

تأثیر حرکات محوری متناوب با دامنه و فرکانس معین بر روی ترمیم مدل تجربی شکستگی تیبیا

دکتر آزاده شادمهر (دانشجوی دکترای فیزیوتراپی)*، دکتر علی استکی (دانشیار)**، دکتر غلامرضا علیایی (دانشیار)***، دکتر فیروز مددی (استادیار)****، دکتر گیتی ترکمان (استادیار)*****، دکتر شهره جلائی (دانشجوی دکترای)*****

* گروه فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس، عضو هیأت علمی گروه فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی تهران
** گروه مهندسی پزشکی و فیزیک، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
*** گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
**** گروه ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
***** گروه فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس
***** دکترای آمار حیاتی و عضو هیأت علمی دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

مقدمه: میزان ترمیم شکستگی استخوان به عواملی همچون سن، شرایط هورمونی، نوع صدمه و به ویژه محیط مکانیکی اطراف آن بستگی دارد. مطالعات متعددی اثر کرنش های مکانیکی متناوب کنترل شده بر بهبود فرآیند ترمیم استخوان را نشان داده اند، اما هنوز پارامترهای بهینه این تحریکات مشخص نشده اند. هدف از این مطالعه نشان دادن اثر تحریکات مکانیکی تعریف شده در منطقه شکستگی، در جهت افزایش ترمیم استخوان می باشد.

مواد و روشها: ۱۶ خرگوش بالغ به طور تصادفی در ۴ گروه ۴ تایی قرار داده شدند. هر یک از خرگوشها تحت استئوتومی میدیافیز تیبیا قرار گرفته که توسط یک فیکساتور خارجی سفت با پهنای شکاف استئوتومی به میزان ۲ میلیمتر ثابت شدند. نیمی از حیوانات یک هفته پس از عمل به طور روزانه تحت تحریکات مکانیکی (جابجایی فشاری ۱۵ میلیمتر، فرکانس ۱ هرتز، ۱۵ دقیقه در روز) قرار گرفتند. حیوانات در هفته دوم و سوم پس از عمل کشته شدند و استخوان تیبیای هر یک تحت بررسی رادیوگرافی و تست خمش سه نقطه ای استخوان قرار گرفت.

یافته ها: در پایان هفته دوم و سوم پس از عمل مشاهده شد کمیت و کیفیت تشکیل کال، نیروی حداکثر برای شکست و انرژی جذب شده در گروههای آزمایش نسبت به گروههای کنترل بیشتر شده و تفاوت معناداری را نشان می دهد.

نتیجه گیری و توصیه ها: این مطالعه نشان داد که استفاده از فیکساتور سفت و محکم به همراه تحریکات مکانیکی با مشخصه های فوق به بهبود فرآیند ترمیم کمک می نماید. این تغییرات در کمیت و کیفیت کال تشکیل شده و نیز نتایج حاصل از تست خمش استخوان مشاهده شد.

کلمات کلیدی: تحریک مکانیکی، استخوان، شکستگی، ترمیم

مقدمه

ترمیم شکستگی استخوان، نوع خاصی از پاسخ ترمیم زخم می‌باشد که در آن رزورسپون استخوان به حفظ تمامیت (integrity) اسکلتی می‌انجامد (۱،۲). به طور متوسط در ۵ تا ۱۰ درصد موارد، استخوان با تاخیر جوش خورده و یا جوش نمی‌خورد (۳،۴). بنابراین علیرغم اینکه اکثر شکستگیها بدون مشکل جوش می‌خورند، شرایط متعددی نیز وجود دارند که در آنها افزایش فرآیند ترمیم، جهت اطمینان از عملکرد اسکلتی بسیار سودمند است (۵).

در سال ۱۸۹۲ Wolff پیشنهاد نمود که تغییر در بارگذاری استخوان بر اساس قوانین ریاضی، باعث بروز تغییراتی در ساختار آن می‌گردد (قانون Wolff ۶،۷). به عبارت بهتر، شکل و معماری استخوان به برنامه ژنتیکی و نیز جزء اپی ژنتیک آن بستگی دارد. این جزء اپی ژنتیک به طور دائمی در پاسخ به نیروهای مکانیکی تغییر جهت می‌دهد که این فرآیند به نام تطابق استخوانی (bone adaptation) نامیده می‌شود. این مسئله مستلزم این است که سلولهای استخوانی، سیگنالهای مکانیکی را تشخیص داده و این سیگنالها را به سمت تغییرات مناسب در معماری و شکل استخوان هدایت نمایند. تحقیقات محققین اخیر بینش جدیدی در مورد مکانیسم قانون Wolff فراهم نموده است. این مطالعات نشان داده‌اند که بارگذاری بافت، باعث تغییر شکل سلولی، تظاهرات ژنی و عملکردهای ساخت و ساز و پرولیفراسیون در سلول می‌گردد (۸-۱۲).

شواهد متعددی وجود دارد که محیط مکانیکی یک شکستگی می‌تواند نقش مهمی در ترمیم آن داشته باشد (۶،۷،۸،۱۳،۱۴،۱۵،۱۶،۱۷،۱۸،۱۹،۲۰). محیط مکانیکی شکستگی را می‌توان با کرنش موضعی بافت شرح داد. در واقع ترمیم استخوان تحت تأثیر بزرگی کرنش، نرخ کرنش و مدت زمان اعمال کرنش قرار دارد.

محققین مختلفی با پروتکل‌های متفاوتی به بررسی اثرات جابجایی کوچک کنترل شده دو قطعه استخوان شکسته نسبت به یکدیگر بر روی تشکیل استخوان، پرداختند (۲۱-۲۳). Rubin و McLeod گزارش نمودند که استفاده از

تحریکات مکانیکی با فرکانس بالا (۱۵-۳۰ هرتز) منجر به نرخ رشد بیشتر استخوانی می‌گردد. Goodship و همکاران دریافتند سرعت فرآیند ترمیم استخوان بعد از کاربرد حرکات بین قطعه‌ای خارجی با فرکانس ۰/۵ هرتز افزایش پیدا می‌کند. Kenwright و همکاران نیز نتایج مشابهی به دست آوردند. متأسفانه تحقیقات انجام یافته در این رابطه هنوز گامهای نخستین خود را می‌پیماید و اختلاف نظرهای فاحشی در نتایج کسب شده مشاهده می‌گردد. مطالعه حاضر جهت بررسی اثر بخشی یک رژیم مکانیکی کنترل شده بر فرآیند ترمیم استخوان، از طریق اعمال یک محیط مکانیکی تعریف شده در منطقه شکستگی استخوان، طراحی شده است.

مواد و روش‌ها

مدل جراحی: در این تحقیق از ۲۰ سر خرگوش نر بالغ از نژاد آلمانی سفید که در هنگام جراحی بین ۶ تا ۱۲ ماه سن داشته و وزن آنها بین ۲۰۰۰ تا ۲۶۰۰ گرم بود، استفاده شد. اندازه این حیوان و تبعیت ترمیم استخوان در خرگوش از سیستم هاورس، خرگوش را به عنوان یکی از مدل‌های مناسب جهت بررسی ترمیم استخوان مطرح می‌نماید (۲۴،۲۵). ۴ عدد از خرگوش‌ها بدلیل مختلف از جمله شکستگی استخوان و یا مشکلات بیهوشی از مطالعه خارج گردیدند، بنابراین مطالعه بر روی ۱۶ خرگوش که به روش نمونه گیری تصادفی در چهار گروه چهار تایی کنترل و آزمایش دو هفته‌ای و سه هفته‌ای قرار داده شدند، انجام یافت.

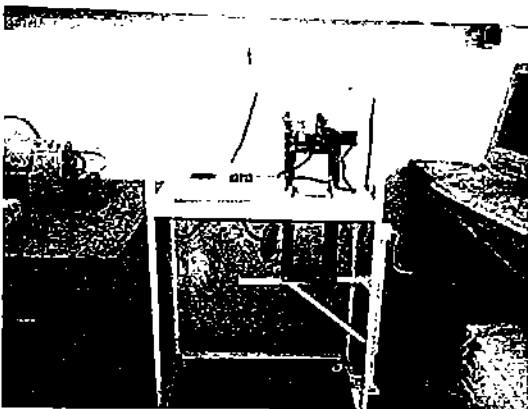
روش جراحی

پس از آماده‌سازی خرگوش و فحل عمل، تحت بیهوشی عمومی (زیلازین ۱۰٪ و کتامین ۲٪) و شرایط استریل، ابتدا با استفاده از دریل جراحی، چهار پین به قطر ۲ میلی‌متر در جهت داخلی- خارجی در داخل استخوان تیبیای سمت راست خرگوش کار گذاشته شد. سپس با استفاده از یک فیکساتور خارجی که به همین منظور طراحی گردیده بود، پینها به میله‌های خارجی فیکساتور متصل شدند (شکل ۱). پس از این مرحله با استفاده از یک انسیزین قدامی، پس از

نیمی از خرگوش‌ها از روز هفتم پس از عمل تحت تأثیر تحریکات مکانیکی قرار گرفتند (گروه آزمایش) و نیمی از خرگوش‌ها بدون اعمال تحریک مکانیکی روند طبیعی ترمیم استخوان را طی نمودند (گروه کنترل) بنابراین خرگوشهای گروه آزمایش ۲ هفته‌ای از روز هفتم تا چهاردهم، و خرگوش‌های گروه آزمایش ۳ هفته‌ای از روز هفتم تا بیست و یکم، روزی یک بار ۵ بار در هفته تحت تأثیر تحریکات مکانیکی قرار داده شدند.

روش کار به این نحو بود که پس از انتقال حیوان به آزمایشگاه، خرگوش درون نگه دارنده دستگاه تحریک مکانیکی قرار داده می‌شد. پس از ثابت نمودن سر و گردن وی و اطمینان از عدم تحرک خرگوش، پای راست وی از شکاف کف نگه دارنده، از ناحیه ران به پایین کشیده می‌شد. سپس پین سوم فیکساتور خارجی باز شده و فیکساتور خارجی توسط پیچهای مخصوص از محل پین سوم به دستگاه تحریک مکانیکی متصل می‌گردید.

دستگاه تحریک مکانیکی جابجایی و نیرو را بر حسب زمان در حین اعمال تحریک، به صورت همزمان ثبت و رسم می‌نمود. پارامترهای انتخابی جهت اعمال حرکات متناوب عبارت بودند از: حرکت رفت و برگشتی فشاری با فرکانس ۱ هرتز، دامنه ۰/۵ میلیمتر، مدت زمان ۱۵ دقیقه، یک بار در روز و ۵ بار در هفته. پس از پایان تحریک، فیکساتور خارجی از دستگاه جدا شده و مجدداً قفل می‌شد. سپس حیوان از دستگاه خارج گردیده و به قفس خود منتقل می‌گردید.



شکل ۲- دستگاه تحریک مکانیکی استخوان.

نمایان شدن تیبا، پریوست به آرامی بلند شده و یک استئوتومی عرضی کامل در میددیفایز تیبا در محلی که فیبولا به تیبا متصل می‌شود، ایجاد گردید. پس از اطمینان از اینکه شکاف استئومی ۲ میلیمتر می‌باشد، پیچهای خارجی فیکساتور محکم شدند تا از حرکت اضافه در منطقه استئوتومی جلوگیری گردد. سپس زخم حیوان با نخ بخیه داکرون سه صفر دوخته شد. پس از خاتمه عمل جراحی، تزریق سرم و آنتی‌بیوتیک جهت پیشگیری از دهیدراتاسیون حیوان و عفونت مورد استفاده قرار گرفت که تزریق آنتی‌بیوتیک‌ها تا ۴۸ ساعت ادامه یافت.



شکل ۱- استئوتومی تیبا و کارگذاری فیکساتور خارجی.

تحریک مکانیکی

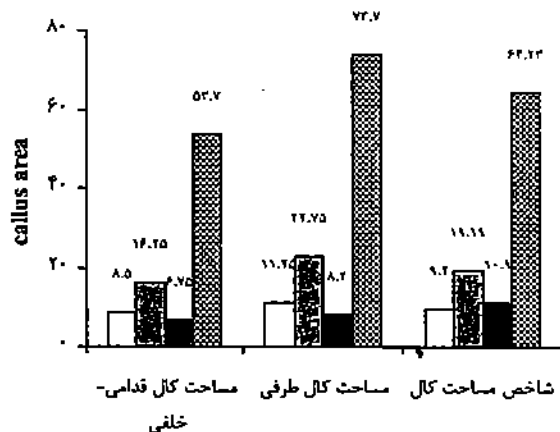
به منظور تحریک استخوان شکسته و ایجاد حرکات متناوب در منطقه شکستگی، دستگاه تحریک مکانیکی استخوان، طراحی و ساخته شد (شکل ۲). سازه اصلی دستگاه از جنس استیل ضد زنگ ساخته شد و استپ موتور بر روی دیواره آن نصب و قطعه U شکل بر روی دوریل جانبی متصل شد. لودسل (Bongshin Co, Korea, resolution = 0.2 N)، در حد فاصل بین استپ موتور و قطعه U شکل کار گذاشته شد بنحویکه در حین اعمال جابجایی قادر به کنترل و اندازه‌گیری مداوم نیروی وارد شده، بود. بر روی سازه اصلی، محلی برای اتصال فیکساتور خارجی که قبلاً با توجه به طراحی و ابعاد دستگاه تحریک مکانیکی و همچنین ابعاد استخوان تیبای خرگوش، ساخته شده بود، تعبیه شد.

از دهیدراتاسیون استخوان در صورت نیاز از سرم فیزیولوژیک استفاده می‌شد. پس از انجام تست خمش سه نقطه ای و رسم منحنی نیرو-جابجایی، با استفاده از نرم افزار دستگاه، نیروی حداکثر (حداکثر نیرویی که استخوان تا مرحله شکست تحمل می‌نماید، بر حسب نیوتن N) و انرژی جذب شده (سطح زیر منحنی نیرو-جابجایی تا نقطه حداکثر نیرو، بر حسب نیوتن میلیمتر)، برای استخوان‌های سالم و جراحی شده، محاسبه گردید. با استفاده از نرم افزار آماری SPSS Inc, Ver 10 و آزمون ناپارامتری Man-Whitney U مقایسه داده‌های بدست آمده در هر یک از گروههای آزمایش و کنترل انجام شد.

یافته ها

نتایج رادیوگرافی

یافته‌های رادیوگرافی نشان داد کیفیت کال در نمای قدامی-خلفی و طرفی و نیز کیفیت کلی جوش خوردگی استخوان، در گروههای آزمایش ۳ و ۲ هفته‌ای به ترتیب بیشترین مقادیر را دارا هستند و کیفیت کال در گروههای کنترل کمتر است (جدول ۱).



شکل ۳- میانگین مساحت کال در گروههای آزمایش و کنترل ۲ و ۳ هفته‌ای به تفکیک، از سمت چپ ستون اول: گروه کنترل ۲ هفته‌ای، ستون دوم: گروه آزمایش ۲ هفته‌ای، ستون سوم: گروه کنترل ۳ هفته‌ای، ستون چهارم: گروه آزمایش ۳ هفته‌ای.

نمونه برداری

خردگوشها در موعد زمانی مقرر (۲ هفته و ۳ هفته پس از عمل) با استفاده از محفظه حاوی فرمالین کشته شده و تبییای پای سالم و جراحی شده آنها، بدون آسیب به کال شکستگی، جهت انجام آزمایشات بعدی خارج می‌گردید. استخوانهای جداشده، بلافاصله درون محلول کلرورسدیم ۰/۰۹٪ قرار داده می‌شد.

بررسی رادیوگرافی

از هر یک از استخوانها در دونمای قدامی-خلفی و طرفی عکسبرداری (Intraoral ORIX X-Ray system, Italy) می‌شد. پس از تهیه رادیوگرافی از هر یک از استخوانهای جراحی شده و سالم، ابتدا از یک تقسیم بندی توصیفی به شکل زیر جهت تعیین درجه جوش خوردگی استخوان و کیفیت کال در هر یک از دو نما استفاده شد (۲۸-۲۶).

خط شارپ و اسکروتیک در محل استئوتومی دیده می‌شود = ۰، خط شارپ و اسکروتیک در ۷۵٪ طول استئوتومی دیده می‌شود = ۱، خط شارپ و اسکروتیک در ۵۰٪ تا ۷۵٪ طول استئوتومی در هر دو طرف دیده می‌شود = ۲، خط شارپ و اسکروتیک در ۵۰٪ تا ۷۵٪ طول استئوتومی در هر یک طرف دیده می‌شود = ۳، استئوتومی به سختی دیده می‌شود = ۴، استئوتومی دیده نمی‌شود = ۵.

کیفیت کلی تشکیل کال به صورت متوسط کیفیت کال در نمای قدامی-خلفی و کیفیت کال در نمای طرفی در نظر گرفته شد سپس از هر یک از کلیشه‌های رادیوگرافی، اسکن کامپیوتری تهیه شده و مساحت قدامی-خلفی و طرفی و همچنین شاخص مساحت تشکیل کال در هر دو نما بر حسب میلیمتر مربع محاسبه گردید. شاخص مساحت تشکیل کال برابر جذر مضرب مساحت کال در نمای قدامی-خلفی و مساحت کال در نمای طرفی تعریف و محاسبه گردید.

تست مکانیکی

نمونه‌ها بوسیله دستگاه تست مواد (universal testing Zwick machine, Germany) در حالی که سطح قدامی تبییاها به سمت بالا قرار داده می‌شد، تحت تست خمش سه نقطه قرار می‌گرفتند. سرعت انجام تست ۵ میلیمتر در دقیقه انتخاب گردید (۲۹). در حین انجام تست نیز جهت جلوگیری

جدول ۱- میانگین و انحراف معیار مشخصات رادیوگرافی در گروههای آزمایش و کنترل

| گروه | میانگین کیفیت در نمای قدامی- خلقی (انحراف معیار) | میانگین کیفیت در نمای طرفی (انحراف معیار) | میانگین کیفیت کلی (انحراف معیار) |
|------------------|---|--|-------------------------------------|
| کنترل ۲ هفته‌ای | ۰/۷۵ (۰/۵) | ۱/۵ (۰/۵۷) | ۱/۱۲ (۰/۴۷) |
| آزمایش ۲ هفته‌ای | ۲/۷۵ (۰/۵) | ۲/۷۵ (۰/۵) | ۲/۷۵ (۰/۲۸) |
| کنترل ۳ هفته‌ای | ۰/۷۵ (۰/۵) | ۱/۲۵ (۰/۵) | ۱ (۰/۴۰) |
| آزمایش ۳ هفته‌ای | ۳/۲۵ (۰/۹۵) | ۳ (۰/۸۱) | ۳/۱۲ (۰/۷۵) |

جدول ۲- سطح معنی‌داری متغیرهای مورد بررسی با استفاده از آزمون Mann-Whitney در هر یک از گروههای آزمایش و کنترل به تفکیک.

| متغیر مورد بررسی | سطح معنی‌داری (آزمایش و کنترل ۲ هفته‌ای) | سطح معنی‌داری (آزمایش و کنترل ۳ هفته‌ای) |
|----------------------|--|--|
| نیروی حداکثر | ۰/۰۲۹ | ۰/۰۲۹ |
| انرژی جذب شده | ۰/۰۲۹ | ۰/۰۲۹ |
| کیفیت کال قدامی-خلقی | ۰/۰۲۹ | ۰/۰۲۹ |
| کیفیت کال طرفی | ۰/۰۵ | ۰/۰۲۹ |
| کیفیت کلی کال | ۰/۰۲۹ | ۰/۰۲۹ |

انرژی جذب شده با استفاده از تحریکات مکانیکی، می‌باشد (جدول ۲).

جدول ۳- میانگین و انحراف معیار مشخصات بیومکانیکی در گروههای آزمایش و کنترل

| گروه | میانگین حداکثر نیرو (N) (انحراف معیار) | میانگین انرژی جذب (Nmm) شده (انحراف معیار) |
|------------------|--|---|
| کنترل ۲ هفته‌ای | ۵/۳۳ (۰/۷۱) | ۱۵/۴۳ (۷/۳۳) |
| آزمایش ۲ هفته‌ای | ۸/۵۴ (۰/۷۸) | ۴۰/۹۱ (۷/۴۴) |
| کنترل ۳ هفته‌ای | ۱۱/۱۳ (۳/۲۶) | ۳۱/۱۹ (۹/۵۲) |
| آزمایش ۳ هفته‌ای | ۲۷/۰۳ (۲/۵۷) | ۱۰۹/۱۴ (۹/۵۲) |

نتایج تست مکانیکی

نتایج حاصل از تست خمش سه نقطه نشان داد میانگین حداکثر نیروی لازم برای شکست از هفته دوم به سوم و نیز از گروه کنترل به آزمایش، روند رو به رشدی را نشان می‌دهد به نحوی که گروه آزمایش ۳ هفته‌ای بیشترین مقادیر را به خود اختصاص می‌دهد (جدول ۳). همچنین بیشترین میانگین انرژی جذب شده مربوط به گروههای آزمایش ۲ و ۳ هفته‌ای می‌باشد، به طوری که در گروه آزمایش ۳ هفته‌ای افزایش چشمگیر جذب انرژی در کلیه نمونه‌ها مشاهده می‌گردد.

آزمون Mann-Whitney اختلاف معنی‌داری در نیروی حداکثر، حداکثر انرژی جذب شده بین گروههای آزمون و کنترل دو و سه هفته‌ای نشان داد ($p < ۰/۰۵$). نتایج فوق بیانگر افزایش نیروی حداکثر برای شکست استخوان و حداکثر

بحث

کیفیت ترمیم شکستگی با طراحی و ساخت یک دستگاه تحریک مکانیکی استخوان و اعمال یک رژیم بارگذاری مکانیکی با پارامترهای معین و کنترل شده بر مدل استوتومی میدیافیز تیبیای خرگوش بررسی شد. سپس نتایج حاصل از بررسی‌های رادیوگرافی و تست خمش سه نقطه‌ای در گروههای آزمایش و کنترل مورد مقایسه آماری قرار گرفت. نتایج نشان داد که تشکیل کال، نیروی حداکثر برای شکست انرژی جذب شده در گروههای آزمایش نسبت به گروههای کنترل بیشتر شده و تفاوت معناداری را نشان می‌دهد. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که کیفیت ترمیم شکستگی با اعمال

استفاده کردند (۲۲،۲۴،۳۰). ما نیز از حرکات محوری فشاری برای ایجاد حرکات بین قطعه‌ای در منطقه شکستگی استفاده کردیم. هرچند تحقیقی که Kurokawa و Matsushita انجام دادند نشان داد که حرکات متناوب محوری در منطقه شکستگی، علیرغم جهت اعمال آن، چه به صورت فشاری یا کششی می‌تواند ترمیم استخوان را افزایش دهد (۳۱).

میزان استرین بکاررفته در شروع تحریکات ۱/۵ میلی‌متر در یک شکاف استئوتومی به پهنای ۲ میلی‌متر بود. در نتیجه استرین بین قطعه‌ای ۲۵٪ محاسبه می‌گردد. Buckly و همکاران نشان دادند که چنانچه استرین بین قطعه‌ای حداقل ۲۴٪ باشد، می‌تواند موجب افزایش نرخ تقسیم سلولی استئوبلاستها در *in vitro* گردد (۳۲). از سوی دیگر Goodship و Kenwright گزارش نمودند که حداکثر استرین بین قطعه‌ای که می‌تواند باعث صدمه منطقه شکستگی شود ۲۳٪ است (۳۳). در پژوهش حاضر، میزان جابجایی بکار رفته ۱/۵ میلی‌متر در یک شکاف استئوتومی به پهنای ۲ میلی‌متر بود، یعنی کرنشی برابر ۲۵٪. به این ترتیب میزان کرنش بین قطعه‌ای بکار برده شده در این مطالعه، در حد فاصل این دو مقدار مجاز قرار دارد.

محققینی که پاسخ استخوان سالم به تحریکات مکانیکی را بررسی کرده‌اند (۳۴،۳۵)، دریافته‌اند که برای حفظ استخوان‌سازی طبیعی به تحریکات مکانیکی در دامنه فیزیولوژیک نیاز می‌باشد، و چنانچه دامنه و فرکانس این تحریکات بیشتر شود، زمانهای کوتاه‌تر اعمال تحریک نیز می‌تواند باعث استخوان‌سازی در استخوان طبیعی گردد. هنگامیکه شکستگی رخ می‌دهد، تحریکات مکانیکی طبیعی وارد بر استخوان قطع می‌شود. در این شرایط، به نظر می‌رسد چنانچه تحریکاتی با فرکانس کم، مشابه با حالت قبل از شکستگی، به منطقه شکسته وارد شود بتواند باعث افزایش فرآیند ترمیم گردد. بر این مبنای فرکانس بکار رفته در این پژوهش برابر یک هرتز، نزدیک به فرکانس راه رفتن طبیعی مدل حیوانی، انتخاب شد.

با گذشت زمان، مقاومت بافت ترمیمی افزایش یافته، در نتیجه نیروی لازم برای ایجاد جابجایی بتدریج زیاد می‌شود (۲۵). بنابراین برای جلوگیری از صدمه به کال تازه تشکیل

تحریک مکانیکی با مشخصه های انتخاب شده افزایش می‌یابد.

به طور کلی این باور عمومی وجود دارد که محیط مکانیکی در منطقه شکستگی استخوان، بر روی فرآیند ترمیم استخوان تأثیر می‌گذارد (۱-۴). به عبارت دیگر پتانسیل استخوان‌سازی می‌تواند تحت تأثیر تحریکات مکانیکی قرار گیرد. با وجود مطالعات متعددی که در رابطه با اثر بخشی تحریکات مکانیکی بر روی ترمیم استخوان صورت گرفته، گزارشات ضد و نقیضی در مورد مشخصه‌های تحریکات مکانیکی و نیز نتایج کسب شده، به لحاظ جدید بودن این زمینه تحقیقاتی و تعدد عوامل اثرگذار، وجود دارد.

Augat و همکاران برای تحریک مکانیکی استخوان شکسته در گوسفندان استئوتومی شده از دستگاهی استفاده نمودند که با ایجاد خمش سه نقطه در فریم فیکساتور خارجی باعث افزایش پهنای شکاف استئوتومی می‌شد (۲۳). در نتیجه به هنگام تحریکات مکانیکی، بافت واقع در شکاف استئوتومی تحت استرین‌های کششی متناوب و غیرهم‌شکل قرار می‌گرفت. مطالعه آنها افزایش معناداری در ترمیم استخوان با استفاده از تحریکات مکانیکی را گزارش نمی‌کند. یکی از تفاوت‌های شاخص تحقیق حاضر با مطالعاتی از این دست این است که دستگاهی که ما برای تحریک استخوان به کار بردیم به نحوی طراحی شده بود که بتواند در منطقه شکستگی یک حرکت خطی و قرینه در دو سوی شکاف استئوتومی ایجاد نماید. این قابلیت به لحاظ وجود یک قطعه $L\alpha$ شکل در این دستگاه می‌باشد که در حدفاصل ژنراتور مولد حرکت و استخوان شکسته قرار دارد به نحوی که نیروی اعمال شده به طور همزمان به دو سر بین مربوطه وارد می‌شود. با استفاده از این سیستم، گشتاور پدید آمده در دو سوی شکاف استئوتومی با یکدیگر برابر می‌باشد. بنابر این یک نیروی قرینه و یکنواخت به شکاف استئوتومی وارد می‌گردد.

از سوی دیگر نیروی بکار برده شده در تحقیق Augat و همکاران نیروی کششی است. در حالیکه افرادی همانند Goodship, Kenwright و Kassis که افزایش معناداری در بهبود ترمیم استخوان با استفاده از تحریکات مکانیکی گزارش نموده‌اند، همگی از نیروی فشاری جهت ایجاد تحریکات

تفاوت که اختلاف گروههای کنترل و آزمایش در هفته سوم پس از عمل به مراتب نسبت به هفته دوم بیشتر بود. Matsushita و Kurokawa نیز در هفته پنجم پس از عمل، تفاوت معناداری در گروهی از خرگوشها که تحت تحریکات مکانیکی قرار داشتند و گروهی که با فیکساتور سفت و محکم درمان شده بودند، مشاهده کردند (۳۱). بنابر این به نظر می‌رسد تحت تاثیر تحریکات مکانیکی خارجی، تفاوت گروه کنترل و آزمایش با گذشت زمان بیشتر آشکار گردد.

مطالعه حاضر نشان داد که جایگزین نمودن استفاده از فیکساتور سفت و محکم با تحریکات مکانیکی به صورت حرکات متناوب فشاری به بهبود فرآیند ترمیم کمک می‌نماید. این تغییرات در کمیت و کیفیت کال تشکیل شده و نیز نتایج حاصل از تست خمش استخوان مشاهده شد.

تشکر و قدردانی

پژوهش فوق با حمایت مالی دانشگاه تربیت مدرس انجام یافت. نویسندگان این مقاله مراتب تشکر و سپاسگزاری خود را از خانم صدیقه غیائی و آقای مهندس علی اصغر بیطرفان به خاطر کمکهای تکنیکی ایشان به عمل می‌آورند.

شده، نیروی بکار رفته برای ایجاد جابجایی نباید بیش از اندازه باشد. برخی از پژوهشگران، نیرو و جابجایی را در طول تحریکات ثابت نگاه داشته‌اند (۳۳). در پژوهش حاضر، تحریکات به نحوی بود که چنانچه برای جابجایی استخوان نیرویی بیش از ۵۰ نیوتن مورد نیاز بود، دستگاه با استفاده از مدار فیدبک، نیرویی برابر ۵۰ نیوتن اعمال کرده و در نتیجه میزان جابجایی کاهش می‌یافت تا از وارد آمدن صدمه به کال جلوگیری شود (۳۱).

مطالعات گذشته نشان دادند که انعطاف پذیری فیکساتور در شکستگی استخوانهای بلند منجر به تشکیل کال بیشتری می‌شود و در نتیجه باعث بهبود فرآیند ترمیم می‌شود (۱۳). در حالیکه استفاده از فیکساتور سفت و محکم، حرکات بین قطعه‌ای را به حداقل رسانده و تحریک مناسب برای تشکیل کال را کم می‌نماید. بررسی مانیز نشان داد که در اثر ایجاد حرکات بین قطعه‌ای در منطقه شکستگی، مساحت تشکیل کال افزایش می‌یابد. سپس برای تعیین این موضوع که کال پدید آمده آیا از کیفیت و مقاومت بیشتری نیز برخوردار است یا خیر نتایج بررسی کیفی کال و تست مکانیکی استخوان بیانگر بهبود کیفیت کال تشکیل شده بود. این معناداری هم در هفته دوم و هم در هفته سوم پس از عمل دیده شد، با این

منابع

1. Einhorn T.A. 1995. Current concepts review, Enhancement of fracture- healing. *J Bone Joint Surg.*, 77-A (6): 940-956.
2. Hadjiargyrou M., McLeod K., Ryaby J.P., Rubin C. 1998. Enhancement of fracture healing by low intensity ultrasound. *Clin orthop.*, 355S: S216-S229.
3. Norman T.L., Nivargikar S.V., Burr D.B. 1996. Resistance to crack growth in human cortical bone is greater in shear than in tension. *J Biomech.*, 29(8): 1023- 1031.
4. Richardson J.B., Cunningham J.L., Goodship A.E., Oconnor B.T., Kenwright J. 1994. Measuring stiffness can define healing pf tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br.*, 76-B,:389- 94.
5. Marsh D.R., Li G. 1999. The biology of fracture healing : optimising outcome. *British Med Bul.*, 55(4): 856-869.
6. Turner C.H. 1998. Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli. *Bone*, 23(5) :399-407.
7. Forwood M.R. and Turner C.H. 1995. Skeletal adaptation to mechanical usage: results from tibial loading studies in rats. *Bone*. 17(4):197S-205S.
8. Buckwalter J.A., Grodzinsky A.J. 1999. Loading of healing bone, fibrous tissue, and muscle: implication for orthopedic practice. *Journal of the American Academy of Orthopedic Surgeons.*, 7(5): 291-283.
9. Goodman S. and Aspenberg P.1993. Effects of mechanical stimulation on the differentiation of hard tissues. *Biomaterials.*, 14(8): 563-569.
10. Le A.X., Miclau T., Hu D., Helms J.A. 2001. Molecular aspects of healing in stabilized and non-stabilized fractures. *J Orthop Res.*, 19(1): 78-84.
11. Gardner T.N., Mishra S. 2003. The biomechanical environment of a bone fracture and its influence upon the morphology of healing. *Med Eng & Phys.* 25(6):455-464.
12. Gardner T.N., Stoll T., Marks L., Mishra S., Knothe Tate M. 2000. The influence of mechanical stimulus on the pattern of tissue differentiation in a long bone fracture- an FEM study. *J Biomech.*, 33(4): 415-425.
- Carter C.R., Beaupre G.S., Giori N.J., Helms J.A. 1998. Mechanobiology of skeletal Regeneration. *Clin Orthop.*, 355S: S41-S55.
- Chao E.Y.S., Inoue N., Elias J.J., Aro H.1998. Enhancement of fracture healing by mechanical and surgical intervention. *Clin Orthop.*, 355S: S163- S178.
15. Buckwalter J.A. 1995. Activity vs. rest in the treatment of bone, soft tissue and joint injuries. *Iowa Orthop J.*, 15: 29-42.
16. Buckwalter J.A. 1996. Effects of early motion on healing of musculoskeletal tissues. *Hand Clin.*, 12(1): 13-24.
17. Fritton S.P., McLeod K.J., Rubin C.T. 2000. Quantifying the strain history of bone: spatial uniformity and self- similarity of low-magnitude strains. *J Biomech.*, 33:317-325.
18. Turner C.H. and Pavalko F.M. 1998. Mechanotransduction and functional response of the skeleton to physical stress: the mechanisms and mechanics of bone adaptation. *J Orthop Sci.*, 3:346-355.
19. Qin Y., Rubin C., McLeod K. J. 1998. Nonlinear dependence of loading intensity and cycle number in the maintenance of bone mass and morphology. *J Bone Joint Surg.*, 16:482-489.
- Klein P., Schell H., Streitparth F., Heller M., Kassi J. and et al. 2003. The initial phase of fracture healing is specifically sensitive to mechanical conditions. *J Orthop Res.*, 21(4):662-669.
21. Rubin C.T., McLeod K.J. 1994. Promotion of bony in growth by frequency- specific, low-Amplitude mechanical strain. *Clin Orthop.*, 298: 165-174.

22. Goodship A.E., Cunningham J.L., Kenwright J. 1998. Strain rate and timing of stimulation in mechanical modulation of fracture healing. *Clin Orthop.*, 355S: S105- S115.
- Kenwright J., Richardson J.B., Cunningham J.L., White S.H., Goodship A.E, et al. 1991. Axial movement and tibial fractures. A controlled randomized trial of treatment. *J Bone & Joint Surg.*, 73-B(4): 654-659.
24. Nunamaker D.M. 1998. Experimental models of fracture repair. *Clin Orthop.*, 355S: S56-S65.
25. Claes L. and Augat P. 2000. Models in fracture healing. report from the reisenburg Workshop. *J Orthop Trauma.*, 14(6): 440-441.
- Panjabi M.M., Walter S.D., Karuda M. 1985. Correlation of radiographic analysis of healing fracture strength: A statistical analysis of experimental osteotomy. *J Orthop Res.*, 3(2): 212-8.
- Sano H., Uthoff H.K., Backman D.S. 1999. Correlation of radiographic measurements with biomechanical test results. *Clin Orthop.*, 368 : 271-278.
28. Augat P., Merk J., Wolf S., Claes L. 2001. Mechanical stimulation by External Application of Cyclic Tensile Strains Does not Effectively Enhance Bone Healing. *J Orthop Trauma*, 15(1): 54-60.
29. An YH., Draughn RA. Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface. CRC press, Boca Raton, pp:175-205, 2000.
30. Kassis B., Glorion C., Tabib W., Blanchard O., Poulouen J.C. 1996. Callus response to micro movement after elongation in the rabbit. *J Pediatric Orthop.*, 16: 480-483.
31. Matsushita, T. and Kurokawa, T. 1996. Comparison of cyclic compression, cyclic distraction and rigid fixation. *Acta Orthop Scand.*, 69(1):95-98.
32. Buckley MJ, Banes AJ, Levin LG, Sumpio BE, et al. 1988. Osteoblasts increase their rate of division and align in response to cyclic, mechanical tension in vitro. *Bone Mineral.*, 4:225-36.
33. Goodship A.E. and Kenwright J. 1985. The influence of induced micro movement upon the healing of experimental tibial fractures. *J Bone & Joint Surg.*, 6-B: 650-655.
34. Rubin C., Gang X.U., Judex S. 2001. The anabolic activity of bone tissue, suppressed by disuse, is normalized by brief exposure to externally low-magnitude mechanical stimuli. *The FASEB J.*, 15:2225-2229.
35. Oconnor J.A., Lanyon L.E. The influence of strain rate on adaptive bone remodeling. *J Biom.*, 1982, 15: 676-781.