مروری بر بیومکانیک و عملکرد پلاک‌های لاکینگ در جراحی‌های ارتوپدی، مزایا و محدودیت‌ها (مقاله مروری)

چکیده:

فیکساسیون شکستگی با استفاده از پلاک در طول زمان تکامل یافته است. این پیشرفت هم در انواع وسیله‌های مورداستفاده، مانند تولید پلاک‌های لاکینگ و هم در رویکرد مفهومی جراحان ارتوپد، مانند احترام به بافت نرم و حداقل دست‌کاری آن، مشهود است. به‌طور خلاصه، پلاک‌های لاکینگ به‌عنوان فیکساتورهای اینترنال عمل می‌کنند، به‌طوری‌که پلاک به‌عنوان راد و پیچ‌ها نقش شنز پین را ایفا می‌کنند. این ساختار که به‌عنوان یک واحد محکم و یکپارچه عمل می‌کند، کمتر به کیفیت استخوان وابسته است و این ویژگی آن را به خصوص در فیکساسیون شکستگی‌های سطح مفصلی و شکستگی‌های متافیزیال، به ویژه با رویکردهای کمتر تهاجمی، مفید می‌سازد.

پیشرفت‌های متعدد در تکامل این پلاک‌ها، مانند Variable Angle Plates و LCP (Locking Compression Plates) اختیار عمل قابل‌توجهی را برای جراحان در حین عمل فراهم می‌آورد. درک مفاهیمی مانند Working Length And Screw density کمک زیادی به جراحان در قرار دادن پیچ‌ها می‌کند. اگرچه هیچ کنتراندیکاسیون قطعی برای استفاده از پلاک‌های لاکینگ وجود ندارد، اما استفاده از آن‌ها در شکستگی‌های ساده دیافیزال توصیه نمی‌شود.

با ارزیابی مستمر طراحی، بیومکانیک و درک مفاهیم جراحی، اطمینان داریم که در آینده نزدیک، پلاک‌های لاکینگ جدیدتر و پیشرفته‌تری از طریق همکاری جراحان ارتوپد و مهندسان توسعه خواهند یافت. این بهبود مستمر نشان‌دهنده طبیعت پویای تکنولوژی ارتوپدی و تکنیک‌های جراحی در مدیریت شکستگی‌ها است.

واژگان کلیدی: لاک استخوان، بیومکانیک، پیچ‌های استخوانی، تثبیت شکستگی

پذیرش مقاله: ۴۴ روز قبل از چاپ

[۱]دکتر سید حسین جهانبخش، [۱]دکتر آیدین عربزاده، [۱]دکتر سید سعید خبیری، [۱]دکتر نیما باقری، [۱]دکتر سید هادی کلانتر

۱. گروه جراحی ارتوپدی، 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

رشته ارتوپدی شاهد پیشرفت‌های قابل‌توجهی در حوزه‌های مختلف بوده است که فیکساسیون شکستگی‌ها نیز از این قاعده مستثنی نیست. پیدایش dynamic compression plate توسط پارن، یک پیشرفت اساسی در این زمینه بود که امکان rigid fixation شکستگی ها و تسهیل حرکت اولیه مفصل را فراهم کرد[۱]. از زمان شروع درمان شکستگی ها به روش جراحی، جراحی ارتوپدی دستخوش پیشرفت‌های دگرگون‌کننده متعددی شده است[۲].

در حالی که مفهوم اولیه rigid fixation مزایای متعددی داشته، اغلب جنبه‌های بیولوژیک بهبود شکستگی را به خاطر مختل کردن خونرسانی استخوان به خطر می اندازد که منجر به تحلیل رفتن دو انتهای شکستگی و متعاقب آن عدم جوش خوردگی می شده است[۳]. در دهه ۱۹۹۰، داووس جراح سوئیسی locked plating را ابداع کرد که انقلابی در فیکساسیون شکستگی ایجاد کرد[۴]. ظهور locked plating از آن زمان به اساس فیکساسیون شکستگی ها تبدیل شده است. با توجه به این نکته، جراحان باید اصول locked کردن پلاک ها را به طور کامل درک کنند و این ابزار را با احتیاط به کار گیرند.

Locking screws که مشخصه آنها سر رزوه‌دارشان است، پس از سفت شدن با رزوه‌های پلاک درگیر می‌شوند و ساختاری با زاویه ثابت ایجاد می‌کنند که در مقایسه با سازه‌های non-locking کمتر شل میشوند یا تغییر وضعیت میدهند[۲،۵]. در مقابل، پیچ‌های موجود در Non- locking plates ، اتصال محکمی به پلاک ندارند که امکان تغییر زاویه یا شل کردن پلاک را فراهم می‌کند[۶]. locking plates نسل اول نیاز به قرار دادن پیچ های lockedدر امتداد یک محور ثابت داشتند[۷]. معرفی variable-angle locking plates انعطاف پذیری خاصی برای قرار دادن پیچ ها در زوایای مختلف ارائه داد که به ویژه در درمان شکستگی های داخل مفصلی و متافیزیال مفید بود[۸].

در این مطالعه به مرور مطالب با اشاره به سرفصل های موجود میپردازیم و پیشرفت ها، مزایا و معایب این ابزار ها را مورد بررسی قرار می‌دهیم.

تاریخچه

تغییر پارادایم از پلاک های non-locking به پلاک های locking در جراحی ارتوپدی نشان دهنده یک تحول مفهومی قابل توجه است و صرفاً یک پیشرفت در فناوری ایمپلنت نیست[۹]. این تغییر با معرفی فیکساتور مونوکورتیکال توسط کارل هانسمن در سال ۱۸۸۶ آغاز شد که اولین گام در تکامل فناوری locking plate تلقی می شود[۱۰] در طول سال های بعد، چندین سیستم فیکساسیون ابداع شد که به پیشرفت این موضوع کمک کرده اند، از جمله سیستم Litos در سال ۱۹۷۴[۱۱]، سیستم Zespol در سال ۱۹۸۲، و ایجاد سیستم locking plate معاصر در سال ۱۹۹۵[۱۲]. پاتریک سورر به طور مستقل سیستم Surfix را ابداع کرد که از زمان ایجاد تا کنون بدون تغییر باقی مانده است [۱۳،۱۴]. همزمان، بنیاد AO یک مفهوم پایه ای را بعد از طی مراحل مختلف با Less (LISS) Invasive Stabilization System در سال ۲۰۰۱ و Point contact fixator (PC-fix) در سال ۲۰۰۵ آغاز کرد[۱۵]. این پیشرفت ها در نسل جدید locking compression plates (LCP) به اوج خود رسید که تا امروز دستخوش تکرارها و تغییرات متعددی شده است[۱۶].

سیستم Schuli locking nut، که در سال ۱۹۹۸ ابداع شد، با اجازه دادن به لاک شدن یک پیچ استاندارد در پلاکی که می تواند "نرمال" در نظر گرفته شود، یک رویکرد جدید ابداع کرد. این نوآوری راه را برای پیشرفت‌های بیشتر در طراحی پلاک، پیکربندی سوراخ لاک ؛مکانیسم‌های locking و طراحی پیچ‌های locking هموار کرد و به طور قابل توجهی خواص بیومکانیکی فیکساسیون شکستگی را افزایش داد[۱۷]. تکامل locking plate به دلیل نیاز به تعادل بین پایداری مکانیکی و حفظ نیازهای بیولوژیک انجام شده است. روش‌های فیکساسیون غیرمنعطف اولیه، با وجود اینکه پایداری خوبی ایجاد میکردند، اغلب نیازهای بیولوژیک لازم برای بهبود بهینه شکستگی را به خطر می انداختند. این موضوع منجر به مشکلاتی مانند اختلال در خون رسانی، تحلیل استخوان و جوش نخوردن شکستگی ها میشد. پیدایش locking plates با اجازه دادن به فیکساسیون پایدار شکستگی بدون ایجاد اختلال زیاد در فرآیندهای بیولوژیکی ترمیم استخوان، این نگرانی ها را برطرف کرد[۱۸]. همانطور که پیش تر عنوان شد Locking screws یکی دیگر از وسایل مکانیکال فیکساسیون شکستگی ها هستند که با سر رزوه‌دارشان مشخص می‌شوند، این پیچ ها پس از سفت شدن با رزوه‌های پلاک درگیر می‌شوند و ساختاری با زاویه ثابت ایجاد می‌کنند که در مقایسه با سازه‌های non-locking کمتر شل میشوند یا تغییر وضعیت میدهند که این موضوع به نوبه خود پیشرفتی محسوب میشد[۵،۱۹]؛ locking plates نسل اول نیاز به قرار دادن پیچ های locked در امتداد یک محور ثابت داشتند اما با معرفی locking plates با زاویه متغیر جراحان امکان قرار دادن پیچ ها در زوایای مختلف را پیدا کردند که به ویژه در درمان شکستگی های داخل مفصلی و متافیزیال مفید بود.

تکامل مداوم مکانیسم‌های لاک و طراحی سوراخ‌ها، آزادی عمل جراح را افزایش می‌دهد، ثبات بیومکانیکی را بهبود می‌بخشد و نتایج بهتر با کاهش میزان شکست در شرایط فیزیولوژیک را تضمین می‌کند[۲۰،۲۱]. نوآوری هایی مانند سیستم های لاک چند محوری که امکان قرار دادن پیچ های چند جهته را فراهم می کند و پلاک های هیبریدی که گزینه های Locking screws و non-locking را ترکیب می کنند، تطبیق پذیری و کاربرد فناوری locking plates را بیشتر گسترش داده اند[۲۲]. همانطور که به موضوعات مختلف در این زمینه می پردازیم، با نمونه های متعددی از این پیشرفت های تکاملی روبرو خواهیم شد که هر کدام به بهبود کارایی و قابلیت اطمینان تکنیک های فیکساسیون شکستگی کمک می کنند. تحقیق و توسعه مداوم در این زمینه همچنان مرزهای ممکن را با هدف ارائه نتایج بهتر برای بیمار و روش‌های جراحی کارآمدتر پیش می‌برد.

بیومکانیک Locking Bone Plates

Locking Bone Plates ، ساخته شده از فولاد ضد زنگ (ASTM F138) یا آلیاژ تیتانیوم (Ti-6Al-4V) هستند، به دلیل ویژگی های الاستیک مطلوب، این فلزها جزء جدایی ناپذیر وسایل فیکساسیون مدرن هستند. این فلزات به‌طور مؤثری به‌عنوان اسپلینت‌های داخلی عمل می‌کنند و تغییر شکل الاستیک استخوان را تحت بارهای اعمال‌شده کاهش می‌دهند. برای افزایش انعطاف‌پذیری، ابعاد این ایمپلنت‌های فلزی عمداً به حداقل می‌رسد و در نتیجه نتایج بالینی بهبود می‌یابد. به طور معمول، اندازه پلیت کمی کاهش یافته و از فلزات چکش خواری مانند تیتانیوم ساخته می شوند[۱۲،۲۳]. واکنش ازدیاد حساسیت، اگرچه نادر است، اما به طور کلی وقتی میزان زیادی از خوردگی بافت گالوانیزه، آسیب و شکاف در بافت های اطراف وجود داشته باشد، محتمل میشود. رفتار خورنده فلزات در یک محیط بیولوژیکی می تواند عمر مفید یک ایمپلنت را کاهش دهد[۲۴]. وقتی که سر رزوه دار پیچ که مانند پین Schanz عمل می کند ،در سوراخ رزوه دار در پلاک قفل می شود، پلاک مشابه یک فیکساتور خارجی عمل می کند (شکل ۱). این سازه های لاک شده ثبات محوری و زاویه ای خوبی ایجاد می کنند و زیر فشار فیزیولوژیک، نیروها از طریق پیچ های لاک شده پخش و منتقل میشوند[۲]. بر خلاف پلاکهای رایج ، locking screw پلاک را روی استخوان فشار نمیدهند. این پلاک ها در درجه اول بارهای خمشی را تحمل می کنند تا نیروهای کششی و با توجه به اینکه قطر هسته پیچ های لاکینگ ضخیم تر از پیچ های مرسوم است ترکیب پلاک و پیچ های لاک شده یک ساختار مونوبلاک را تشکیل می دهد که کمتر به کیفیت استخوان و مناطق لنگر آناتومیک وابسته است[۲۵،۲۶]. locked internal fixator plate (LIFP) به عنوان یک فیکساتور خارجی تعبیه شده عمل می کند و نشان دهنده یک رویکرد جدید و همراستا با بیولوژی برای فیکساسیون داخلی است، این ساختار از طریق ترمیم ثانویه استخوان، تشکیل کالوس را تقویت می کند. پیچ‌های لاک شده با فاصله زیاد که به‌عنوان پین‌های ثابت‌کننده خارجی عمل می‌کنند، و پلاک که به‌عنوان میله اتصال عمل می‌کند، نزدیک به محور مکانیکی استخوان قرار دارند؛ این نزدیکی باعث افزایش پایداری در مقایسه با فیکساتورهای خارجی تک پلاک می شود[2,27].

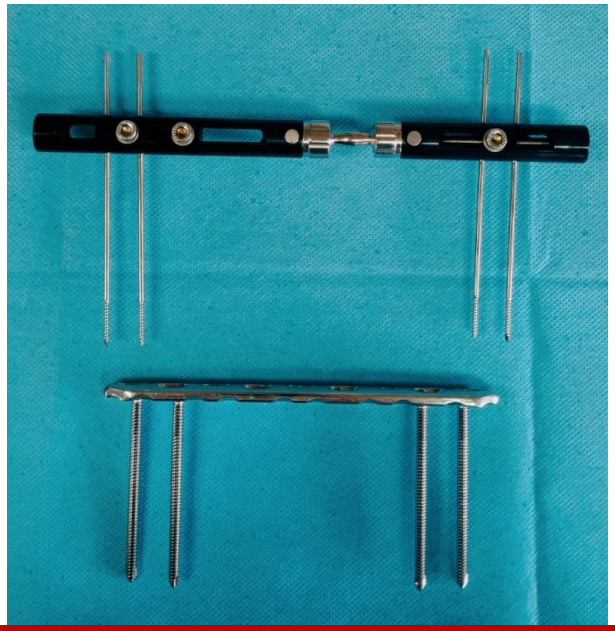
در نتیجه، سیستم‌های locking plates کمترین آسیب عروقی را در مقایسه با نیلینگ اینترامدولاری یا پلاک رایج ایجاد می‌کنند و این موضوع این ابزار را به انتخابی خوب برای فیکساسیون شکستگی تبدیل می‌کند (شکل ۲).

خواص مکانیکی مجموعه‌های locked screw-plate در ارتوپدی، برهمکنش‌های حیاتی بین نیروهای مختلف در فیکساسیون شکستگی را نشان می‌دهد. یک locking plates به عنوان ساختاری با زاویه ثابت عمل می کند و به دقت تراز محوری یک ساختار و موقعیت پیچ ها را نسبت به پلاک حفظ می کند[۲۸]. این پیکربندی در تقویت استحکام مجموعه پیچ-پلاک-استخوان و ایجاد یک ساختار یکپارچه بسیار مهم است[۲۹]. این مکانیسم به طور موثر نیروهای خمشی-کششی را به نیروهای فشاری در سطح مشترک پیچ-استخوان تبدیل می کند، و با توجه به اینکه کورتکس استخوان نسبت به بارهای فشاری در مقایسه با بارهای خمشی-کششی استحکام بالاتری از خود نشان می دهد، سودمندتر است. این ویژگی ذاتی locking plates، پایداری زاویه ای و محوری را تضمین می کند و به طور قابل توجهی فیکساسیون را بهبود می بخشد[۳۰].

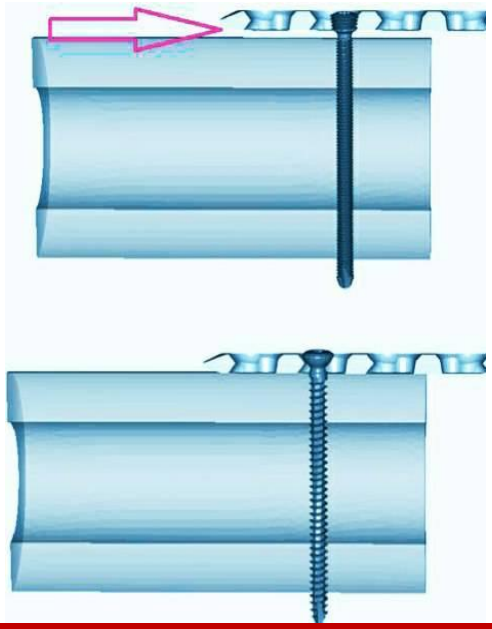
عدم انعطاف پذیری فیکساتورهای خارجی تحت تأثیر ویژگی های پین شانز(ترکیب مواد، طول و قطر) و همچنین ابعاد میله فیکساتور است که به موازات رابطه بین یک locking screw و پلاک است[۳۱]. نکته قابل توجه این است که، کاهش طول پیچ ها در سازه های locking plates ، که به طور قابل توجهی کوتاه تر از موارد استفاده شده در فیکساتورهای خارجی است، استحکام را افزایش می دهد؛ این موضوع خود منجر به پایداری شکستگی می شود و البته به خواص مکانیکی پلاک و میزان بار اعمال شده بستگی دارد[۳۲]. مکانیسم locking ذاتاً نیاز به فشار محوری به پیچ و حفظ موقعیت نسبی پلاک نسبت به استخوان را برطرف می کند، بنابراین نیاز به کانتورینگ دقیق locking plate برای مطابقت با مورفولوژی استخوان از بین میرود[۳۳].

locking screw ، ثبات زاویه‌ای خوبی به صفحه استئوسنتز میدهند که شبیه به پایداری angled-blade است و خطر شکست درمان شکستگی (که این موضوع یک مسئله رایج در سیستم های پلاک رایج است) را کاهش می دهد (شکل ۳).

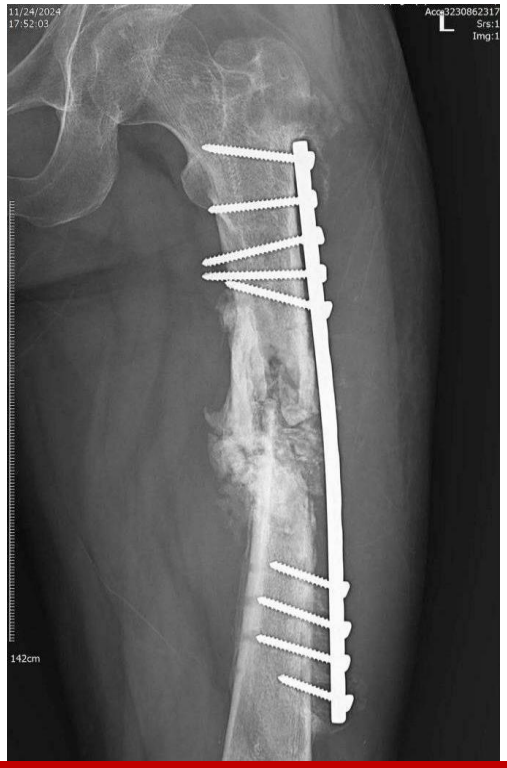
مکانیسم‌های شکست Pullout عمدتاً از نیروهای برشی ناشی می شوند که از مقاومت Pullout فراتر می روند، پیچ یک بخش استخوان را به شکل یک استوانه و متناسب با قطر آن تخریب می کند. جهت گیری واگرا در پیچها به طور قابل توجهی قدرت Pullout را تقویت می کند، همچنین وجود ساختار fixed-angle در سیستم های locking plates مقاومت را به صورت قابل توجهی در برابر نیروهای Pullout افزایش میدهد[۱۲]. استحکام فیکساسیون پیچ های ارتوپدی مستقیماً به ضخامت کورتکس استخوان بستگی دارد. افزایش ضخامت کورتکس با افزایش Working Length ارتباط دارد. Working Length به تعداد کل رزوه‌های درگیر بستگی دارد و Working Length رضایت‌بخش زمانی به دست می‌آید که در مجموع سه تا چهار رزوه کاملاً در کورتکس استخوان درگیر شوند. در تمام موارد، گذاشتن پیچ به صورت بای‌کورتیکال حداکثر Working Length را فراهم می‌کند (شکل ۴) [۳۴].



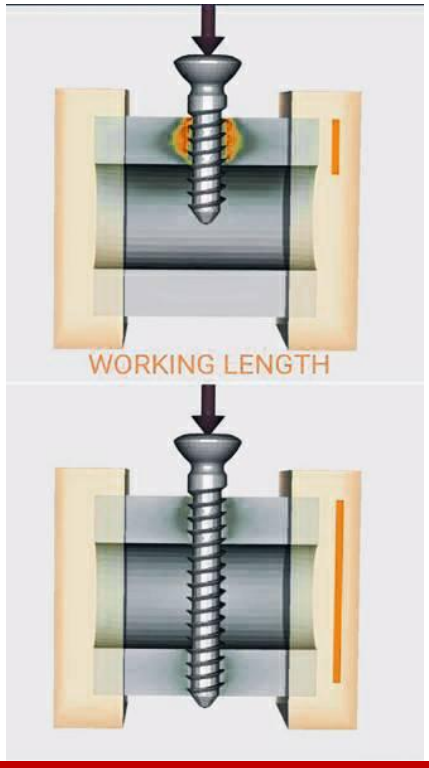
شکل ۱: پلاک لاکینگ ، به مثابه ی یک اکسترنال فیکساتور داخلی که پلیت مانند بار و پیچ ها مانند شانزپین عمل می کنند.



شکل ۲: فاصله ی بین پلاک لاکینگ و استخوان در مقایسه با پلاک و پیچ کورتیکال که کامپرشن ایجاد می کند ۲۸ Courtesy of AO fundation



شکل ۳: Failure پلاک و پیچ های کورتیکال در یک نان یونیون عفونی فمور.ساختار پیچ معمولی زمانی شکست می‌خورد که پیچ‌ها گیرش خود را در استخوان از دست داده و از استخوان بیرون کشیده می‌شوند، پیچ‌ها در این ساختار به صورت متوالی دچار شکست می‌شوند اما در ساختار لاکینگ به عنوان یک سیستم یکپارچه، شکست زمانی رخ می‌دهد که تمام پیچ‌ها به طور همزمان از استخوان خارج می‌شوند که می تواند موجب شکستن قطعه شود.



شکل ۴: ساختار پیچ های unicortical و bicortical[۲۸] و Working lengt، Courtesy of AO fundation

LIFP استفاده از پیچ unicortical را بدون کاهش استحکام مکانیکی ممکن می‌سازد، مشروط بر اینکه یک لنگر قوی در یک قشر با ضخامت معمولی وجود داشته باشد. علیرغم مزایایی مانند تعبیه ساده تر، پیچ‌های unicortical در مقایسه با پیچ‌های bicortical ظرفیت نگهداری کمتری دارند(کمتر از نصف)[۳۵].

خطرات مرتبط با پیچ unicortical شامل به خطر افتادن یکپارچگی استخوان است و البته کاهش استحکام استخوان زمانی اتفاق می افتد که نوک پیچ، پیش از موعد به کورتکس روبرو برسد که برای جلوگیری از این اتفاق توصیه می شود که طول پیچ پیش از سوراخ کردن استخوان اندازه گیری شود. فیکساسیون با پیچ bicortical در سناریوهایی که پوکی استخوان، کورتکس نازک، نیروهای پیچشی پیش‌بینی‌شده زیاد و عوارض خاص در حین قرار دادن پیچ وجود دارد، ضروری است[۱۹،۳۶]. در حالتی که بیمار پوکی دارد فیکساسیون با locking plates بهتر است اما ممکن است منجر به کاهش حرکت بین قطعاتی شود و تشکیل کالوس را کند کند. تکنیک bridge plating برای ارتقای ترمیم ثانویه استخوان ایجاد شده است، اگرچه تشکیل کالوس با این ساختار نیز ناسازگار است؛ البته نکته مهم در این نوع درمان این است که هنگام bridge plating روی یک گپ بزرگ، پیچ‌ها باید نزدیک به خط شکستگی قرار گیرند[۳۷]، زیرا این کار باعث کاهش فشارهای وارد بر پلاک می‌شود و احتمال شکستن آن را کم می‌کند. برعکس، هنگام bridge plating روی یک گپ کوچک، پیچ‌ها باید دورتر قرار گیرند و دو تا سه سوراخ پیچ خالی بماند که این امر به توزیع فشار القا شده در طول پلاک کمک می‌کند و در نتیجه احتمال شکست را کاهش می‌دهد[۱۲،۳۸].

پیچ‌های far cortical locking (FCL)، از جمله نوآوری‌هایی مانند Zimmer's MotionLoc و AO Foundation، حرکت موازی بین‌بخشی پیشرفته‌تری را از طریق شفت‌های انعطاف‌پذیر بدون رزوه ارائه می‌کنند. سازه‌های FCL به طور قابل‌توجهی عدم انعطاف را با افزایش حرکتهای ریز در محل‌های شکستگی و توزیع یکنواخت بار فیزیکی کاهش می‌دهند و استرس فیزیکی کمتری نسبت به سیستم‌های locking plates ایجاد میکند؛ همچنین پیچ‌های FCL ریجیدیتی دو فازی از خود نشان می‌دهند، که با امکان حرکت قطعات، بهبود ساختاری را در مراحل اولیه ایجاد می‌کنند.

طول پلاک و Working Length در بهینه سازی فیکساسیون بسیار مهم هستند. طول پلاک مناسب بر اساس الگوهای شکستگی و رفتار بیومکانیکی مورد نظر تعیین می شود. برای درمان شکستگی چند قطعه‌ای، درمان با Relative Stability هدف است و استفاده از روش MIPO روش انتخابی درمان است[۳۹].

این وضعیت نیاز به پلاکی دارد که دو یا سه برابر طول شکستگی باشد. در مورد یک شکستگی عرضی ساده که طول کوتاهی دارد و با کامپرشن درمان می‌شود توصیه این است که طول پلاک ۸ تا ۱۰ برابر طول شکستگی نگه داشته شود[۱۶]. مشخص است که Stiffness یک سازه هنگامی که از یک پلاک کوتاه‌تر به جای یک پلاک بلند با همان تعداد پیچ استفاده می‌شود، کاهش می‌یابد؛ بنابراین، برای بهینه‌سازی پایداری باید از پلاک‌های بلند استفاده کرد[۴۰].

عدم انعطاف و تغییر شکل پلاستیک سازه تحت تأثیر قرارگیری و تراکم پیچ است، وتوصیه میشود حداقل از سه پیچ در هر قطعه استخوان برای افزایش پایداری استفاده شود.Screw Density به صورت تعداد پیچ‌های وارد شده تقسیم بر تعداد سوراخ‌های پیچ در پلاک محاسبه می‌شود. در شکستگی‌های ساده و چند قطعه‌ای، این مقدار باید به ترتیب ۰.۴-۰.۳ و ۰.۴-۰.۵ باشد[۴۱]. انتخاب جنس ایمپلنت بین فولاد ضد زنگ و تیتانیوم نیز بر توزیع تنش تأثیر می گذارد که این تاثیر درشکستگی های کوچک بیشتر است و یک ایمپلنت از جنس فولاد ضد زنگ نسبت به ایمپلنت تیتانیومی، هنگام اریف یک گپ شکستگی کوچک کمتر از ۱ میلی‌متر، تحت فشار بیشتری قرار می‌گیرد. با این حال، زمانی که گپ شکستگی بزرگ باشد، تفاوتی وجود ندارد[۴۲]. Working Length یک پلاک به فاصله بین دو پیچ نزدیک‌تر به شکستگی در هر دو طرف اشاره دارد. این طول، الاستیسیته شکستگی را تعیین می‌کند و هرچه کمتر باشد احتمال fail شدن پلاک افزایش می یابد[۴۰]. موقعیت مناسب پیچ ها برای به حداکثر رساندن استحکام محوری و پیچشی حیاتی است و از کفایت فیکساسیون اطمینان حاصل می کند و در عین حال خطر شکست درمان را در طول فرآیند ترمیم کاهش می دهد؛ توصیه میشود برای دستیابی به بهترین پایداری آگزیال، در هر طرف شکستگی حداقل سه پیچ استفاده شود که دو تا از این سه پیچ باید در دورترین و نزدیک‌ترین سوراخ‌های پلاک، نسبت به محل شکستگی قرار گیرند. در دو سر پلاک باید از پیچ استفاده شود تا کل طول پلاک در تثبیت شکستگی مشارکت کند.

پیچ سوم بر stiffness شکستگی تأثیر می‌گذارد؛ stiffness با دور شدن پیچ سوم از خط شکستگی کاهش می‌یابد و همچنین حداقل چهار پیچ در هر قطعه برای دستیابی به بهترین پایداری پیچشی مورد نیاز است و بهتر است در نزدیک‌ترین و دورترین سوراخ‌های پلاک نسبت به خط شکستگی از پیچ استفاده شود[۱۹،۴۱] (شکل ۵).

گپ شکستگی نیز عامل مهمی در fail شدن پلاک است. هنگامی که Working Length پلاک در گپ شکستگی ۶ میلی‌متر یا بیشتر ، افزایش می‌یابد، پلاک زودتر دچار failure می‌شود. این روند زمانی که اندازه گپ شکستگی ۱ میلی‌متر یا کمتر است، مشاهده نمی‌شود. Plate clearance به عنوان فاصله ی بین پلاک و سطح استخوانی زیرین، یک پارامتر حیاتی برای اطمینان از تامین خون کافی پریوستال و پایداری ساختار تعریف می شود. برای بهینه سازی این عوامل، توصیه می شود که فاصله پلاک تا استخوان در دو میلی متر یا کمتر از آن حفظ شود[۴۲].

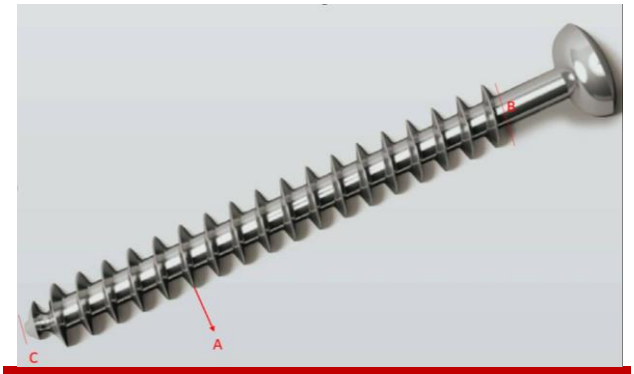
شکل ۵: محل قرار گیری پیچ ها نسبت به محل شکستگی در یک شکستگی شفت رادیوس

locking screw، نوع مشخصی از پیچ‌های استخوانی، دارای رزوه‌هایی در سطح زیرین یا countersink هستند. هنگامی که پیچ سفت می شود، این رزوه ها با رزوه های مربوطه در سوراخ پلاک درگیر می شوند و ثبات محوری و زاویه ای را به سازه فیکساسیون می دهند. اجزای یک locking screw شامل سر، شفت، رزوه و نوک است[۱۲،۴۳].

سر به عنوان یک رابط برای پیچ گوشتی عمل می کند، این قسمت نقاط درگیری خاصی دارد که برای تسهیل تعبیه ایمن در طول جراحی طراحی شده است. سطح زیرین ممکن است مخروطی یا نیمکره باشد که خواص فیکساسیون متنوعی را ارائه می دهد. وجود رزوه بر روی countersink یک تمایز کلیدی از پیچ های معمولی است. در زیر قسمت سر، یک قسمت خروجی وجود دارد که محل انتقال از جایی است که رزوه شروع می‌شود و این ناحیه را در معرض میزان زیادی از تنش در حین تعبیه قرار می‌دهد[۴۴].

thread هسته را احاطه می کند، که برای ارائه پشتیبانی ساختاری حیاتی است. قطر هسته به حداقل قطر روی پایه رزوه اشاره دارد که با مقاومت کششی پیچ ارتباط دارد. در مقابل، pitch، فاصله بین رزوه‌های مجاور را نشان می‌دهد، در حالی که lead فاصله‌ای را که پیچ در هر چرخش کامل پیش می‌رود مشخص می‌کند (معادل pitch برای پیچ‌های

تک رزوه)[۴۵]. قطر اصلی یا قطر رزوه حداکثر قطر در سراسر رزوه های پیچ است که بر قدرت کشش آن تأثیر می گذارد. قطر بزرگتر مقاومت بیشتری در برابر خروج دارد (شکل ۶).



شکل۶: ساختار یک پیچ (A: ترد / B: دیامتر خارجی / C: دیامتر داخلی)

طراحی سر شامل یک فرورفتگی است که می تواند شش ضلعی، شش وجهی یا سایر پیکربندی های هندسی باشد که به دلیل درگیر شدن ایمن با پیچ گوشتی، طرح شش ضلعی غالب است. سوکت هگزالوبولار مقاومت بهتری در برابر خوردگی دارد و انتقال گشتاور بهتر است و ثبات بیشتری را در حین تعبیه ارائه می دهد[۱۹].

طراحی مخروطی countersink با اطمینان از توزیع نیرو موثر بین سر پیچ و سوراخ های رزوه دار پلاک، فیکساسیون بهتری ارائه میدهد. پیچهایی که دارای رزوه‌های دوگانه در سطح زیرین هستند، قابلیت لاکینگ بیشتری دارند، در حالی که پیچهایی که دارای یک رزوه هستند ممکن است در معرض لغزش و باز شدن لاکینگ باشند. Pitchروی سر با pitch روی شفت مطابقت دارد و سازگاری را تضمین می کند، در حالی که طراحی مخروطی آن گشتاور مورد نیاز را به حداقل می رساند[۱۲]. شفت شامل قسمت خروجی است که منطقه ای حیاتی برای عملکرد پیچ است، که باید از طول کافی برای بهترین اعمال فشار برخوردار باشد. این ناحیه انتقالی تحت بارهای پیچشی مستعد شکستن است، به خصوص زمانی که پیچ باید به صورت مارپیچی تعبیه گردد[۴۶].

رزوه پیچ، به عنوان یک صفحه شیبدار عمل می کند، در این ساختار از طرح "V" مخصوص پیچ های لاکینگ استفاده میشود، که در تضاد با آن چیزی است که در پیچ های رایج استفاده می شود. پیشرفت در طراحی پیچ، مانند Bone Screw Fastener (BSF)، بهبودهایی را در معیارهای عملکرد در مقایسه با نمونه های قبلی داشته اند[۲].

قطر هسته ، حداقل بعد عرضی را در پایه رزوه ها نشان می دهد و مستقیماً بر آسیب پذیری پیچ در برابر نیروها ارتباط دارد. ناحیه هسته برای یکپارچگی ساختاری حیاتی است زیرا استحکام پیچشی متناسب با مکعب قطر هسته است. پیچهای قفل‌شده با قطر هسته بزرگ‌تر در مقایسه با پیچهای معمولی،استحکام بیشتری خواهند داشت[۴۷].

pitch و lead برای تعیین سرعت چرخش پیچ مهم هستند. locking screw نسبت به پیچهای کورتیکال pitchهای درشت‌تری دارند که باعث تعبیه سریعتر می‌شوند. طراحی نوک بیچ در حالت self-drilling متفاوت است. پیچ های خودکشش دارای thread-cutting flute هستند که برای ایجاد رزوه های استخوانی طراحی شده اند، در حالی که پیچ های خودکار خود حفار عملکردهای حفاری و قفل شدن رزوه را با هم ترکیب می کنند و لنگر را در مناطق چالش برانگیز افزایش می دهند[۱۹].

locking plates دارای سوراخ های گرد و رزوه ای هستند که برای قرار دادن locking screw طراحی شده اند و ساختارهایی با زاویه ثابت ایجاد می کنند که از تغییر مسیر پیچ جلوگیری می کند[۴۸]. سوراخهای ترکیبی امکان ادغام مکانیسم های خود فشرده سازی و لاکینگ را فراهم می کنند و تطبیق پذیری سیستم فیکساسیون را افزایش می دهند[۴۹]. مکانیسم‌های locking را می‌توان به دو دسته سیستم‌های با زاویه ثابت و زاویه متغیر دسته‌بندی کرد، که اولی برای locking نیاز به تعبیه پیچ یک‌طرفه دارد و دومی به انعطاف‌پذیری زاویه‌ای بیشتری نیاز دارد[۳۸].

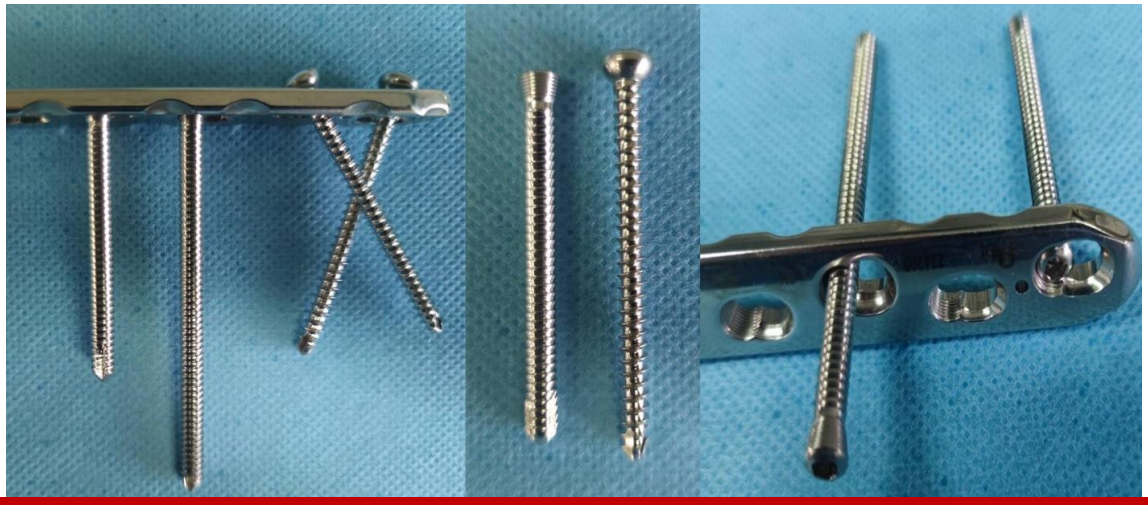
locking plates با زاویه متغیر اجازه زاویه دهی پیچ تا ۳۰ درجه را فراهم میکنند و برای تعبیه در انواع هندسه های شکستگی مناسب هستند. نوآوری‌هایی مانند سوراخ‌های لاک معلق الاستیک، پایداری را افزایش می‌دهند و امکان حرکت محوری محدودی را فراهم می‌کنند و در عین حال که یکپارچگی فیکساسیون را حفظ می‌کنند و ترمیم را تسهیل می‌کنند؛ پس نوع جدیدتری ازlocking plates به نام Elastically Suspended locking Hole ابداع شد که اجازه حرکت آگزیال تا ۱.۵ تا ۲ میلی‌متر را در محل شکستگی می‌دهد، در حالی که ثبات را در پاسخ به نیروهای بندینگ و روتیشنال حفظ می‌کند. اصلاح سطح زیرین locking plates ، آواسکولاریته را کاهش می دهد و خون رسانی به استخوان زیرین را بهبود می بخشد، پوکی استخوان پس از فیکساسیون را کاهش می دهد و با توزیع یکنواخت تنش های مکانیکی، عمر پلاک را طولانی می کند[۲،۱۹،۳۸] (شکل ۷و ۸).

اندیکاسیون های Locking Plating

LIFP یک ایمپلنت همه کاره است که برای درمان شکستگی با Absolute Stability یا Relative Stability یا ترکیبی از هر دو بسته به سناریوی بالینی استفاده می شود. با توجه به اینکه اندیکاسیون های اصلی LIFP هنوز به خوبی مشخص نشده است، پس می توان از آنها در موقعیت های مختلف دیگر نیز استفاده کرد.

اندیکاسیون های اصلی:

- شکستگی های ناشی از پوکی استخوان
- شکستگی های پری پروتز (شکل ۹)
- شکستگی های اطراف مفصلی با قطعات متافیز کوتاه
- تثبیت بیولوژیکی: شامل minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) برای شکستگی های multifragmentary .



شکل ۷: به زاویه ی متغیر پیچ های کورتیکال و قطر مرکزی کمتر آنها و نیز رزوه های موجود در ساختار سوراخ و هد پیچ لاک توجه شود.

شکل ۸: ساختار یک پلاک low-contact

شکل ۹: کاربرد پلاک لاکینگ در یک شکستگی پریپروستتیک

شرایط سودمند دیگر

- شکستگی انتهای سگمنت
- ساختارهای مستعد فروپاشی واروس یا والگوس: برای جلوگیری از بدشکلی های انگولار.
- شکستگی در استخوان استئوپوروتیک: ایجاد ثبات بیشتر.
- شکستگی های دیافیز در استخوان ها با کانال های مدولاری باریک: جایی که جراحی سنتی ممکن است چالش برانگیز باشند.
- پیچ های شکسته از جراحی قبلی: ارائه یک جایگزین پایدار.
- بدشکلی هایی که نباید اصلاح شوند: حفظ ساختار استخوانی موجود.

حالت های استفاده

LIFP به جراح این امکان را می دهد که مناسب ترین روش را برای هر مورد انتخاب کند

اندیکاسیون های LIFP در حالت کامپرشن

- شکستگی های ساده دیافیز و متافیز: در مواردی که ریداکشن آناتومیک دقیق لازم است.
- شکستگی های داخل مفصلی: به عنوان پلاک تکیه گاه استفاده می شود.
- تاخیر در جوش خوردگی یا جوش نخوردن: برای افزایش روند بهبودی.
- استئوتومی با Closed-Wedge: برای تنظیم مجدد محور استخوان.
- اختلال عروقی در قطعات استخوانی: تضمین خون رسانی کافی.
- اندیکاسیون های LIFP در حالت اسپلینت:
- شکستگی های چند تکه ای دیافیز و متافیز: ایجاد ثبات نسبی.
- شکستگی در مناطق مشکل: زمانی که intramedullary nailing کنترااندیکاسیون دارد.
- استئوتومی های Open-Wedge: مانند جراحی در ناحیه پروگزیمال تیبیا .
- شکستگی های پری پروتز: در اطراف ایمپلنت های موجود.
- سایر ایمپلنت ها در محل: زمانی که به پشتیبانی اضافی نیاز است.
- شکستگی های ثانویه و ناپایداری بعد از intramedullary nailing: ارائه راه حل پایدار.
- تبدیل تاخیری از فیکساتور خارجی به فیکساتور داخلی: تضمین پایداری طولانی مدت.
- جراحی تومور: ارائه پشتیبانی ساختاری پس از رزکسیون.

اندیکاسیون LIFP به عنوان ترکیبی از دو روش

LIFPرا می توان با ترکیب هر دو روش کامپرشن و اسپلینت در سناریوهای زیر به طور موثر مورد استفاده قرار داد:

- شکستگی های سگمنتال با دو الگوی شکستگی متفاوت: این موارد شامل شکستگی هایی است که یک شکستگی ساده و یک شکستگی چند تکه ای وجود دارد. رویکرد ترکیبی امکان ریداکشن دقیق آناتومیک شکستگی ساده را فراهم می کند و در عین حال ثبات نسبی به بخش چندتکه میدهد.
- شکستگی های داخل مفصلی با امتداد شکستگی چند تکه به داخل دیافیز: برای درمان این شکستگی های پیچیده باید از رویکرد دوگانه بهره برد که از تثبیت پایدار جزء داخل مفصلی و پشتیبانی کافی برای اکستنشن دیافیز استفاده کرد.

کنترااندیکاسیون های Locked Plating

در حالی که هیچ کنترااندیکاسیون مطلقی برای استفاده از Locked Plate وجود ندارد، سناریوهای خاصی وجود دارد که ممکن است استفاده از آنها غیر ضروری تلقی شود:

- شکستگی های ساده دیافیزال با استخوان با کیفیت خوب: در این موارد، روش های معمول Plating ممکن است کافی باشد، زیرا کیفیت استخوان برای بهبودی کافی است.
- شکستگی های لگن و استابولوم: این شکستگی ها اغلب به تکنیک های تثبیت تخصصی نیاز دارند که با نیازهای آناتومیکی و بیومکانیکی منحصر به فرد لگن و استابولوم سازگاری بیشتری دارد.
- شکستگی های مفصلی جزئی که نیاز به Buttress plate: در این موارد، پلاک باترس برای حمایت از سطح مفصلی و حفظ هماهنگی مفصل مناسب تر هستند[۱۹].

معایب LIFP

در locking screw، برخلاف non-locking screws بازخورد لمسی درباره گیرش پیچ در استخوان وجود ندارد بنابراین باید طول پیچ قبل از وارد کردن به استخوان با دقت تعیین شود.

چالش ها با پیچ ها و Locking Plates

ریداکشن قطعات: locking screw بر خلاف پیچ های معمولی ریداکشن قطعات استخوان را در حین تعبیه تسهیل نمی کنند. این موضوع می تواند منجر افزایش malalignment شود، این اتفاق به ویژه هنگامی که از تکنیک MIPO استفاده می شود شایعتر است.

Locking Plates نسل اول (Fixed Angle without compression hole): این ابزارها می توانند شکستگی را حفظ کنند اما به ریداکشن شکستگی کمکی نمیکنند، مگر در برخی از پلاکهای پیش کانتور شده. در صورتی که ساختار پلاک و پیچ به خوبی تعبیه نشده باشد، در مناطقی که استخوان زیر جلدی است، مانند دیستال تیبیا و قسمت میانی پروگزیمال تیبیا ممکن است علایمی مانند درد و سوزش ایجاد شود.

جوش نخوردن یا تاخیر در جوش خوردن: ساختار بدون انعطاف و سخت Locking Plates می تواند منجر به تحلیل انتهای شکستگی شود و در نتیجه ممکن است استخوان جوش نخورد یا تاخیر در جوش خوردگی به وجود بیاید. از آنجایی که این ساختارها بار فیزیکی را پخش نمیکنند، فشار مکرر می تواند باعث شکستن پلاک شود و منجر به از بین رفتن فیکساسیون شود.

محدودیت های Locking Plates نسل اول

تنظیم زاویه: این پلاکها اجازه تغییر زاویه پیچ در داخل سوراخ را نمی دهند. این محدودیت می‌تواند تعبیه پیچ های بعدی مورد نیاز برای ریداکشن مفصل، هندسه‌های منحصر به فرد شکستگی، تغییرات آناتومیکی یا تغییر اجزای ایمپلنت در آرتروپلاستی مفصل را غیرقابل انجام کند.

مشکلات کانتورینگ: تلاش برای کانتور کردن Locking Plates می‌تواند سوراخ‌های پیچ را مخدوش کند و بر تعبیه پیچ تأثیر منفی بگذارد.
مشکل در برداشتن پلاک: برداشتن Locked Plates می تواند چالش برانگیز باشد، به خصوص اگر پیچ ها osseointegrated شده باشند یا بیش از حد سفت شده باشند و جوش خورده باشد. استفاده از پیچ گوشتی های محدود کننده گشتاور، می تواند به کاهش این مشکل کمک کند[۵۰].

چشم اندازها

با پذیرش گسترده فناوری locking plate، مقالات در حال ظهور نشان می‌دهند که سازه‌های فولادی ضد زنگ با احتمال جوش نخوردن مرتبط هستند. این پلاک ها که برای تقویت ترمیم ثانویه استخوان طراحی شده بودند، اغلب برای حرکت لازم برای تشکیل کالوس بسیار غیرمنعطف بودند. روش‌های نوآورانه‌ای برای پویا کردن locking plate فولاد ضد زنگ با هدف ایجاد حرکت لازم برای اهداف درمانی ابداع شده‌اند. محققان، far cortical locking screws را معرفی کردند که با استفاده از یک پیچ با قطر کمتر و سوراخ کردن بیشتر کورتکس، انعطاف سازه را افزایش می‌دهد. این امکان حرکت کنترل شده در سوراخ کورتکس را فراهم می کند و شکستگی را پویا می کند و در عین حال یکپارچگی ساختاری را حفظ می کند. علاوه بر این، پلاک های جدید، شامل سوراخ های لاکینگ سیلیکونی به عنوان یک استراتژی پویاسازی، معرفی شده اند.
این مقاله به طور مستقیم استراتژی‌های لاکینگ جدیدتر مرتبط با locking plate نسل دوم را بررسی نکرده و به تحقیقات بیشتر برای ارزیابی نتایج بلندمدت در مورد این پلاک ها نیاز است . یافته های اولیه نشان می دهد که منطق پشت پیشرفت های تکنولوژیکی در این ایمپلنت ها ممکن است ناقص باشد. جراحان با تجربه هنوز هم می توانند از locking plate نسل اول در سناریوهای مناسب برای پلاک های نسل دوم یا سوم استفاده کنند، بدون اینکه تفاوت قابل توجهی در نتایج وجود داشته باشد. با این حال، احتمالا یک سری مراحل یادگیری برای جراحانی که با این نسل جدید پلاک ها آشنا نیستند ممکن است نیاز باشد، اگرچه این نکته ممکن است به دلیل در دسترس نبودن این پلاک ها نیز قابل بحث باشد. تحقیقات آینده باید مقرون به صرفه بودن طرح‌های ایمپلنت جدیدتر را نیز در نظر بگیرند و ارزیابی کنند که آیا هزینه‌های اضافی با مزایای بالینی تجربه شده توسط بیماران توجیه می‌شوند یا خیر.

منابع

1 SM P. A dynamic compression plate. Acta Orthop Scand 1969; 125: 31-41
2 Jha AK. Orthopaedic Locking Plates. Handbook of Orthopaedic Trauma Implantology: Springer; 2023: 235-268.10.1007/978-981-19-7540-0_14.
3 Marongiu G, Dolci A, Verona M, Capone A. The biology and treatment of acute long-bones diaphyseal fractures: Overview of the current options for bone healing enhancement. Bone Rep 2020; 12: 100249.10.1016/j.bonr.2020.100249.
4 Rüedi TP, Murphy WM, Colton CL, Fackelman GE, Harder Y. AO principles of fracture management: Thieme Stuttgart, Germany; 2000
5 Patel VA. Biomechanical evaluation of locked and non-locked constructs under axial and torsion loading. 2008:1-67.
6 Dickson KF, Munz JW. Locked plating: Biomechanics and biology. Techniques in Orthopaedics 2007; 22(4): E1-E6.10.1097/BTO.0b013e31814a6468.
7 Haidukewych GJ, Ricci W. Locked plating in orthopaedic trauma: a clinical update. JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons 2008; 16(6): 347-355
8 Milan S. A Prospective Study of Surgical Management of Distal Femur Fractures Using Variable Angle Locking Compression Plate: Rajiv Gandhi University of Health Sciences (India); 2018
9 Cronier P, Pietu G, Dujardin C, Bigorre N, Ducellier F, Gerard R. The concept of locking plates. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research 2010; 96(4): S17-S36
10 HANSMANN C. Eine neue Methode der Fixierung der Fragmente bei complicierten Frakturen. Verh Dtsch Ges Chir 1886; 158.
11 Hernigou P, Pariat J. History of internal fixation with plates (part 2): new developments after World War II; compressing plates and locked plates. Int Orthop 2017; 41(7): 1489-500.10.1007/s00264-016-3379-9.
12 Banerjee A, Biberthaler P, Shanmugasundaram S. Handbook of Orthopaedic Trauma Implantology: Springer Nature; 2023
13 Hernigou P, Pariat J. History of internal fixation with plates (part 2): new developments after World War II; compressing plates and locked plates. International orthopaedics 2017; 41: 1489-1500.
14 SURER P. Un nouveau matériel d'ostéosynthèse: la plaque à ancrage «Surfix». Son utilisation dans les ostéosynthèses métaphyso-épiphysaires du genou. Annales orthopédiques de l'Ouest; 1995; 27: 125-127
15 Wullschleger ME. Effect of surgical approach on bone vascularisation, fracture and soft tissue healing: comparison of less invasive to open approach: Queensland University of Technology; 2010.
16 Gautier E, Sommer C. Guidelines for the clinical application of the LCP. Injury 2003; 34: 63-76.10.1016/j.injury.2003.09.026.
17 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-S36.10.1016/j.otsr.2010.03.008.
18 Gupta S. Bone Healing in the Presence of Orthopaedic Implants. Handbook of Orthopaedic Trauma Implantology: Springer; 2023: 1-36.10.1007/978-981-15-6278-5_50-2.
19 Thakur AJ. Locking Plates–Concepts and Applications. 2018:
20 Zhang Y, Wang H, Wang T, Chen W, Zhu Y. Biomechanics of the Fracture Fixation. Frontiers in Orthopaedic Biomechanics 2020: 301-337.10.1007/978-981-15-3159-0_12.
21 Rosa N, Marta M, Vaz M, et al. Intramedullary nailing biomechanics: Evolution and challenges. Proc Inst Mech Eng H 2019; 233(3): 295-308.10.1177/0954411919827044.
22 Desai DS. outcome of fixation of periarticular fractures with locking compression plates: A prospective study; 2019
23 Tucker SM, Reid JS, Lewis GS. Fracture fixation biomechanics and biomaterials. Orthopedic Biomaterials: Progress in biology, manufacturing, and industry perspectives 2018: 401-428.10.1007/978-3-319-89542-0_16.
24 Eliaz N. Corrosion of Metallic Biomaterials: A Review. Materials (Basel) 2019; 12(3): 407.10.3390/ma12030407.

25 Müller M. 3 screws and plates and their application. 1992.
26 Stoffel KK. Modern concepts in plate osteosynthesis: University of Western Australia; 2007
27 Haidukewych G, Sems SA, Huebner D, Horwitz D, Levy B. Results of polyaxial locked-plate fixation of periarticular fractures of the knee. J Bone Joint Surg Am 2007; 89(3): 614-20.10.2106/JBJS.F.00510.
28 Vimalan G. Surgical Management of Complex Proximal Femur Fractures by Proximal Femoral Locking Compression Plate-A Prospective Study: Rajiv Gandhi University of Health Sciences (India); 2015
29 Cornell CN. Fixation considerations in osteoporotic bone fractures. Current Opinion in Orthopaedics 2005; 16(5): 376-381
30 Tacvorian E. Evaluation of canine fracture fixation bone plates. 2012.
31 Fernando PLN, Abeygunawardane A, Wijesinghe P, Dharmaratne P, Silva P. An engineering review of external fixators. Med Eng Phys 2021; 98: 91-103.10.1016/j.medengphy.2021.11.002.
32 Mori Y, Kamimura M, Ito K, et al. A Review of the Impacts of Implant Stiffness on Fracture Healing. Applied Sciences 2024; 14(6): 2259.10.3390/app14062259.
33 Malekani J. A novel and innovative technique for deformation of pre-contoured fracture fixation plates in orthopaedic surgery: Queensland University of Technology; 2014
34 Hawker W. The Effect of Locking Head Inserts on the Biomechanical Properties of a 3.5 mm Broad Locking Compression Plate when used in an Open Fracture Gap Model: University of Guelph; 2024. 10.1055/s-0044-1800973
35 Chaudhary N, Lovald ST, Wagner J, Khraishi T, Baack B. Experimental and numerical modeling of screws used for rigid internal fixation of mandibular fractures. Modelling and Simulation in Engineering 2008:1-11. 10.1155/2008/628120.
36 Khan AZ, Rames RD, Miller AN. Clinical management of osteoporotic fractures. Current Osteoporosis Reports 2018; 16: 299-311.10.1007/s11914-018-0443-y.
37 Li J, Qin L, Yang K, et al. Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures: A review. Journal of Materials Science & Technology 2020; 36: 190-208.10.1016/j.jmst.2019.07.024.
38 Augat P, von Ruden C. Evolution of fracture treatment with bone plates. Injury 2018; 49: S2-S7.10.1016/S0020-1383(18)30294-8.
39 Apivatthakakul T, Arpornchayanon O, Bavornratanavech S. Minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) of the humeral shaft fracture. Is it possible? A cadaveric study and preliminary report. Injury 2005; 36(4): 530-538.10.1016/j.injury.2004.05.036.
40 Chao P, Conrad BP, Lewis DD, Horodyski M, Pozzi A. Effect of plate working length on plate stiffness and cyclic fatigue life in a cadaveric femoral fracture gap model stabilized with a 12-hole 2.4 mm locking compression plate. BMC Veterinary Research 2013; 9(1): 125.10.1186/1746-6148-9-125.
41 Miller DL, Goswami T. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. Clinical biomechanics 2007; 22(10): 1049-1062.10.1016/j.clinbiomech.2007.08.004.
42 Yang JC-S, Lin K-P, Wei H-W, et al. Importance of a moderate plate-to-bone distance for the functioning of the far cortical locking system. Medical Engineering & Physics 2018; 56: 48-53.https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2018.04.006.
43 Frigg R, Frenk A, Wagner M. Biomechanics of Plate Osteosynthesis. Techniques in Orthopaedics 2007; 22(4).10.1097/BTO.0b013e3181501047.
44 McRae R, Esser M. Practical Fracture Treatment E-Book: Practical Fracture Treatment E-Book: Elsevier Health Sciences; 2008
45 Nixon AJ, Auer JA, Watkins JP. Principles of fracture fixation. Equine Fracture Repair 2019: 127-155.10.1002/9781119108757.ch9.
46 Li X, Liu G, Fu X, Ma S. Review on Motion and Load-Bearing Characteristics of the Planetary Roller Screw Mechanism. Machines, 2022;10(5):317. 10.3390/machines10050317.
47 Gefen A. Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation. Medical Engineering & Physics 2002; 24(5): 337-347.https://doi.org/10.1016/S1350-4533(02)00027-9.
48 Smith WR, Ziran BH, Anglen JO, Stahel PF. Locking plates: tips and tricks. J Bone Joint Surg Am 2007; 89(10): 2298-2307.10.2106/00004623-200710000-00028.
49 Aithal HP, Pal A, Kinjavdekar P, Pawde AM. Principles of Fracture Fixation Techniques. In: Prasad Aithal H, Pal A, Kinjavdekar P, M Pawde A, eds. Textbook of Veterinary Orthopaedic Surgery. Singapore: Springer Nature Singapore; 2023: 65-153.10.1007/978-981-99-2575-9_2.
50 Bel JC. Pitfalls and limits of locking plates. Orthop Traumatol Surg Res 2019; 105(1S): S103-S109.10.1016/j.otsr.2018.04.031.