surgeryreference.aofoundation.org

همچنین، تکنیک‌های تقویت سیمانی[1] در مواردی که کیفیت استخوان ضعیف است، به افزایش استحکام فیکساسیون کمک می‌کنند، زیرا باعث افزایش سطح تماس پیچ-استخوان می‌شوند[۱۲۹]. برخی پیچ‌های ارتوپدی مدرن دارای شاخص‌های گشتاور داخلی هستند که به جراحان امکان کنترل دقیق نیروی ورود پیچ و کاهش احتمال شکست بیومکانیکی ایمپلنت را می‌دهند[۱۳۰].

تکنیک‌های جایگذاری پیچ

روش‌های جایگذاری پیچ بسته به نوع پیچ و محل آناتومیکی ایمپلنت متفاوت است. روش سنتی درج دستی پیچ[2] بازخورد لمسی به جراح می‌دهد و امکان کنترل دقیق‌تر گشتاور و عمق پیچ را فراهم می‌کند[۱۳۱]. بااین‌حال، دریل‌های برقی[3] به دلیل سرعت بالاتر و ورود یکنواخت‌تر پیچ، در جراحی‌هایی که نیاز به چندین پیچ دارند، بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرند[۱۳۲]. مطالعات مقایسه‌ای نشان داده‌اند که استفاده از ابزارهای برقی زمان جراحی را کاهش می‌دهد اما اگر کنترل نشود، ممکن است خطر سفت‌شدن بیش‌ازحد پیچ را افزایش دهد[۱۳۳].

یکی دیگر از موارد مهم، زاویه ورود پیچ[4] است .پیچ‌های ارتوپدی باید عمود بر سطح شکستگی قرار گیرند تا حداکثر فشردگی و پایداری را ایجاد کنند[۱۳۴].

در مواردی که ورود زاویه‌دار پیچ ضروری است، برنامه‌ریزی قبل از جراحی با استفاده از سیستم‌های ناوبری کامپیوتری می‌تواند دقت جایگذاری را افزایش داده و از جابه‌جایی نامناسب جلوگیری کند[۱۳۵]. پیچ‌های کانوله که معمولاً در روش‌های کم‌تهاجمی استفاده می‌شوند، نیاز به جایگذاری دقیق سیم راهنما (Guidewire) قبل از ورود نهایی پیچ دارند تا تراز مناسب حفظ شود[۱۳۴].

در جراحی ستون فقرات، تکنیک‌های هدایت‌شده با ربات[5] معرفی شده‌اند که دقت جایگذاری پیچ را افزایش داده و خطر آسیب به ساختارهای عصبی و عروقی را کاهش می‌دهند[۱۳۶].

روش‌های فیکساسیون

روش داخل مدولاری (Intramedullary Approach)

در این روش، پیچ‌ها یا نیل‌های داخل مدولاری درون حفره مدولاری استخوان‌های بلند قرار داده می‌شوند تا حمایت داخلی فراهم کرده و در عین حال، از اختلال در خون‌رسانی پریوستال جلوگیری شود .این روش معمولاً در شکستگی‌های استخوان ران و تیبیا استفاده می‌شود و پایداری بیومکانیکی بهتری نسبت به فیکساسیون با صفحات ایجاد می‌کند[۱۳۷]. مطالعات نشان داده‌اند که پیچ‌های داخل مدولاری بار را به‌طور یکنواخت در امتداد محور استخوان توزیع کرده و تمرکز تنش را کاهش می‌دهند که احتمال شکست ایمپلنت را کاهش می‌دهد[۱۳۸]. بااین‌حال، تکنیک ورود دقیق پیچ اهمیت زیادی دارد، زیرا ناهماهنگی می‌تواند باعث بی‌ثباتی چرخشی و تأخیر در ترمیم استخوان شود[۱۳۹].

1 Cement Augmentation
2 Hand-Driven Insertion
3 Power-Assisted Screwdrivers
4 Trajectory of Screw Insertion
5 Robotic-Assisted Insertion

پیشرفت‌های اخیر شامل توسعه نیل‌های قابل گسترش[1] است که با شکل کانال مدولاری تطبیق پیدا می‌کنند و نیاز به پیچ‌های قفل‌کننده اضافی را کاهش می‌دهند[۱۴۰]. همچنین، ارزیابی‌های بیومکانیکی نشان داده‌اند که ترکیب پیچ‌های داخل مدولاری با فیکساسیون خارجی (Hybrid Constructs) می‌تواند در شکستگی‌های پیچیده‌ای که روش‌های معمولی ناکارآمد هستند، نتایج بهتری ایجاد کند[۱۴۱].

روش خارج مدولاری (Extramedullary Techniques)

فیکساسیون خارج مدولاری شامل پلاک گذاری و فیکساسیون خارجی است که در مواردی به کار می‌رود که حمایت مکانیکی مستقیم بدون ایجاد اختلال در کانال مدولاری ضروری باشد .این روش به‌ویژه در شکستگی‌های اطراف مفصل[2] مفید است، جایی که نیل‌های داخل مدولاری ممکن است به دلیل محدودیت‌های آناتومیکی فیکساسیون کافی ایجاد نکنند[۱۴۲]. پلاک های قفل‌شونده که امکان ورود پیچ در زوایای ثابت را فراهم می‌کنند، به استاندارد طلایی در درمان شکستگی‌های پیچیده تبدیل شده‌اند، زیرا مقاومت بالاتری در برابر نیروهای برشی و پیچشی دارند[۱۴۳].

مطالعات بیومکانیکی نشان داده‌اند که تکنیک‌های دو پلاکی[3] که در آن دو پلاک در زوایای متفاوت به کار برده می‌شوند، پایداری بیشتری نسبت به روش‌های تک پلاک ایجاد می‌کنند، به‌ویژه در شکستگی‌های دیستال استخوان فمور[۱۴۴]. یکی دیگر از نوآوری‌های فیکساسیون خارج مدولاری استفاده از پلاک های قفل‌شونده با زاویه متغیر است که به جراحان امکان تنظیم مسیر ورود پیچ‌ها بر اساس آناتومی اختصاصی بیمار را می‌دهد[۱۴۵]. با این‌که فیکساسیون خارج مدولاری حمایت مکانیکی قوی‌تری فراهم می‌کند، اما معایب بالقوه‌ای مانند افزایش میزان برش جراحی، تحریک بافت نرم و خطر عفونت بالاتر در مقایسه با روش‌های داخل مدولاری دارد[۱۴۶].

مسیرهای آینده

آینده فناوری پیچ‌های ارتوپدی شاهد پیشرفت‌های چشمگیری خواهد بود که ناشی از نوآوری‌های مواد، بهینه‌سازی‌های بیومکانیکی و ادغام سیستم‌های نظارت هوشمند است. یکی از مهم‌ترین مسیرهای توسعه پیچ‌های ارتوپدی، بهبود مواد زیست‌تخریب‌پذیر است .پیچ‌های زیست‌تخریب‌پذیر فعلی با نرخ‌های ثابت تجزیه می‌شوند که ممکن است همیشه با روند بهبودی استخوان هماهنگ نباشد. تحقیقات آینده بر توسعه مواد زیست سازگار[4] متمرکز خواهد شد که قادر به تعدیل نرخ تجزیه خود بر اساس شرایط فیزیولوژیکی بافت استخوانی اطراف باشند. این نوآوری‌ها به کاهش عوارض مرتبط با تجزیه زودرس یا ماندگاری طولانی‌مدت ایمپلنت در بدن کمک خواهد کرد که می‌تواند در فرآیند بازسازی طبیعی استخوان اختلال ایجاد کند.

یکی دیگر از مسیرهای مهم در تحول پیچ‌های ارتوپدی، اصلاح خواص بیومکانیکی آن‌ها است. پیچ‌های فعلی گاهی قدرت کششی[5] ناکافی یا توزیع بار نامطلوب دارند که منجر به شکست ایمپلنت یا افزایش زمان بهبودی می‌شود .در طراحی‌های آینده، پیچ‌ها احتمالاً از اصلاحات سطحی، پوشش‌های نانوتکنولوژی و هندسه پیشرفته رزوه‌ها بهره خواهند برد تا استئواینتگریشن را افزایش داده و اثر محافظت از استرس را کاهش دهند .علاوه بر این، توسعه پیچ‌های با زاویه متغیر که قابلیت سفارشی‌سازی بیشتری دارند، موجب انطباق بهتر با ساختارهای آناتومیکی مختلف، به‌ویژه در تثبیت شکستگی‌های پیچیده خواهد شد.

علاوه بر نوآوری‌های مواد و مکانیکی، ادغام ایمپلنت‌های هوشمند مجهز به سیستم‌های نظارت لحظه‌ای[6]، جراحی ارتوپدی را متحول خواهد کرد . پیچ‌های هوشمند مجهز به میکروسنسورها می‌توانند اطلاعات ارزشمندی در مورد پیشرفت یونیون استخوان، پایداری ایمپلنت و میزان بار مکانیکی واردشده به پیچ فراهم کنند .این فناوری‌ها امکان تشخیص زودهنگام عوارضی مانند لق شدن پیچ، عفونت یا تأخیر در یونیون استخوان را فراهم کرده و به مداخلات زودهنگام کمک می‌کنند که در نتیجه بهبود نتایج درمانی را در پی دارد .علاوه بر این، استفاده از هوش مصنوعی(AIو یادگیری ماشین در جراحی ارتوپدی، دقت جایگذاری پیچ را از طریق برنامه‌ریزی پیش از جراحی و هدایت درون‌جراحی بهبود خواهد بخشید.

با ادامه روند پیشرفت تحقیقات، همکاری میان دانشمندان مواد، مهندسان پزشکی و جراحان ارتوپدی نقش مهمی در انتقال نوآوری‌های آزمایشگاهی به کاربردهای بالینی خواهند داشت. پیچ‌های ارتوپدی آینده نه‌تنها عملکرد مکانیکی بهتری ارائه خواهند داد، بلکه در روند بهبودی بیمار نیز نقش فعال‌تری ایفا خواهند کرد و نیاز به جراحی‌های مجدد را کاهش داده و نرخ موفقیت جراحی‌ها را افزایش خواهند داد. با وجود چالش‌های موجود در دستیابی به این نوآوری‌ها، پیشرفت‌های سریع در بیومتریال‌ها، مدل‌سازی کامپیوتری و طراحی ایمپلنت‌ها نشان می‌دهد که آینده فیکساسیون ارتوپدی در مسیر تحولاتی چشمگیر قرار دارد.

نتیجه‌گیری

پیچ‌های ارتوپدی برای مدیریت شکستگی‌ها و جراحی‌های بازسازی نقش اساسی ایفا کرده‌اند و تحول آن‌ها ناشی از پیشرفت‌های بیومتریال، درک بهتر بیومکانیک و توسعه تکنیک‌های جراحی بوده است. طبقه‌بندی گسترده پیچ‌ها بر اساس طراحی و عملکرد آن‌ها، نشان‌دهنده سطح بالای

1 Expandable Nails
2 Periarticular Fractures
3 Dual Plating
4 Bioadaptive Materials
5 Pullout Strength
6 Real-Time Monitoring

سفارشی‌سازی در اختیار جراحان ارتوپدی است که امکان تثبیت دقیق و کارآمد شکستگی‌ها در نواحی آناتومیکی مختلف را فراهم می‌کند. تحولات مداوم در فناوری پیچ‌های ارتوپدی، به‌ویژه در زمینه مواد زیست‌تخریب‌پذیر، ایمپلنت‌های هوشمند و پیچ‌های دارو-رهش، بر تأکید فزاینده بر راهکارهای اختصاصی بیمار و بهبود نتایج بالینی دلالت دارد. با وجود پیشرفت‌های قابل‌توجه در بهبود عملکرد پیچ‌های ارتوپدی، چندین چالش همچنان باقی مانده است.

مشکلاتی مانند لق شدن پیچ، عفونت، جایگذاری نادرست و عوارض مرتبط با ایمپلنت همچنان بر روند بهبودی بیماران و نرخ موفقیت درازمدت جراحی‌ها تأثیر می‌گذارند. ادغام مواد پیشرفته، مانند منیزیم و کامپوزیت‌های پلیمری هیبریدی، همراه با تکنیک‌های فیکساسیون نوین، انتظار می‌رود این چالش‌ها را کاهش دهد.

آینده فناوری پیچ‌های ارتوپدی بر دستیابی به زیست‌سازگاری بیشتر، بهبود خواص مکانیکی و قابلیت ارائه بازخورد لحظه‌ای از روند جوش استخوان متمرکز خواهد بود. با حرکت این حوزه به‌سوی ایمپلنت‌های اختصاصی بیمار و پزشکی شخصی‌سازی‌شده، نقش پرینت سه‌بعدی و مدل‌سازی محاسباتی در طراحی و ساخت پیچ‌های ارتوپدی برجسته‌تر خواهد شد. همچنین، تحقیقات مداوم در زمینه تکنیک‌های جراحی کم‌تهاجمی، به کاهش عوارض مرتبط با جراحی‌های باز و تسریع زمان بهبودی بیماران کمک خواهد کرد.

در نتیجه، تحول پیچ‌های ارتوپدی گواهی بر تلاش‌های مستمر در مهندسی پزشکی و نوآوری‌های جراحی است. با پرداختن به چالش‌های کنونی و بهره‌گیری از فناوری‌های نوظهور، نسل آینده پیچ‌های ارتوپدی نه‌تنها پایداری فیکساسیون را بهبود خواهد بخشید، بلکه از طریق یکپارچگی بهتر با استخوان، کاهش عوامل خطر و افزایش طول عمر ایمپلنت، به نتایج بهتر بیماران کمک خواهد کرد.

این حوزه همچنان در حال تحول است و با تحقیقات مداوم و همکاری بین‌رشته‌ای، فیکساسیون ارتوپدی به سطوح جدیدی از ایمنی، کارایی و عملکرد خواهد رسید.

تقدیر و تشکر

نویسندگان مراتب تقدیر و تشکر خود را از واحد توسعه تحقیقات بالینی بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی مازندران جهت پشتیبانی و همکاری در طول دوره مطالعه اعلام می دارند.

منابع

1 Zan R, Shen S, Huang Y, Yu H, Liu Y, Shi Yang, et al. Research hotspots and trends of biodegradable magnesium and its alloys. Smart Mater Med. 2023;4(1): 468-479. https://doi.org/10.1016/j.smaim.2023.01.002.
2 Li Y, Felländer-Tsai L. The bone-anchored prostheses for amputees–Historical development, current status, and future aspects. Biomaterials. 2021 273:120836. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2021.120836.
3 Meng M, Wang J, Huang H, Liu X, Zhang J, Li Z. 3D printing metal implants in orthopedic surgery: Methods, applications, and future prospects. J Orthop Translat. 2023;42:94-112. DOI: 10.1016/j.jot.2023.08.004
4 Tao L, Zhou S, Tao Z, Wen K, Da W, Meng Y. The publication trends and hot spots of scoliosis research from 2009 to 2018: a 10-year bibliometric analysis. Ann Transl Med. 2020;8(6):365. DOI: 10.21037/atm.2020.02.67.
5 Kubicek J, Tomanec F, Cerny M, Vilimek D, Kalova M, Oczka D. Recent trends, technical concepts, and components of computer-assisted orthopedic surgery systems. Sensors. 2019;19(23):5199. DOI: 10.3390/s19235199
6 Wang J.L, Xu J.K, Hopkins C, Chow D.H.K, Qin L. Biodegradable magnesium-based implants in orthopedics—a general review and perspectives. Adv Sci(Weinh). 2020;7(8):1902443. DOI: 10.1002/advs.201902443.
7 Vaishya R, Patralekh M.K, Vaish A, Agarwal A.K, Vijay V. Publication trends and knowledge mapping in 3D printing in orthopaedics. J Clin Orthop Trauma. 2018;9(3):194-201. DOI: 10.1016/j.jcot.2018.07.006.
8 Singh V, Mahajan R, Das K, Chhabra H.S, Rustagi T. Surgical Trend Analysis for Use of Cement Augmented Pedicle Screws in Osteoporosis of Spine: A Systematic Review(2000-2017). Global Spine J. 2019;9(7):783-795. DOI: 10.1177/2192568218801570.
9 Agarwal R, Gupta V, Singh J. Additive manufacturing-based design approaches and challenges for orthopedic bone screws: A state-of-the-art review. J Braz Soc Mech Sci Eng. 2022;44(12):3102.
10 Szczęsny G, Kopec M, Politis D.J, Kowalewski Z.L, Łazarski A, Szolc T. A review on biomaterials for orthopedic surgery and traumatology: From past to present. Materials(Basel). 2022;15(10):3622. DOI: 10.3390/ma15103622
11 Joskowicz L, Hazan EJ. Computer-aided orthopedic surgery: Incremental shift or paradigm change?. Adv Exp Med Biol. 2018;1093:21-30. doi: 10.1007/978-981-13-1396-7_2.
12 Ścibior A, Pietrzyk Ł, Plewa Z, Skiba A. Vanadium: Risks and possible benefits in the light of a comprehensive overview of its pharmacotoxicological mechanisms and multi-applications with a summary of further research trends. J Trace Elem Med Biol. 2020;61:126508. DOI: 10.1016/j.jtemb.2020.126508.
13 Hallab NJ, Jacobs JJ. Orthopedic Applications. In book: Biomaterials Science 2020. p.1079-1118.e1. DOI:10.1016/B978-0-12-816137-1.00070-2.
14 Helm P.A, Teichman R, Hartmann S.L, Simon D. Spinal Navigation and Imaging: History, Trends, and Future. IEEE Trans Med Imaging. 2015;34(8):1738-46. DOI: 10.1109/TMI.2015.2391200.
15 Giannoudis P.V, Chloros G.D, Ho Y.S. A historical review and bibliometric analysis of research on fracture nonunion in the last three decades. Int Orthop. 2021;45(7):1663-1676. DOI: 10.1007/s00264-021-05020-6.
16 Elsayed M.D. Biomechanical factors that influence the bone-implant-interface. Res Rep Oral Maxillofac Surg. 2019;3(1):1-4. DOI: 10.23937/iaoms-2017/1710023.
17 Jin W, Chu P.K. Orthopedic implants. Encycloped Biomed Eng. 2019;2:425-39. DOI: 10.1016/B978-0-12-801238-3.10999-7.
18 Nekhlopochyn O.S, Verbov V.V, Karpinsky M.Y, Yaresko O.V. Biomechanical evaluation of the pedicle screw insertion depth and role of cross-link in thoracolumbar junction fracture surgery: a finite element study under compressive loads. Ukrain Neurosurg J. 2021;27(3):25-32. DOI: 10.25305/unj.230621

19 Grzeskowiak R.M, Schumacher J, Dhar M.S, Harper D.P, Dhar M.S, Mulon P.Y, et al. Bone and cartilage interfaces with orthopedic implants: a literature review. Front Surg. 2020;7:601244. DOI: 10.3389/fsurg.2020.601244.
20 Xu M, Yang J, Lieberman I.H, Haddas R. Finite element method-based study of pedicle screw–bone connection in pullout test and physiological spinal loads. Med Eng Phys. 2019;67:11-21. DOI: 10.1016/j.medengphy.2019.03.004.
21 Bianco R.J, Arnoux P.J, Wagnac E, Mac-Thiong J.M, Aubin C.É. Minimizing pedicle screw pullout risks: a detailed biomechanical analysis of screw design and placement. Clin Spine Surg. 2017;30(3):E226-32. DOI: 10.1097/BSD.0000000000000151.
22 Wray S, Mimran R, Vadapalli S, Shetye S.S, McGilvray K.C, Puttlitz C.M. Pedicle screw placement in the lumbar spine: effect of trajectory and screw design on acute biomechanical purchase. J Neurosurg Spine. 2015;22(5):503-10. DOI: 10.3171/2014.10.SPINE14205.
23 Gao X, Fraulob M, Haïat G. Biomechanical behaviours of the bone–implant interface: a review. J R Soc Interface. 2019;16(156):20190259. DOI: 10.1098/rsif.2019.0259.
24 Suryavanshi A, Khanna K, Sindhu K.R, Bellare J, Srivastava R. Development of bone screw using novel biodegradable composite orthopedic biomaterial: From material design to in vitro biomechanical and in vivo biocompatibility evaluation. Biomed Mater. 2019;14(4):045020. DOI: 10.1088/1748-605X/ab16be.
25 Liu Y, Xu J, Sun D, Luo F, Zhang Z, Dai F. Biomechanical and finite element analyses of bone cement-Injectable cannulated pedicle screw fixation in osteoporotic bone. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2016;104(5):960-7. DOI: 10.1002/jbm.b.33424.
26 Schliemann B, Seifert R, Rosslenbroich S.B, Theisen C, Wähnert D, Raschke M.J, et al. Screw augmentation reduces motion at the bone-implant interface: a biomechanical study of locking plate fixation of proximal humeral fractures. J Shoulder Elbow Surg. 2015;24(12):1968-73. DOI: 10.1016/j.jse.2015.06.028.
27 Jain P, Rana M, Biswas J.K, Khan M.R. Biomechanics of spinal implants—a review. Biomed Phys Eng Express. 2020;6(4):042002. DOI: 10.1088/2057-1976/ab9dd2.
28 Innocenti B, Bori E, Armaroli F, Schlager B, Jonas R, Wilke H.J, Galbusera F. The use of computational models in orthopedic biomechanical research. In Human orthopaedic biomechanics 2022. pp. 681-712. Academic Press.
29 Molinari L, Falcinelli C, Gizzi A, Martino A.D. Biomechanical modeling of metal screw loadings on the human vertebra. Acta Mechan Sin. 2021;37:307-20.
30 Makary C, Menhall A, Zammarie C, Lombardi T, Lee S.Y, Stacchi C, et al. Primary stability optimization by using fixtures with different thread depth according to bone density: a clinical prospective study on early loaded implants. Materials(Basel). 2019;12(15):2398. DOI: 10.3390/ma12152398.
31 Schaller B, Burkhard J.P.M, Chagnon M, Beck S. Imwinkelried T, Assad M.Fracture healing and bone remodeling with human standard-sized magnesium versus polylactide–co-glycolide plate and screw systems using a mini-swine model. J Oral Maxillofac Surg. 2018; 76(10):2138-2150. DOI: 10.1016/j.joms.2018.03.039.
32 Merolli A. Bone repair biomaterials in orthopedic surgery. InBone Repair Biomaterials 2019 Jan 1(pp. 301-327). Woodhead Publishing.
33 Elkolaly M.A, Hasan H.S. MH cortical screws, a revolutionary orthodontic TADs design. J Orthod Sci. 2022;11(1):53. DOI: 10.4103/jos.jos_49_22.
34 Banerjee A, Biberthaler P, Shanmugasundaram S, editors. Handbook of Orthopaedic Trauma Implantology. Springer Nature; 2023 Oct 31.
35 Singh RP, Gupta V, Pandey PM, Mridha AR. Effect of drilling techniques on microcracks and pull-out strength of cortical screw fixed in human tibia: an in-vitro study. Annals of Biomedical Engineering. 2021 Jan;49(1):382-93. DOI: 10.1007/s10439-020-02565-2
36 Feng X, Lin G, Fang CX, Lu WW, Chen B, Leung FK. Bone resorption triggered by high radial stress: the mechanism of screw loosening in plate fixation of long bone fractures. Journal of Orthopaedic Research®. 2019 Jul;37(7):1498-507. DOI: 10.1002/jor.24286
37 Cho H.M, Choi S.M, Park J.Y, Lee Y, Bae J.H. A finite element analysis and cyclic load experiment on an additional transcortical-type hole formed around the proximal femoral nail system's distal locking screw. BMC Musculoskelet Disord. 2022;23(1):92. DOI: 10.1186/s12891-022-05006-4.
38 Wang R, Zhang H, Cui H, Fan Z, Xu K, Liu P, et al. Clinical effects and risk factors of far cortical locking system in the treatment of lower limb fractures. Injury. 2019;50(2):432-437. DOI: 10.1016/j.injury.2018.09.013.
39 Lanzetti R.M, Caraffa A, Lupariello D, Ceccarini P, Gambaracci G, Meccariello L, et al. Comparison between locked and unlocked intramedullary nails in intertrochanteric fractures. Eur J Orthop Surg Traumatol. 2018;28(4):649-58. DOI: 10.1007/s00590-018-2143-9.
40 Wu C, Deng J, Pan J, Li T, Tan L, Yuan D. Anatomical conditions and patient-specific locked navigation templates for transverse sacroiliac screw placement: a retrospective study. J Orthop Surg Res. 2020;15(1):260. DOI: 10.1186/s13018-020-01752-0.
41 Yammine K, Karam K, Assi C. Cortical versus cancellous screws in treating medial malleolar fractures: A systematic review of comparative clinical and biomechanical studies. Foot(Edinb). 2019;40:81-6. DOI: 10.1016/j.foot.2019.05.002.
42 Fan Z, Huang Y, Su H, Jiang T. How to choose the suitable FNS specification in young patients with femoral neck fracture: a finite element analysis. Injury. 2021;52(8):2116-25. DOI: 10.1016/j.injury.2021.05.043.
43 Wang Z, Yin Y, Li Q, Sun G, Peng X, Yin H, et al. Comparison of early complications between the use of a cannulated screw locking plate and multiple cancellous screws in the treatment of displaced intracapsular hip fractures in young adults: a randomized controlled clinical trial. J Orthop Surg Res. 2018;13:1-0. DOI: 10.1186/s13018-018-0901-3.
44 Guimarães J.A.M, Rocha L.R, Rocha T.H, Bonfim D.C, da Costa R.S, dos Santos Cavalcanti A, Roesler C.R, Machado J.A, Aguiar D.P, Duarte M.Eet al. Vertical femoral neck fractures in young adults: a closed fixation strategy using a transverse cancellous lag screw. Injury. 2017;48 Suppl 4:S10-S16. DOI: 10.1016/S0020-1383(17)30769-6.
45 Omid R, Trasolini N.A, Stone M.A, Namdari S. Principles of locking plate fixation of proximal humerus fractures J Am Acad Orthop Surg. 2021;29(11):e523-35. DOI: 10.5435/JAAOS-D-20-00558.

46 Musapour M, Nayebi A, Ghavanloo E. Fatigue life study of Cortical and Cancellous screws: Experimental method and critical plane models. Eng Fail Anal. 2024;159:108109.
47 Pal A.K, Baksi D. Biomechanics of Orthopaedic Implants Demystified. In Handbook of Orthopaedic Trauma Implantology 2023 Nov 1(pp. 629-668). Singapore: Springer Nature Singapore. DOI:10.1007/978-981-15-6278-5_36-1.
48 Cronier P, Pietu G, Dujardin C, Bigorre N, Ducellier F, Gerard R. The concept of locking plates. Orthop Traumatol Surg Res. 2010;96(4):S17-36. DOI: 10.1016/j.otsr.2010.03.008.
49 Ni M, Wong D.W, Mei J, Niu W, Zhang M. Biomechanical comparison of locking plate and crossing metallic and absorbable screws fixations for intra-articular calcaneal fractures. Sci China Life Sci. 2016;59(9):958-64. DOI: 10.1007/s11427-016-0010-9.
50 Auer J.A. Surgical equipment and implants for fracture repair. Equine Fracture Repair. 2019:107-26. DOI: 10.1002/9781119431749.ch8.
51 Nienhaus M, Zderic I, Wahl D, Gueorguiev B, Rommens P.M. A locked intraosseous nail for transverse patellar fractures: a biomechanical comparison with tension band wiring through cannulated screws. J Bone Joint Surg Am. 2018;100(12):e83. DOI: 10.2106/JBJS.17.00272.
52 Wu P.H, Dixit A, Kiat Tan D.M, Shen L, Chee Y.H. Prospective study of surgical fixation of radial head fractures using cannulated headless compression screws for simple and complex radial head fractures. J Orthop Surg(Hong Kong). 2017;25(2):2309499017716278. DOI: 10.1177/2309499017716278.
53 Tang W, Jian Q, Dong C, Chen T, Liu B. Development and validation of a specialized system for self-tapping medical bone screw testing. Med Eng Phys. 2023;118:104005. DOI: 10.1016/j.medengphy.2023.104005.
54 Jamil M, Rafique S, Khan A.M, Hegab H, Mia M, Gupta M.K, et al. Comprehensive analysis on orthopedic drilling: A state-of-the-art review. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2020 Jun;234(6):537-61. DOI: 10.1177/0954411920911283.
55 Blom A, Warwick D, Whitehouse M, editors. Apley & solomon's system of orthopaedics and trauma. CRC press; 2017 Aug 29. DOI: 10.4324/9781315118192.
56 Han F, Zhong Z, Zhou M, Chen Q, Liu Y, Rui Y, et al. A novel technique for treating simple transverse patellar fractures using cannulated screws: a cadaveric and clinical study. J Orthop Surg Res. 2023;18(1):835. DOI: 10.1186/s13018-023-04309-z.
57 Lopez-Ovenza J.M, Tapia A, Duca J.I. Clinical and radiographic outcomes using standard length of cannulated screws for traditional Latarjet procedure. JSES Int. 2025;9(1):25-30. DOI: 10.1016/j.jseint.2024.08.202.
58 Zhang Y, Wang H, Wang T, Chen W, Zhu Y. Biomechanics of the Fracture Fixation. In book: Frontiers in Orthopaedic Biomechanics. 2020:301-37. DOI:10.1007/978-981-15-3159-0_12.
59 Wagner F.C, Neumann M.V, Wolf S, Jonaszik A, Izadpanah K, Piatek S, et al. Biomechanical comparison of a 3.5 mm anterior locking plate to cannulated screws with anterior tension band wiring in comminuted patellar fractures. Injury. 2020;51(6):1281-7. DOI: 10.1016/j.injury.2020.03.030.
60 Elkin D.M, Galloway J.D, Koury K, Ni J.J, Reilly M.C, Adams M.R, et al. Patella fracture fixation with a non-locked anterior plating technique: A biomechanical study. Injury. 2021;52(4):686-91. DOI: 10.1016/j.injury.2020.11.040.
61 Douthit C, Blue M, Wooldridge A.N, Lierly-Chick M, Gilbert K, Grimes J. Comparison of Joint Compression and Pull-Out Strength of 6.5-mm Self-Drilling Screws with Headed and Headless in Subtalar Arthrodesis: A Pilot Study. UNM Orthop Res J. 2019;8(1):27.
62 Gardner A.W, Toh M.Z, Yew K.S, Lie D.T, Chou S.M. Cannulated versus non-cannulated cancellous screw fixation for femoral neck fractures: a synthetic bone biomechanical study. J Orthop Surg(Hong Kong). 2015;23(1):41-6. DOI: 10.1177/230949901502300110.
63 Galhoum A, Alrashidi Y, Herrera-Pérez M, Wiewiorski M, Miller M.B, Barg A, et al. Hindfoot Double Arthrodesis in Adults Using Cannulated Screws: How We Do It?. Tech Foot Ank Sur. 2022;21(2):63-9. DOI: 10.1097/BTF.0000000000000299.
64 Odekerken JC, Dirks AJ, Loontjens JA, Brans BT, Rijk LN, Arts JJ, Welting TJ, Walenkamp GH. A novel polymer-based osteoconductive drug-eluting coating for orthopaedic implants. Orthopaedic Infections: Pre-clinical Models. 2015:161. DOI:10.26481/dis.20150424jo
65 Ponsar H. Customizable Drug-Loaded Implants Produced via Fused Deposition Modeling(Doctoral dissertation, Dissertation, Düsseldorf, Heinrich-Heine-Universität, 2022).
66 Auer J.A, Grainger D.W. Fracture management in horses: Where have we been and where are we going?. Vet J. 2015 Oct 1;206(1):5-14. DOI: 10.1016/j.tvjl.2015.06.002.
67 Losic D, Aw M.S, Santos A, Gulati K, Bariana M. Titania nanotube arrays for local drug delivery: recent advances and perspectives. Expert Opin Drug Deliv. 2015;12(1):103-27. DOI: 10.1517/17425247.2014.945418.
68 Davachi S.M, Kaffashi B. Polylactic acid in medicine. Pol Plast Tech Eng. 2015;54(9): 150106043200007. DOI:10.1080/03602559.2014.979507.
69 Asikainen S, Paakinaho K, Kyhkynen A.K, Hannula M, Malin M, Ahola N, et al. Hydrolysis and drug release from poly(ethylene glycol)-modified lactone polymers with open porosity. Eur Pol J. 2019;113:165-75. DOI: 10.1016/j.eurpolymj.2019.01.056.
70 Ambardekar R.(2015). Controlled drug release from oriented biodegradable polymers(Doctoral dissertation, University of Bradford).
71 Yang Y, Yang Y, Hou Z, Wang T, Wu P, Shen L, et al. Comprehensive review of materials, applications, and future innovations in biodegradable esophageal stents. Front Bioeng Biotechnol. 2023;11:1327517. DOI: 10.3389/fbioe.2023.1327517.
72 Ghosh A, Orasugh J.T, Ray S.S, Chattopadhyay D. Integration of 3D printing–coelectrospinning: Concept shifting in biomedical applications. ACS Omega. 2023;8(31):28002-25. DOI: 10.1021/acsomega.3c03920.
73 Jamróz W, Szafraniec J, Kurek M, Jachowicz R. 3D printing in pharmaceutical and medical applications–recent achievements and challenges. Pharm Res. 2018;35(9):176. 1. DOI: 10.1007/s11095-018-2454-x.
74 Dhandapani V, Saseedharan P, Groleau D, Vermette P. Overview of approval procedures for bioadhesives in the United States of America and Canada. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2022;110(4):950-66. DOI: 10.1002/jbm.b.34956.

75 King D, McGinty S. Assessing the potential of mathematical modelling in designing drug-releasing orthopaedic implants. J Cont Rel. 2016;239:49-61.
76 Hamza H.M, Malik M.M, Asad M, Ali S, Awan A.A. Advances in orthopedic implants: the role of nanotechnology in enhancing performance and longevity. Regenerative Med Rep. 2025:10-4103. DOI:10.4103/REGENMED.REGENMED-D-24-00024.
77 Quarterman J.C, Geary S.M, Salem A.K. Evolution of drug-eluting biomedical implants for sustained drug delivery. Eur J Pharm Biopharm. 2021;159:21-35. DOI: 10.1016/j.ejpb.2020.12.005.
78 Awadalla M, Al-Dirini M, O'Rourke D, Solomon B, Heldreth M, Rullkoetter P, et al. Influence of stems and metaphyseal sleeve on primary stability of cementless revision tibial trays used to reconstruct AORI IIB defects. J Orthop Res. 2019;37(5):1033-41. DOI: 10.1002/jor.24232.
79 Garlapaty A, Cook J.L, Bezold W, Schweser K. Activated nitinol compression staples are associated with favorable biomechanical properties for talonavicular arthrodesis. J Orthop. 2024;52:90-3. DOI: 10.1016/j.jor.2024.02.032.
80 Li S, Wang Z.H, Chang S.M. Whether or not practicing early weight-bearing makes the differences in the risk of reoperation after cephalomedullary nailing. Injury. 2025:56(8):112006. DOI: 10.1016/j.injury.2024.112006.
81 Wood R, Zeigler T. Provisional Reduction to Avoid the Wedge Effect and Control Rotational Deforming Force During Cephalomedullary Nail Insertion for Unstable Intertrochanteric and Basicervical Femoral Neck Fractures: A Novel Surgical Technique. Tech Orthop. 2024;39(3):86-89. DOI: 10.1097/BTO.0000000000000661.
82 Mahaisavariya C, Jitprapaikulsarn S, Mahaisavariya B, Chantarapanich N. Torsional stability of fixation methods in basicervical femoral neck fractures: a biomechanical study. J Orthop Surg Res. 2024;19(1):371. DOI: 10.1186/s13018-024-04842-5.
83 Jiang D, Rao X, Lu H, Liu D, Li M, Liu Y, et al. The finite element analysis study of the impact of single and double lag screw fixation on ankle fractures of different sizes. Com Met Biom Biomed Eng. 2024;28(4):1-10. DOI:10.1080/10255842.2024.2347483.
84 Dal Porto-Kujanpaa S.E, Sakkab R, Bagsic S.R, Puglisi L, Collins M.L, Rice BM. Short term temporal outcomes after intramedullary fixation of lateral malleolus fractures. J Foot Ankle Surg. 2025;64(2):162-165. DOI: 10.1053/j.jfas.2024.09.011.
85 Nixon A.J, Auer J.A, Watkins J.P. Principles of fracture fixation. Equine Fracture Repair. 2019 Oct 28:127-55. DOI: 10.1002/9781119108757.ch9.
86 Hicks R.B, Glass K.G, Watkins J.P. Proximal interphalangeal locking compression plate for pastern arthrodesis in horses. Equine Vet J. 2022;54(4):740-9. DOI: 10.1111/evj.13476.
87 Nunamaker D.M. Orthopedic implant failure. Equine fracture repair. 2019 Oct 28:831-4.
88 Hazra S. Quest for better fracture reduction in Orthopaedic traumatology. InHandbook of Orthopaedic Trauma Implantology 2023 Jul 23(pp. 1-21). Singapore: Springer Nature Singapore.
89 Bohl D.D, Mehraban N, Foran I, Hamid K.S. Routine Fixation of Weber B Fibula Fractures with a Lateral Locking Plate and No Lag Screw. Foot Ankle Orthop. 2020;5(4):24730114205S00140. DOI: 10.1177/24730114205S00140.
90 Watrous G. Biomechanical comparison of the 1.5 mm locking compression plate with the 1.5 and 2.0 mm mini-cuttable plates & Effect of bone-plate distance on the biomechanical properties of the 1.5 mm locking plate(Doctoral dissertation, University of Guelph).
91 Wang W.L, Tosti R. A novel technique for correcting radial length and translation in distal radius fractures. Tech Hand Up Extrem Surg. 2018;22(3):116-9. DOI: 10.1097/BTH.0000000000000201.
92 Ju D.G, Debbi E.M, Neustein A.Z, Moon C.N. Fibular lengthening osteotomy with revision syndesmotic repair for ankle fracture malunion. J Orthop Trauma. 2019; 33 Suppl 1:S38-S39. DOI: 10.1097/BOT.0000000000001534.
93 Taylor K.F, Sharma J, Davisson N.A, Roush E.P, Jones C.M, Lewis G.S. Effect of metacarpal fixation configuration on strength and fracture gap displacements in a cadaveric model of externally fixed distal radius fractures. Hand(N Y). 2021;16(2):241-7. DOI: 10.1177/1558944719851231.
94 Barr C, Behn A.W, Yao J. Plating of metacarpal fractures with locked or nonlocked screws, a biomechanical study: how many cortices are really necessary?. Hand(N Y). 2013;8(4):454-9. DOI: 10.1007/s11552-013-9544-3.
95 Shibuya N, Smith R.S, Escobedo L.A, Agarwal M.R. A push-pull distraction method for arthroscopic subtalar joint arthrodesis. J Foot Ankle Surg. 2014;53(6):825-8. DOI: 10.1053/j.jfas.2014.03.010.
96 Alter T.H, Varghese B.B, DelPrete C.R, Katt B.M, Monica J.T. Reduction techniques in volar locking plate fixation of distal radius fractures. Tech Hand Up Extrem Surg. 2022;26(3):168-177. DOI: 10.1097/BTH.0000000000000380.
97 Woodward C, Donegan D. Operative technique: A modification of the “push-pull screw” distraction technique for obtaining fibular length. UPOJ. 2015;25:18-20.
98 McCown S.A, Weatherby P.J, Morris R.P, Panchbhavi V.K, Hagedorn J.C, Weiss W.M, et al. Preventing Iatrogenic Fibula Fractures Using the Push-Pull Technique: A Biomechanical Comparison of Unicortical Versus Bicortical Post Screws. Orthopedics. 2024;47(5):308-12. DOI: 10.3928/01477447-20240702-02.
99 Putzeys G. The Humeral Head Push–Pull Plate Technique: An Alternative Way to Stabilize the Humeral Head in Varus Angulated Proximal Humeral Fractures in the Elderly. J Orthop Trauma. 2023;37(12):e478-83. DOI: 10.1097/BOT.0000000000002604.
100 Wurm M, Schuh R, Wanivenhaus A, Windhager R, Trnka H.J. The Midfoot Fusion Bolt: A new perspective? Orthopäde. 2015;44(1):65-70. DOI: 10.1007/s00132-014-3057-9.
101 Wiewiorski M, Yasui T, Miska M, Frigg A, Valderrabano V. Solid bolt fixation of the medial column in Charcot midfoot arthropathy. J Foot Ankle Surg. 2013;52(1):88-94. DOI: 10.1053/j.jfas.2012.05.017.
102 Safavi P.S, Jupiter D.C, Panchbhavi V. A systematic review of current surgical interventions for Charcot neuroarthropathy of the midfoot. J Foot Ankle Surg. 2017;56(6):1249-1252. DOI: 10.1053/j.jfas.2017.06.011.
103 Mehlhorn A.T, Walther M, Iblher N, Südkamp N.P, Volz M. Complication assessment and prevention strategies using midfoot fusion bolt for medial column stabilization in Charcot’s osteoarthropathy. Foot(Edinb). 2016;29:36-41. DOI: 10.1016/j.foot.2016.10.005.

104 Butt D.A, Hester T, Bilal A, Edmonds M, Kavarthapu V. The medial column Synthes Midfoot Fusion Bolt is associated with unacceptable rates of failure in corrective fusion for Charcot deformity: Results from a consecutive case series. Bone Joint J. 2015;97-B(6):809-13. DOI: 10.1302/0301-620X.97B6.34844.
105 Mehlhorn A.T, Ugland K.I, Hörterer H, Gottschalk O, Walther M. A high-profile thread with grit-blasted and acid-etched surface reduces loosening of medial column fusion bolt in unstable Charcot foot. Foot Ankle Surg. 2020;26(6):637-643. DOI: 10.1016/j.fas.2019.08.004.
106 Anciano V, Barcel A, Kaiser P, Habet N, Wang S, Duemmler M, et al. Compressive Strength of Midfoot Fusion Nail vs Midfoot Fusion Bolt and Role of Subtalar Fusion in Midfoot Charcot Fixation Model. Foot Ankle Int. 2024;45(8):888-895. DOI: 10.1177/10711007241251816.
107 Siebachmeyer M, Boddu K, Bilal A, Hester T.W, Hardwick T, Fox T.P, et al. Outcome of one-stage correction of deformities of the ankle and hindfoot and fusion in Charcot neuroarthropathy using a retrograde intramedullary hindfoot arthrodesis nail. Bone Joint J. 2015;97-B(1):76-82. DOI: 10.1302/0301-620X.97B1.34542.
108 Ågren P.H. Midfoot Fusion Bolt, a New Implant, and Description of the Technique for Stabilization of Severe Midfoot Instability Including Charcot Foot Reconstruction. Tech Orthop. 2012;27(2):130-4. DOI: DOI: 10.1097/BTO.0b013e31825d6e16.
109 Ahluwalia R, O'dak S, Reichert I.L.H, Vas P, Edmonds M, Kavarthapu V. The Medial Column Fusion Bolt: Meta-Analysis of Its Medium Term Results. Foot Ankle Orthop. 2016 Aug 19;1(1):2473011416S00302. DOI:10.1177/2473011416S00302.
110 Gougoulias N, Lampridis V. Midfoot arthrodesis. Foot Ankle Sur. 2016;22(1):17-25. DOI: 10.1016/j.fas.2015.04.004.
111 Pope E.J, Takemoto R.C, Kummer F.J, Mroczek K.J. Midfoot fusion: a biomechanical comparison of plantar planting vs intramedullary screws. Foot Ankle Int. 2013 Mar;34(3):409-13. DOI: 10.1177/1071100712464210.
112 Jarrell S.E, Owen J.R, Wayne J.S, Adelaar R.S. Biomechanical comparison of screw versus plate/screw construct for talonavicular fusion. Foot ankle int. 2009;30(2):150-6. DOI: 10.3113/FAI-2009-0150.
113 Anciano V, Barcel D, Kaiser P, Habet N, Irwin TA, Jones III CP. Strength and Compressive Ability of Midfoot Fusion Nail vs Midfoot Fusion Bolt and Role of Subtalar Fusion. Foot Ankle Orthop. 2022;7(1):2473011421S00004. DOI: 10.1177/2473011421S00004.
114 Karaismailoglu B, Peiffer M, Raduan F, Hollander J.J, Knebel A, Kwon J.Y, et al. Radiological Safety Atlas of Minimally Invasive Midfoot Fusion: A Cadaver Study. Foot Ankle Surg. 2025;31(5):448-453. DOI: 10.1016/j.fas.2025.01.009.
115 Marks R.M, Parks B.G, Schon L.C. Midfoot fusion technique for neuroarthropathic feet: Biomechanical analysis and rationale. Foot Ankle Int. 1998;19(8):507-10. DOI: 10.1177/107110079801900801.
116 Lang S.D, Gilmer B.B. A Dual-Motor Drill Reduces Plunge, Simultaneously Gauges Depth, and Saves Time When Placing Orthopedic Screws. Orthopedics. 2020;43(5):e465-70. DOI: 10.3928/01477447-20200521-09.
117 Sadowitz P.M, Jones S.C, Beale B.S, Cross A.R, Hudson C.C. Effect of screw insertion angle and speed on the incidence of transcortical fracture development in a canine tibial diaphyseal model. Vet Surg. 2023 Nov;52(8):1112-20. DOI: 10.1111/vsu.14009.
118 Zdero R, MacAvelia T, Janabi-Sharifi F. Force and torque measurements of surgical drilling into whole bone. In book: Experimental Methods in Orthopaedic Biomechanics 2017 Jan 1(pp. 85-100). Academic Press. DOI:10.1016/B978-0-12-803802-4.00006-8.
119 Faldini C, Viroli G, Fiore M, Barile F, Manzetti M, Di Martino A, et al. Power-assisted pedicle screws placement: Is it as safe and as effective as manual technique? Narrative review of the literature and our technique. Musculoskelet Surg. 2021;105:117-23. DOI: 10.1007/s12306-021-00714-x.
120 Inceoglu S, Ferrara L, McLain R.F. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. spine j. 2004;4(5):513-8. DOI: 10.1016/j.spinee.2004.02.006.
121 Moldovan F, Bățagă T. Torque control during bone insertion of cortical screws. Proced Manufact. 2020;46:484-90. DOI:10.1016/j.promfg.2020.03.070.
122 Öktenoğlu B.T, Ferrara L.A, Andalkar N, Özer A.F, Sarioğlu A.Ç, Benzel E.C. Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque: a biomechanical study. J Neurosurg. 2001;94(1 Suppl):91-6. DOI: 10.3171/spi.2001.94.1.0091.
123 Islam M.A, Kamarrudin N.S, Daud R, Mohd Noor S.N, Azmi A.I, Razlan Z.M. A review of surgical bone drilling and drill bit heat generation for implantation. Metals. 2022;12(11):1900. DOI: 10.3390/met12111900.
124 MacAvelia T, Salahi M, Olsen M, Crookshank M, Schemitsch E.H, Ghasempoor A, et al. Biomechanical measurements of surgical drilling force and torque in human versus artificial femurs. J Biomech Eng. 2012;134(12):124503. DOI: 10.1115/1.4007953.
125 Jamil M, Rafique S, Khan A.M, Hegab H, Mia M, Gupta M.K, et al. Comprehensive analysis on orthopedic drilling: A state-of-the-art review. Proc Inst Mech Eng H. 2020 Jun;234(6):537-61. DOI: 10.1177/0954411920911283.
126 Alambeigi F, Bakhtiarinejad M, Sefati S, Hegeman R, Iordachita I, Khanuja H, et al. On the use of a continuum manipulator and a bendable medical screw for minimally invasive interventions in orthopedic surgery. IEEE Trans Med Robot Bionics. 2019;1(1):14-21. DOI: 10.1109/tmrb.2019.2895780.
127 Ricci WM, Tornetta III P, Petteys T, Gerlach D, Cartner J, Walker Z, Russell TA. A comparison of screw insertion torque and pullout strength. Journal of orthopaedic trauma. 2010 Jun 1;24(6):374-8. DOI: 10.1097/BOT.0b013e3181c4a655
128 Ryken T.C, Clausen J.D, Traynelis V.C, Goel V.K. Biomechanical analysis of bone mineral density, insertion technique, screw torque, and holding strength of anterior cervical plate screws. J neurosurgery. 1995;83(2):324-9. DOI: 10.3171/jns.1995.83.2.0324.
129 Müller M.E, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. Screws and plates and their application. Manual of INTERNAL FIXATION: Techniques Recommended by the AO-ASIF Group. 1992:179-290.
130 Helgeson M.D, Kang D.G, Lehman Jr R.A, Dmitriev A.E, Luhmann S.J. Tapping insertional torque allows prediction for better pedicle screw fixation and optimal screw size selection. Spine J. 2013;13(8):957-65. DOI: 10.1016/j.spinee.2013.03.012.
131 Bertollo N, Walsh W.R. Drilling of bone: practicality, limitations and complications associated with surgical drill-bits. In book: Biomechanics in applications. 2011 Sep 9;4:53-83. DOI:10.5772/20931.

132 Sigua-Rodriguez E.A, de Medeiros R.C, Goulart D.R, Bomfim-Azevedo V.L, Olate S, de Albergaria-Barbosa J.R. Comparative evaluation of different fixation techniques of the sagittal split ramus osteotomy in 10 mm advancements: mechanical testing and screw insertion torque. J Cra Max Surg. 2018;46(12):2082-7.

133 Perna F, Borghi R, Pilla F, Stefanini N, Mazzotti A, Chehrassan M. Pedicle screw insertion techniques: an update and review of the literature. Musculoskelet Surg. 2016;100(3):165-9. DOI: 10.1007/s12306-016-0438-8.

134 Baluch D.A, Patel A.A, Lullo B, Havey R.M, Voronov L.I, Nguyen N.L, et al. Effect of physiological loads on cortical and traditional pedicle screw fixation. Spine(Phila Pa 1976). 2014;39(22):E1297-302. DOI: 10.1097/BRS.0000000000000553.

135 Kim Y.J, Lenke L.G. Thoracic pedicle screw placement: free-hand technique. Neurol India. 2005;53(4):512-9. DOI: 10.4103/0028-3886.22622.

136 Mobbs R.J, Phan K, Assem Y, Pelletier M, Walsh W.R. Combination Ti/PEEK ALIF cage for anterior lumbar interbody fusion: early clinical and radiological results. J Clin Neurosci. 2016;34:94-9. DOI: 10.1016/j.jocn.2016.05.028.

137 Khan I.A, Singh A, Akhtar U. Role of Dynamization in Fracture Healing of Femur and Tibia After Intramedullary Interlocking Nail: A One Year Hospital Based Prospective Study. Res J Med Sci. 2024;18(12):317-22. DOI:10.36478/makrjms.2024.12.317.322.

138 Jindal S. A prospective study to evaluate the outcome of antibiotic cement impregnated intramedullary nailing in infected fractures of femur and tibia. Int J Life Sci Biotech Pharma Res. 2024. Available from: http://www.ijlbpr.com/uploadfiles/75vol13issue12pp397-401.20241213083816.pdf.

139 Kumar DR, Nitheesh S, Rakesh MM, Krishnan GA, Subash Y. A comparative study of plating vs nailing-retrograde nailing for femur and antegrade nailing for tibia for floating knee. International Journal of Orthopaedics. 2023;9(3):182-7. DOI: 10.22271/ortho.2023.v9.i3c.3425

140 Sanchez-Fernandez H, Julbe J.I.A, Gonzalez J.A.R, Frontera S.E, Ramírez N, Martinez P.R. Atypical Tibial Fracture Following Chronic Bisphosphonate Use: A Case Report and Review of the Literature. Cureus. 2024;16(11):e73165. DOI: 10.7759/cureus.73165.

141 Kim J.Y, Lee S.W. Tibial Insufficiency Fracture with Characteristics of an Atypical Fracture: A Rare Case and Literature Review. Medicina(Kaunas). 2024;60(11):1814. DOI: 10.3390/medicina60111814.

142 Abdioğlu A.A, VAriş O, Aslan O, Paksoy K, Öner K, Uygun H. Evaluation of Treatment Outcomes in Orthopaedic Firearm Injuries: A Review of 52 Cases. J General Med/Genel Tıp Derg. 2024;34(6). 10.54005/geneltip.1427229.

143 Wallace SJ, Rozbruch SR. Lengthening and correction of femur malunion followed by high tibial osteotomy. In: Limb Lengthening and Reconstruction Surgery Case Atlas: Adult Deformity, Tumor, Upper Extremity. Cham: Springer Nature Switzerland; 2025. p. 295-9. DOI: 10.1007/978-3-319-02767-8_491-1

144 Desrochers-Perrault F, Aubin CE, Wang X, Schwend R.M. Biomechanical analysis of iliac screw fixation in spinal deformity instrumentation. Clin Biomech(Bristol). 2014;29(6):614-21. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2014.04.016.

145 Cho W, Cho S.K, Wu C. The biomechanics of pedicle screw-based instrumentation. J Bone Joint Surg Br. 2010;92(8):1061-5. DOI: 10.1302/0301-620X.92B8.24237.

146 Lehman Jr R.A, Polly Jr D.W, Kuklo T.R, Cunningham B, Kirk K.L, Belmont Jr P.J. Straight-forward versus anatomic trajectory technique of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis. Spine. 2003;28(18):2058-65. DOI: 10.1097/01.BRS.0000087743.57439.4F.