اصول فیکساسیون میله‌گذاری لاکینگ

خلاصه

نقطه عطف میله‌گذاری به‌صورت نوین به جرارد کونچر برمی‌گردد. وی در سال ۱۹۴۰در کشور آلمان، میله‌گذاری نوین را معرفی کرد و به دو اصل کلی اعتقاد داشت: فیکساسیون پایدار و فیکساسیون شکستگی‌ها بدون بازکردن محل شکستگی. در ابتدا از میله‌هایی ابتدایی با نقاط ضعف متعدد و تنها در شکستگی‌های تنه استخوان‌های بلند از میله‌گذاری استفاده می‌شد. به مرور زمان، تغییرات تأثیرگذاری در طراحی و کارگذاری میله‌های استخوانی ایجاد گردید. هدف از این مقاله مروری بر تکامل طراحی میله‌ها و اصول ساده ولی بسیار مهم میله‌گذاری استخوان‌های بلند می‌باشد که در صورت عدم رعایت همین اصول ساده توسط جراحان، باعث عدم رسیدن به فیکساسیون دلخواه می‌شود.

واژه‌های کلیدی: میله گذاری، لاکینگ، استخوان‌های بلند

دریافت مقاله: ۱۵ ماه قبل از چاپ ؛ **مراحل اصلاح و بازنگری:** ۲ بار ؛ **پذیرش مقاله:** ۱ ماه قبل از چاپ

دکتر معصومه پور مختاری*

* **ارتوپد،**
دانشگاه علوم پزشکی جهرم، ایران.

نشانی نویسنده رابط:
دکتر معصومه پورمختاری
Email:
pmkhtr@yahoo.com

تاریخچه میله‌گذاری

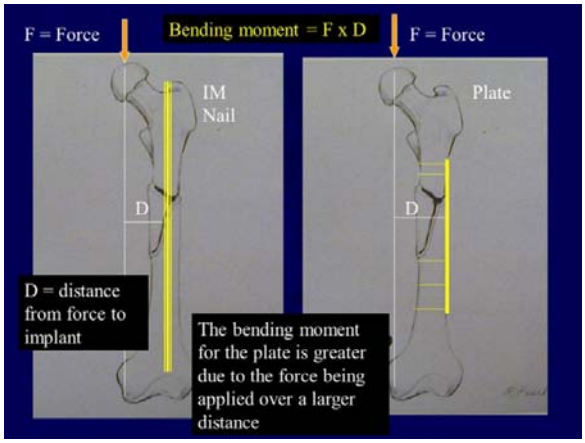
نقطه عطف میله‌گذاری به‌صورت نوین به جرارد کونچر[1] برمی‌گردد. وی در سال ۱۹۴۰ در کشور آلمان، میله‌گذاری نوین را معرفی کرد و به دو اصل کلی اعتقاد داشت: فیکساسیون پایدار و فیکساسیون شکستگی‌ها بدون باز کردن محل شکستگی.

شکل ۱.

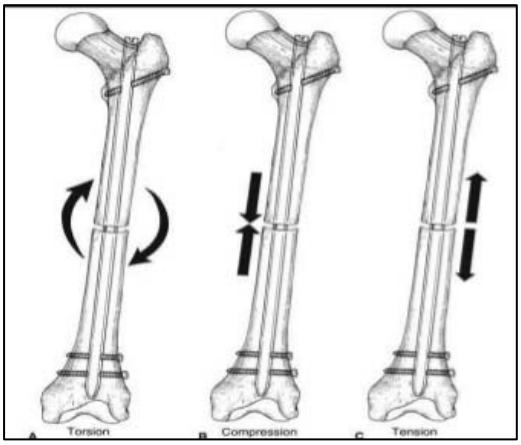
ولی در واقع تاریخچه استفاده از میله‌گذاری به قرن شانزدهم میلادی برمی‌گردد، زمانی که در کشور مکزیک سرخ پوست‌ها برای فیکساسیون جوش نخوردگی‌های استخوان‌های بلند از چوب به‌عنوان فیکساتور اینترامدولاری استفاده می‌کردند.

سپس در قرن هجدهم میلادی از عاج حیوانات و حتی از سایر استخوان‌های بلند انسان‌ها نیز به‌عنوان فیکساتور اینترامدولاری استفاده نمودند.

روش نوین کونچر، در سال ۱۹۴۷ به امریکا نیز گسترش پیدا کرد و تاکنون در بیشتر نقاط دنیا به‌عنوان روش برتر در فیکساسیون شکستگی‌های استخوان‌های بلند پذیرفته شده است[1].



شکل ۲.



شکل ۳.

دلیل برتری میله‌گذاری بر پلیت‌گذاری چیست؟

همان‌طور که در شکل ۲ مشاهده می‌کنید، فاصله میله داخل استخوانی از مرکز وارد آمدن نیرو به استخوان کمتر می‌باشد لذا نیروی بیشتری لازم است تا بتواند این میله را خم کند، در حالی‌که پلیت به‌دلیل قرارگرفتن در فاصله بیشتر از مرکز نیرو،با نیروی وارد شده‌ی کمتری می‌تواند خم گردد[2].

علاوه بر این، میله داخل استخوانی به همراه لاکینگ به خوبی در برابر نیروهای خم شدن، فشاری و چرخشی مقاومت می‌کند (شکل ۳).

بیومکانیک میله اینترا مدولاری

مقاومت میله اینترا مدولاری در برابر نیروهای مختلف، به عوامل تأثیرگذار ذیل بستگی دارند[3]:

- طراحی نیل
- انجام ریم یا عدم انجام آن قبل از گذاشتن نیل
- تعداد و جهت قرارگیری پیچ‌های لاکینگ
- فاصله قرارگیری پیچ‌های لاکینگ از محل شکستگی
- کیفیت استخوان بیمار

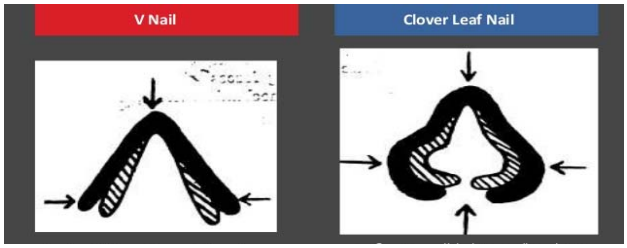
طراحی نیل

- خواص مواد تشکیل دهنده نیل‌ها

ماده تشکیل‌دهنده بیشتر نیل‌ها Stainless Steel می‌باشد و در نسل جدید نیل‌ها از تیتانیوم هم به‌عنوان ماده تشکیل دهنده استفاده شده است[4].

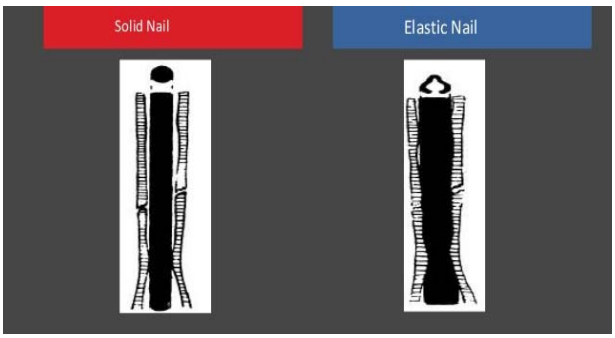
- تکامل تدریجی شکل مقطع عرضی نیل‌ها[3]

«کونچر» در ابتدا از نیل‌های به شکل V استفاده می‌نمود که این نیل‌ها تنها از یک جهت می‌توانستند فشار وارده را تحمل کنند. استفاده از این میله‌ها در سال ۱۹۴۷ ممنوع شد و نیل‌هایی به شکل برگ شبدر جایگزین آنها شدند. نیل‌های برگ شبدری می‌توانستند فشار وارده را در دو جهت عمود بر هم تحمل کنند (شکل ۴).



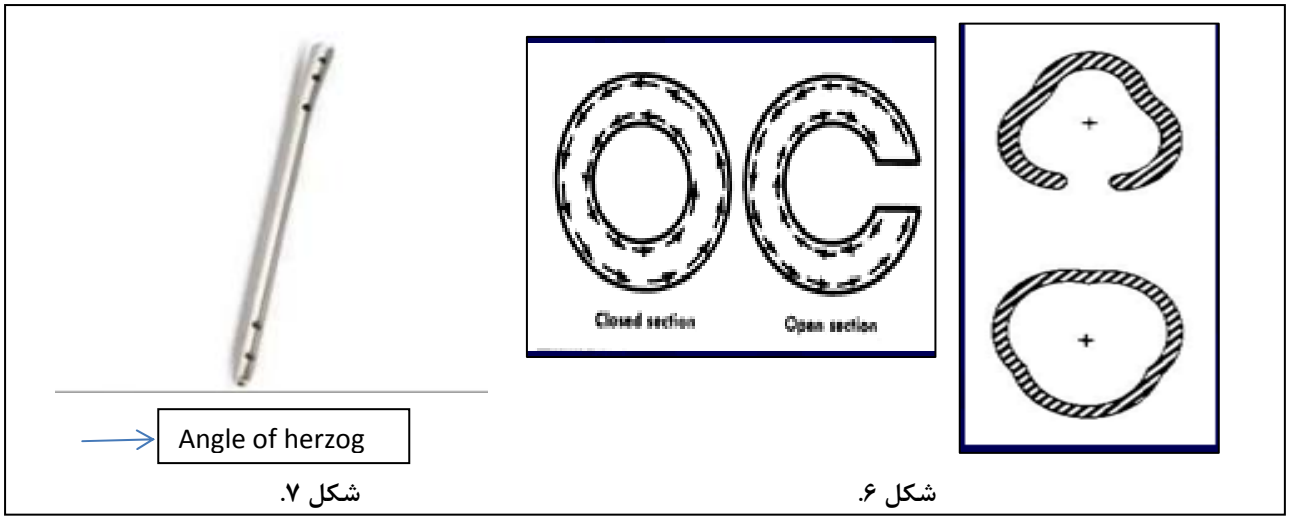
شکل ۴.

نیل‌های ابتدایی به صورت توپر (solid) طراحی شده بودند، در حالی‌که با تکامل بیشتر نیل‌ها به میله‌های توخالی تبدیل شدند که با راحتی بیشتری خود را با کانال‌های استخوانی تطبیق می‌دهند (شکل ۵).



شکل ۵.

تا سال ۱۹۸۰، نیل‌های متنوعی از لحاظ شکل سطح مقطع معرفی شدند. همان‌طور که در شکل ۶ مشاهده می‌کنید، نسل جدید نیل‌ها فاقد شیار می‌باشند که باعث مقاومت بیشتر آنها در برابر نیروی چرخشی می‌گردد[5].



شکل ۶.

شکل ۷.

- **قطر نیل**

قطر نیل تاثیر بسزایی بر مقاومت آن در برابر خم شدن دارد (bending rigidity).

مقاومت نیل در برابر خم شدن با توان سوم قطر آن D^3 ارتباط مستقیم دارد. هم‌چنین مقاومت نیل در برابر نیروی چرخشی با توان چهارم قطر آن D^4 مساوی می‌باشد.

با سطح مقطع یکسان، میله با قطر بیشتر، قدرت و مقاومت بیشتری در برابر فشارهای وارده خواهد داشت[5].

- **انحنای نیل**

کانال استخوانی استخوان‌های بلند، دارای انحنا می‌باشند. به همین‌خاطر نیل‌های جدید طوری طراحی شده‌اند که تا حدودی با انحنای استخوان‌های بلند هماهنگ باشند.

نیل‌هایی که برای استخوان ران طراحی شده‌اند، دارای انحنایی کمتر از انحنای طبیعی استخوان ران می‌باشند.

نیل‌هایی که برای استخوان تی‌بیا طراحی شده‌اند بین یک سوم ابتدایی و دو سوم انتهایی دارای زاویه‌ای به اسم Herzog به سمت پشت می‌باشند (شکل ۷).

تطابق انحنای نیل‌ها با انحنای اسخوان‌های بلند سبب می‌شود که در هنگام جای‌گذاری آنها کورتکس استخوان‌ها آسیب نبینند و هم‌چنین نیاز به ریم‌کردن بیش از حد استخوان هم از بین می‌رود[6].

انجام ریم یا عدم انجام آن قبل از گذاشتن نیل

کانال استخوان‌های بلند بیشتر شبیه یک ساعت شنی می‌باشند که قسمت میانی آنها باریک‌تر از دو انتهای آنها می‌باشند. بنابر این با ریم‌کردن و گشادسازی کانال سعی در ایجاد یک استوانه یک شکل در کانال استخوانی داریم تا بتوانیم محل مناسبی برای قرار دادن نیل ایجاد کنیم.

قطر کانال، قطر مورد نیاز نیل را تعیین می‌کند.

ریم‌کردن باعث مسطح شدن سطوح داخلی کانال استخوانی و به‌دنبال آن افزایش تماس بین نیل و کورتکس استخوانی می‌گردد، بطوری‌که به ازای هر یک میلی‌متر ریم‌کردن، سطح تماس بین نیل و کورتکس داخلی استخوان ۳۸٪ افزایش می‌یابد و به پایداری فیکساسیون افزوده می‌شود.

ریم‌کردن موجب می‌شود که بتوانیم از نیل با قطر بیشتر استفاده نماییم. نیل با قطر بیشتر مقاومت بیشتری در برابر خم‌شدن و نیروهای چرخشی نشان می‌دهد لذا منجر به پایداری بیشتر فیکساسیون می‌گردد.

همان‌طور که در شکل ۸ می‌بینید، دو سوم خونرسانی کورتکس استخوان به‌صورت اندوستئال می‌باشد. پس می‌توان نتیجه گرفت با ریم‌کردن، خونرسانی داخلی کورتکس آسیب خواهد دید، لذا برای کاهش این آسیب بهتر است از ریمرهای تیزتر با شیار عمیق‌تر استفاده نمود و این عمل را به‌صورت آرام و متناوب انجام داد[7].

باوجود آسیب خونرسانی داخلی کورتکس پس از ریم‌کردن، در مطالعات متعدد مشاهده شده که این آسیب به سرعت برگشت‌پذیر می‌باشد، به همین علت شانس ایجاد عفونت و زمان ایجاد جوش‌خوردن استخوان تفاوتی با نیل‌گذاری بدون ریم‌کردن ندارد.

با ریم‌کردن شانس فرستادن آمبولی چربی مغز استخوان به ریه افزایش می‌یابد، هر چند این پدیده محدود و زودگذر می‌باشد.

از لحاظ آماری مطالعات مختلف به این نتیجه رسیده‌اند که از لحاظ عوارض ریوی تفاوتی بین دو گروه نیل‌گذاری با و بدون ریم‌کردن وجود ندارد.

اگر تصمیم به عمل نیل‌گذاری به همراه ریم‌کردن گرفتیم، نکته اصلی برنامه‌ریزی پیش از عمل می‌باشد (preop. Planning).

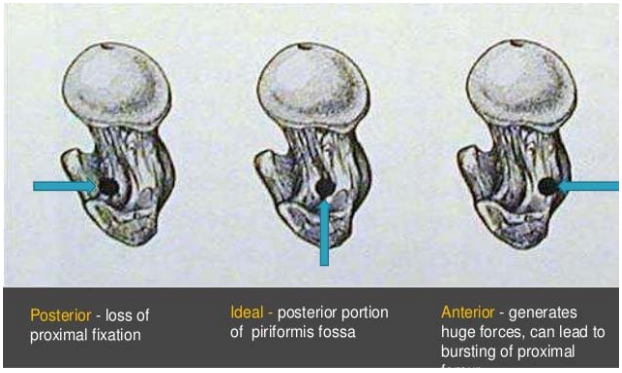
شکل ۸.

در برنامه‌ریزی پیش از عمل بهتر است با استفاده از گرافی‌های مناسب به نوع شکستگی توجه کنیم، طول و قطر نیل را هم می‌توانیم پیش از عمل تعیین نماییم.

- با استفاده از گرافی‌ها می‌توان به محل شکستگی، نوع و میزان خردشدگی آن پی برد[8].
- برای تعیین طول نیل فمور می‌توان از فاصله بین تروکانتر بزرگ تا اپی‌کوندیل خارجی فمور در سمت مقابل و برای تعیین طول نیل تیبیا از فاصله میان توبروزیته تیبیا تا قوزک داخلی در سمت دیگر استفاده نمود.
- برای تعیین قطر نیل استخوان ران می‌توان در گرافی لترال استخوان ران، باریک‌ترین قسمت آن در ایسموس را اندازه گرفت.

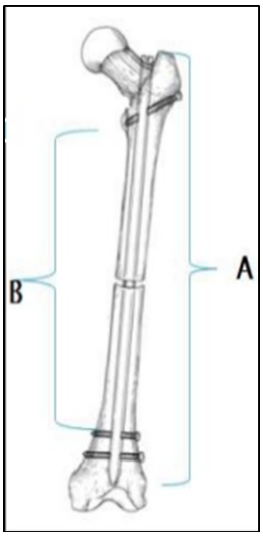
ریم کردن باید یک تا یک و نیم میلی‌متر بیشتر از قطر تعیین شده ادامه داده شود[9].

- محل ورود نیل به صورت صحیح در ابتدای استخوان‌های فمور و تیبیا تعبیه می‌گردد (شکل ۹).

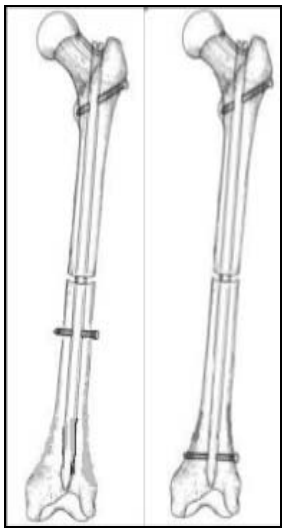


شکل ۹.

- سپس از محل ورود نیل، ابتدا گاید پین با انتهای گرد وارد کانال استخوان شده، از محل شکستگی رد می‌شود و در قسمت ساب کوندرال قطعه انتهایی شکستگی قرار می‌گیرد. ریم‌کردن با ریمرهای سایزهای ۸.۵ تا ۹ میلی‌متر آغاز می‌گردد.
- اولین مرتبه‌ای که ریمر از محل شکستگی عبور داده می‌شود، روند مناسب ریم شدن را توسط فلوروسکوپی چک می‌کنیم.
- ریم‌کردن را با فواصل ۰.۵ تا ۱ میلی‌متر انجام می‌دهیم.



شکل ۱۰



شکل ۱۱.

نیل گذاری در شکستگی‌های باز

در شکستگی‌های باز، اگر دبریدمان اولیه به‌صورت کامل انجام پذیرد، می‌توان از نیل به همراه ریم به عنوان فیکساسیون قطعی شکستگی استفاده نمود.

درصورت آسیب شدید بافت نرم می‌توان ابتدا از فیکساسیون خارجی استفاده نمود و سپس بعد از ۵ تا ۱۰ روز، فیکساسیون را به نوع داخلی نیل تبدیل کرد[10].

نیل گذاری در بیماران مولتیپل تروما

در این بیماران، فیکساسیون سریع استخوان ران سب کاهش بروز آمبولی چربی و عوارض ریوی می‌شود.

کارگذاری نیل به همراه ریم‌کردن عوارض ریوی را افزایش نمی‌دهند. در بیماران با خطر بالا بهتر است فیکساسیون را به صورت مرحله ای انجام داد[11].

پیچ‌های لاکینگ

«مندی و باربارا»[1] با استفاده از نیل‌های صلیبی به همراه سوراخ‌های متعدد، برای اولین بار استفاده از نیل به همراه پیچ‌های لاکینگ را معرفی نمودند.

بعد از پیدایش پیچ‌های لاکینگ، طول نیل‌ها به دو صورت تعریف شدند:

طول کامل نیل که همان طول آناتومیکی نیل می‌باشد، که در شکل ۱۰ همان طول A می‌باشد.

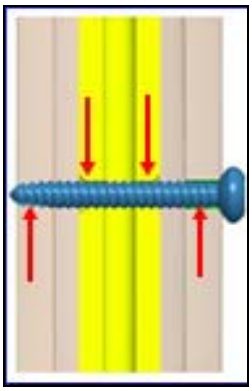
طول کارکردی نیل که در واقع طولی از نیل می‌باشد که در بین فیکساسیون ابتدا و انتهای نیل به استخوان توسط پیچ قرار می‌گیرد. طول B در شکل ۱۰ همان طول کارکردی می‌باشد.

در حال حاضر، اینتر لاکینگ نیل در بیشتر موارد استفاده از نیل توصیه می‌شود. استفاده از پیچ لاکینگ باعث مقاومت نیل در برابر نیروهای چرخشی و فشاری می‌گردد. تعداد پیچ‌های لاکینگ به محل شکستگی، میزان خردشدگی شکستگی بستگی دارد.

محل قرارگیری پیچ‌های انتهایی در بیومکانیک شکستگی تأثیر بسزایی دارند. همان‌طور که در شکل ۱۱ مشاهده می‌کنید، هر چه پیچ انتهایی به محل شکستگی نزدیک‌تر باشد استرس بیشتری را متحمل می‌شود، لذا فاصله پیچ انتهایی تا محل شکستگی حداقل باید دو سانتی‌متر باشد تاپایداری شکستگی افزایش یابد[12].

برای پایداری پیچ‌های اینترلاکینگ از پیچ‌های با ضخامت بالاتر استفاده می‌شود، به‌عنوان مثال از پیچ‌های با قطر ۵ یا ۶ میلی‌متر برای نیل‌های استخوان‌های فمور و تی‌بیا استفاده می‌گردد.

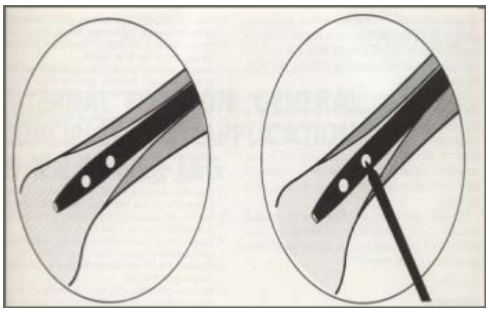
پیچ‌های اینترلاکینگ همان‌طور که در شکل ۱۲ مشاهده می‌کنید از چهار نقطه تحت استرس هستند.



شکل ۱۲.

تعداد پیچ هایی که برای لاکینگ نیل استفاده می‌شود به محل شکستگی و پایداری آن بستگی دارد.

برای قراردادن پیچ‌های اینترلاک انتهایی نیل می‌توان از فلوروسکوپی استفاده نمود (شکل ۱۳).



شکل ۱۳.

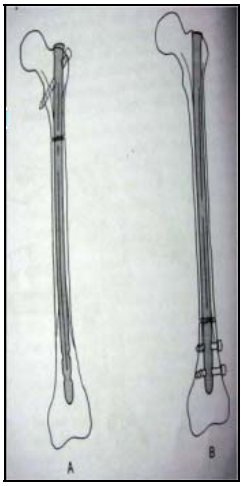
پیچ‌های لاکینگ را می‌توان به دو صورت استاتیک (ایستا) و دینامیک (متحرک) قرار داد.

در شکستگی‌هایی با خردشدگی بسیار، شکستگی‌های اسپیرال و شکستگی‌های به همراه فقدان استخوان از پیچ‌های لاکینگ به صورت استاتیک استفاده می‌شود که چرخش و جابه‌جایی را در محل شکستگی به حداقل می‌رساند.

در شکستگی‌های تنه استخوان با حداقل پنجاه درصد سطح تماس و یا در جوش‌نخوردگی استخوان‌های بلند، برای فیکساسیون می‌توان از نیل به همراه پیچ لاکینگ دینامیک استفاده نمود[13].

1. Mondy & Barbara

بدین صورت که می‌توان فقط پیچ‌های قطعه کوچک‌تر را قرار داد یا پیچ‌های ابتدایی را در سوراخ دینامیک قرار داد (شکل ۱۴).



شکل ۱۴.

- **تغییرات جدید نیل ها در قرن ۲۱**

طراحی نیل‌ها به‌گونه‌ای تغییر یافتند که علاوه بر شکستگی‌های تنه استخوان‌های بلند، برای فیکساسیون شکستگی‌های ابتدا و انتهای استخوان‌های بلند نیز می‌توان از نیل استفاده نمود[14].

- **شکستگی ابتدای استخوان ران**

برای این شکستگی‌ها از سفالو مدولاری نیل استفاده می‌شود. همان‌طور که در شکل ۱۵ مشاهده می‌کنید، نیل در فاصله کمتری از مرکز وارد آمدن نیرو قرار می‌گیرد، لذا نیروی کمتری به نیل وارد می‌شود و شانس از دست‌رفتن فیکساسیون کاهش می‌یابد[15]. طبق شکل ۱۶، پیچ ابتدایی لاکینگ در قسمت سر و گردن استخوان ران قرار می‌گیرد. از جمله این نیل‌ها می‌توان به گاما نیل و ریکانستراکشن نیل اشاره نمود.

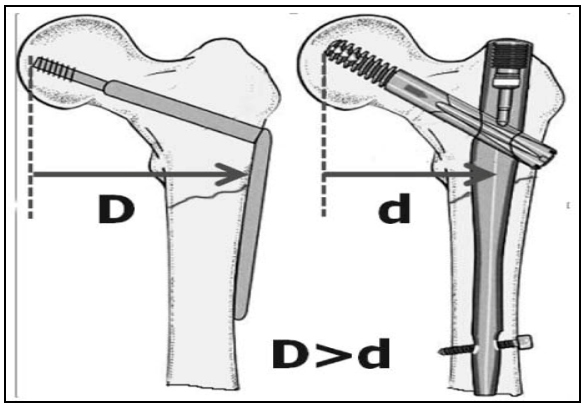
- **شکستگی انتهای استخوان ران[16]**

برای فیکساسیون این شکستگی از نیل‌هایی استفاده می‌شود که از انتهای استخوان ران وارد کانال استخوان می‌گردند و هم در قسمت انتهایی هم در قسمت ابتدایی با پیچ لاکینگ محکم می‌گردند (شکل ۱۷).

- **شکستگی یک سوم ابتدایی استخوان تی‌بیا**

این شکستگی‌ها تمایل به زاویه‌دارشدن به‌صورت والگوس و جابه‌جایی قطعه پروگسیمال به سمت جلو دارند. لذا برای جلوگیری از زاویه‌دارشدن و جابه‌جایی این شکستگی هنگام نیل‌گذاری‌می‌توان از پیچ‌های جهت‌دهنده(poller screw) استفاده نمودکه نیل را درجهت مناسب هدایت نمود.

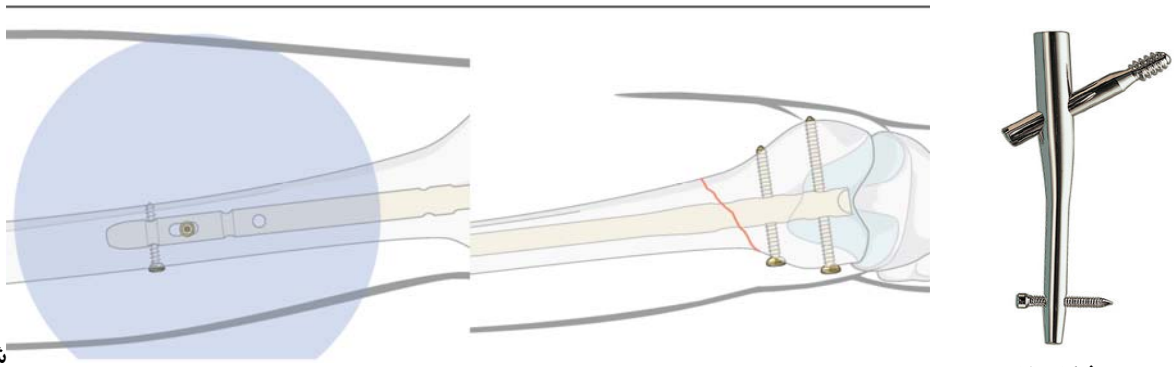
همان‌طور که در شکل ۱۸ می‌بینید می‌توان از پیچ‌های جهت دهنده در قسمت لترال و پشت نیل در قطعه پروگسیمال برای هدایت آن استفاده نمود[17].



شکل ۱۵.

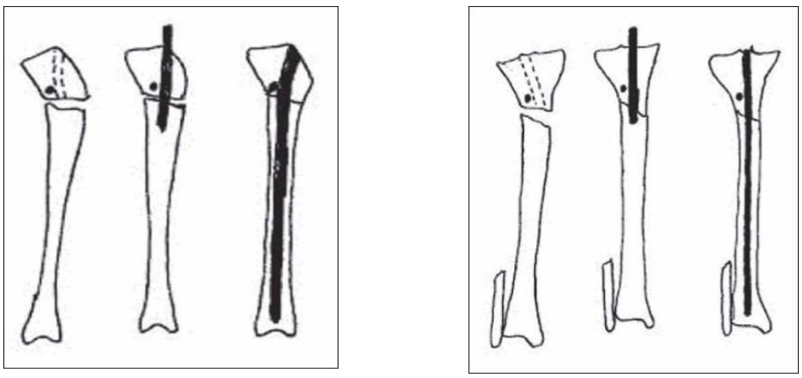
از جمله پیشرفت‌های اخیر نیل‌ها عبارتند از:

- استفاده از پلیمرهای جذب شونده برای ساخت نیل‌ها
- استفاده از آلیاژهای نیکل تیتانیوم که با حرارت بدن خود را با شکل و انحنای استخوان‌ها هماهنگ می‌کنند.
- استفاده از نیل‌هایی که توسط پروتیین شکل‌دهنده استخوان (BMP) پوشیده شده‌اند[18].



شکل ۱۶.

شکل ۱۷.



شکل ۱۸.

* منابع تصاویر سایت AO می‌باشد.

منابع

1.Vecsei V, Hajdu S, Negrin LL. Intramedullary nailing in fracture treatment: history, science and Kuntscher's revolutionary influence in Vienna, Austria. Injury. 2011;42 Suppl 4:S1-5.
2.Cameron CD, Meek RN, Blachut PA, O'Brien PJ, Pate GC. Intramedullary nailing of the femoral shaft: a prospective, randomized study. J Orthop Trauma. 1992;6(4):448-51.
3.Rosa N, Marta M, Vaz M, Tavares SMO, Simoes R, Magalhaes FD, et al. Recent developments on intramedullary nailing: a biomechanical perspective. Ann N Y Acad Sci. 2017;1408(1):20-31.
4. Speitling A. Intramedullary nail systems. In Kempf I, Leung KS, Grosse A, Haarman HJTM, Seidel H, Taglang G, editors: Practice of intramedullary locked nails. Berlin; Springer; 2002. p.51-9.
5.Bong MR, Kummer FJ, Koval KJ, Egol KA. Intramedullary nailing of the lower extremity: biomechanics and biology. J Am Acad Orthop Surg. 2007;15(2):97-106.
6.Yuan H, Acklin Y, Varga P, Gueorguiev B, Windolf M, Epari D, et al. A cadaveric biomechanical study comparing the ease of femoral nail insertion: 1.0- vs 1.5-m bow designs. Arch Orthop Trauma Surg. 2017;137(5):663-71.
7.Pfister U. Reamed intramedullary nailing. Orthopade. 2010;39(2):171-81.
8.Pfeifer R, Barkatali BM, Giannoudis P, Pape HC. Physiologic effects associated with intramedullary reaming. In Rommens P, Hessmann M, editors: Intramedullary nailing. London; Springer; 2015. p. 27-37.
9.Blachut PA, O'Brien PJ, Meek RN, Broekhuyse HM. Interlocking intramedullary nailing with and without reaming for the treatment of closed fractures of the tibial shaft. A prospective, randomized study. J Bone Joint Surg Am. 1997;79(5):640-6.
10.Finkemeier CG, Schmidt AH, Kyle RF, Templeman DC, Varecka TF. A prospective, randomized study of intramedullary nails inserted with and without reaming for the treatment of open and closed fractures of the tibial shaft. J Orthop Trauma. 2000;14(3):187-93.
11. Hildebrand F, Andruszkow H, Barkatali BM, Pfeifer R, Lichte P, Kobbe P, et al. Animal models to assess the local and systemic effects of nailing: review of the literature and considerations for future studies. J Trauma Acute Care Surg. 2014;76(6):1495-506.
12. Penzkofer R, Maier M, Nolte A, von Oldenburg G, Puschel K, Buhren V, et al. Influence of intramedullary nail diameter and locking mode on the stability of tibial shaft fracture fixation. Arch Orthop Trauma Surg. 2009;129(4):525-31.
13. Brumback RJ, Reilly JP, Poka A, Lakatos RP, Bathon GH, Burgess AR. Intramedullary nailing of femoral shaft fractures. Part I: Decision-making errors with interlocking fixation. J Bone Joint Surg Am. 1988;70(10):1441-52.
14. Wähnert D, Gehweiler D. Complications of intramedullary nailing—Evolution of treatment. Injury. 2017;48:S59-S63.
15. Sadowski C, Lubbeke A, Saudan M, Riand N, Stern R, Hoffmeyer P. Treatment of reverse oblique and transverse intertrochanteric fractures with use of an intramedullary nail or a 95 degrees screw-plate: a prospective, randomized study. J Bone Joint Surg Am. 2002;84-a(3):372-81.
16. Handolin L, Pajarinen J, Lindahl J, Hirvensalo E. Retrograde intramedullary nailing in distal femoral fractures--results in a series of 46 consecutive operations. Injury. 2004;35(5):517-22.
17. Shahulhameed A, Roberts CS, Ojike NI. Technique for precise placement of poller screws with intramedullary nailing of metaphyseal fractures of the femur and the tibia. Injury. 2011;42(2):136-9.
18. Gautschi OP, Frey SP, Zellweger R. Bone morphogenetic proteins in clinical applications. ANZ J Surg. 2007;77(8):626-31.