

بررسی اثر رادیولوژیکی داربست بیوگلس ژلاتینی بر ترمیم نقص استخوان جمجمه در مدل حیوانی سگ

دکتر سید محمد حسینی پناه^۱، مریم بهرامی پور^۲، دکتر محمد نورانی^۳

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: هدف از مطالعه‌ی حاضر، ارزیابی رادیولوژیکی ظرفیت بازسازی استخوان با داربست نانوبیوگلس ژلاتینی در مدل نقص جمجمه‌ی سگ بود. **روش‌ها:** در این مطالعه در استخوان فرونتال چهار سگ نر بالغ جوان، تحت بیهوشی، دو حفره به قطر ۰/۵ میلی‌متر ایجاد شد. در یکی از حفرات داربست ژلاتینی کار گذاشته و حفره‌ی دیگر به عنوان شاهد در نظر گرفته شد. ۴ و ۸ هفته پس از عمل جراحی، ارزیابی رادیولوژیکی تشکیل استخوان توسط دستگاه CBCT (Cone beam computed tomography) صورت گرفت.

یافته‌ها: مقایسه‌ی اندازه‌ی قطر حفرات نشان داد که میانگین قطر حفرات ۴ و ۸ هفته پس از عمل بین دو گروه داربست ژلاتینی و شاهد اختلاف معنی‌داری نداشت (به ترتیب $P = ۰/۵۲۲$ و $P = ۰/۰۶۴$). میانگین دانسیته‌ی استخوانی نیز ۴ و ۸ هفته بعد از عمل جراحی در گروه داربست ژلاتینی با گروه شاهد اختلاف معنی‌داری نداشت (به ترتیب $P = ۰/۶۰۳$ و $P = ۰/۳۰۰$).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج به دست آمده به نظر می‌رسد که داربست بیوگلس ژلاتینی در فاصله‌های زمانی مورد مطالعه در مقایسه با گروه شاهد بر سرعت استخوان‌سازی اثر نداشته است.

واژگان کلیدی: داربست، بیوگلس ژلاتینی، سگ

ارجاع: حسینی پناه سید محمد، بهرامی پور مریم، نورانی محمد. بررسی اثر رادیولوژیکی داربست بیوگلس ژلاتینی بر ترمیم نقص استخوان جمجمه در مدل حیوانی سگ. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۲؛ ۳۱ (۲۳۱): ۴۲۳-۴۱۶

مقدمه

اختلالات ژنتیکی و بیماری‌های کلیه، ریه‌ها، تومورها و دستگاه گوارش می‌تواند باعث پوکی استخوان و شکسته شدن استخوان‌ها شود (۱). بافت استخوانی توانایی بسیار زیادی جهت خودترمیمی در نقص‌های کوچک دارد. به هر حال ظرفیت خودترمیمی استخوان محدود است. به عنوان مثال در نقص‌های ناشی از تروما و یا بیماری‌ها گاهی استخوان‌ها به خودی خود

استخوان‌های ما برای انجام حرکات به ما آزادی عمل می‌دهند. استخوان‌ها به ایستادن مستقیم، دویدن، پریدن و ایفای نقش‌ها به ما کمک می‌کنند. به همین دلیل مهم است که استخوان‌های ما در طول زندگی سالم و قوی بمانند. بسیاری از عوامل مانند بلایای طبیعی، صدمات ناشی از جنگ، تصادفات و مشکلات سلامتی مانند

۱- استادیار، گروه علوم تشریحی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه علوم تشریحی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران

۳- استادیار، گروه علوم تشریحی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه بقیه‌اله (عج)، تهران، ایران

این مواد به عنوان موادی در مهندسی بافت کاندید شده‌اند (۶).

یکی از اهداف اصلی مهندسی بافت استخوان در طول ده سال گذشته، توسعه‌ی مواد زیست تخریب‌پذیر به عنوان جایگزینی برای پر کردن نقص‌های بزرگ استخوانی بوده است. علاوه بر این، داربست باید اجزای نفوذ اکسیژن و مواد مغذی به سلول‌های تعبیه شده در داربست و همچنین خروج مواد زائد از سلول را بدهد. هدف نهایی، بازگشت کامل عملکرد بیولوژیکی و مکانیکی بافت استخوان آسیب‌دیده است. داربست‌ها باید بدون ایجاد واکنش ایمنی، سمیت سلولی و تشکیل اسکار بافتی با سلول‌های بدن سازگار باشند و به خوبی با بافت میزبان یکی شوند (۷).

ایجاد بافت‌های مهندسی شده‌ی استخوان مطلوب، مستلزم تحقیقات مداوم و پیوسته در بیومتریال‌های جدید و تکنیک‌های ساخت داربستی که ترمیم نقص‌های استخوان تکه تکه شده را تسهیل نماید، می‌باشد. داربست بیوگلس-ژلاتینی متخلخل به عنوان یک کاندیدای مناسب که دارای منافذ تنگاتنگ به یکدیگر مرتبط است، به نفوذ سلول‌های استخوان‌ساز کمک می‌کند و به اندازه‌ی کافی برای حفظ شکل ایمپلنت در طول مدت زمان تشکیل استخوان قوی است (۸).

هدف اصلی از مطالعه‌ی حاضر، ارزیابی ظرفیت بازسازی استخوان با کاشت داربست نانوبیوگلس ژلاتینی در مدل نقص استخوان جمجمه‌ی سگ بود.

ترمیم نمی‌شوند و به یکدیگر جوش نمی‌خورند (۲). این وضعیت مستلزم استفاده از گرافت استخوان و جایگزین‌های استخوان برای کمک به ترمیم است.

مدت‌ها است که با توجه به هدایت و القای استخوانی و استئوژنسیته‌ی بسیار بالا، انجام اتوگرافت به عنوان استاندارد طلایی برای پیوند استخوان در نظر گرفته شده است. محدودیت اتوگرافت شامل ناتوانی اهدا کننده و کمبود منابع تهیه‌ی استخوان است. انجام آلوگرافت در موارد بالینی به دلیل خاصیت استخوان‌سازی و فراوانی نسبی آن از لحاظ منابع تهیه، در پیوندهای استخوانی با موفقیت استفاده شده است. با این حال آلوگرافت خطر بالقوه‌ی انتقال بیماری را دارا است و در مقایسه با پیوند اتوگرافت از قدرت استخوان‌سازی کمتری برخوردار است و نیازمند مراحل حفظ و استریلیزاسیون است.

به غیر از پیوندهای اتوگرافت و آلوگرافت استخوان، انواع جایگزین‌های گرافت استخوانی بر پایه‌ی سرامیک‌ها و پلیمرها وجود دارند (۳). هر یک از این جایگزین‌ها مزایای مربوط به خود را دارند، اما هنوز یک سلسله نگرانی‌ها باقی مانده است. در میان بیومتریال‌های زیست تخریب‌پذیر و استخوان‌ساز، استفاده از پلیمرهای مصنوعی متخلخل در جراحی استخوان به اثبات رسیده است. داربست با ارائه‌ی نقش نگهدارنده‌ی قابل نفوذ و خون‌رسانی بافت کمک می‌کند. به علاوه، به عنوان یک حامل برای عوامل درمانی نقش بسیار مهمی در مهندسی بافت استخوان ایفا می‌کند (۴-۵).

شیشه‌های بیواکتیو مواد غیر متبلور مبتنی بر پایه‌ی مواد سیلیکاتی هستند که به استخوان متصل می‌شوند و رشد استخوان جدید را تقلید می‌کنند. به همین دلیل

روش‌ها

به منظور اجرای این تحقیق چهار سگ بالغ جوان نر

ارزیابی سمیت سلولی

برای ارزیابی سمیت سلولی، محیط کشت DMEM (Dulbecco's modified eagle medium) که ۱۰ درصد حجم آن شامل سرم جنینی گاو (FBS) یا (Fetal bovine serum) و ۱ درصد آن پنی سیلین-استرپتومایسین (PS) بود، استفاده شد. سلول‌های فیبروبلاست ریه‌ی انسانی با دانسیته‌ی مشخص به نمونه‌ها در پلیت‌های PS اضافه و در انکوباتور (۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد) به مدت ۴۸ ساعت گذاشته شد (۱۱). در نهایت ۵ عدد از داربست‌های ساخته شده به طور تصادفی انتخاب شدند و مورد مطالعه قرار گرفتند. نمونه‌ها به مدت ۱۵ دقیقه در اتانول ۷۰ درصد قرار داده شد و بعد در زیر میکروسکوپ نوری جهت مشاهده‌ی تجمع سلولی و فیلوپدیها مورد بررسی قرار گرفتند (۱۲).

روش جراحی

بعد از بیهوشی حیوانات، تحت شرایط استریل یک برش ۵ سانتی‌متری روی درز ساژیتال در استخوان فروتنال داده شد. از آن جا که این ناحیه خون‌ریزی کمتری دارد، مانعی برای ادامه‌ی کار و خطری برای حیوان ایجاد نکرد. بعد از جدا کردن پوست و فاشیای پوشاننده با تیغ بیستوری و شستشوی محل با سرم فیزیولوژی، دو حفره به قطر ۵ میلی‌متری فاصله‌ی ۱ سانتی‌متر از درز ساژیتال در طرفین درز با فریز دندان‌پزشکی ایجاد شد. حفره‌ها به دو گروه تقسیم شدند. در حفره‌های گروه اول داربست ژلاتینی قرار گرفت و گروه دوم به عنوان شاهد در نظر گرفته شد. سپس محل برش با نخ قابل جذب بخیه زده شد.

بعد از جراحی، حیوانات به مدت ۴۸ ساعت، هر ۱۲ ساعت یک دوز پنی سیلین بنزاتین به صورت

از نژاد Terrier با وزن و اندازه‌ی مشابه (۱۰-۱۲ کیلوگرم) انتخاب گردید. سگ‌ها قبل از مطالعه و در حین آن رژیم غذایی استاندارد دریافت می‌کردند. قبل از جراحی به حیوانات جهت بیهوشی یک میلی‌لیتر آمپول زایلازین هیدروکلرید وریدی و یک میلی‌لیتر آمپول کتامین به صورت عضلانی تزریق گردید. سپس سگ‌ها در وضعیت Prone خوابانده شدند. محل جراحی به وسیله‌ی Povidone iodine استریل گردید (۹).

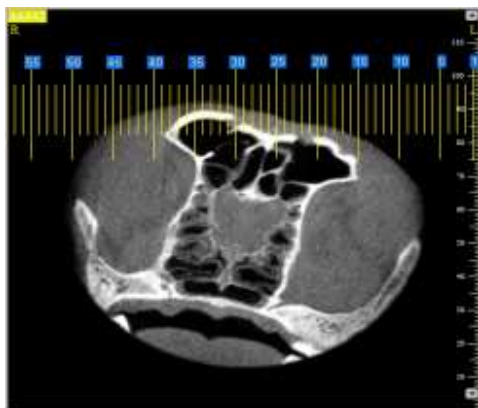
روش ساخت Gel-scaffold

جهت ساخت داربست ژلاتینی ۱۰ درصد، پودر بیوگلس، ژلاتین و آب را در حرارت ۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد به مدت ۴۵ دقیقه روی Shaker مخلوط کردیم تا یک مخلوط هموژن یکنواخت حاصل گردید. مخلوط به دست آمده درون قالب‌های لوله‌ای پلاستیکی به قطر داخلی ۵ میلی‌متر ریخته و به مدت ۲ ساعت در طبقه‌ی فوقانی یخچال در دمای ۴-۸ درجه‌ی سانتی‌گراد قرار داده شد تا ژل ببندد. سپس ژل ایجاد شده از یخچال خارج و در ضخامت‌های ۲ میلی‌متری روی یک سطح صاف برش داده شد و به مدت ۲ ساعت درون فریزر ۸۰- درجه‌ی سانتی‌گراد قرار گرفت. ماده‌ی به دست آمده پس از آن به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۶۰- درجه‌ی سانتی‌گراد و فشار ۳ بار درون دستگاه Freeze-drying قرار گرفت تا لیوفیلیز گردد. پس از آن نمونه‌ها وزن شدند و برای ایجاد پیوند عرضی و استحکام بیشتر داربست به مدت ۲۴ ساعت درون گلو تار آلد هید ۲۵ درصد قرار گرفتند. آن گاه برای حذف سمیت گلو تار آلد هید، نمونه‌ها به مدت ۴۸ ساعت درون آب دیونیزه غوطه‌ور و پس از آن جهت استفاده آماده شدند (۱۰).

دانشیته‌ی استخوانی حفرات و قطر حفرات در دو گروه در بررسی رادیولوژیک در جدول ۱ نشان داده شده است.



شکل ۱. نمای رادیولوژیک دو حفره‌ی شاهد (سمت راست) و داربست بیوگلس ژلاتینی (سمت چپ) ۴ هفته بعد از جراحی



شکل ۲. نمای رادیولوژیک دو حفره‌ی شاهد (سمت راست) و داربست بیوگلس ژلاتینی (سمت چپ) ۸ هفته بعد از جراحی

تزریق وریدی و یک دوز آمپول دیکلوفناک سدیم ۷۵ میلی‌گرم به صورت تزریق عضلانی دریافت کردند. تغذیه‌ی حیوانات بعد از هوشیاری طبق روال قبل ادامه یافت. سپس حیوانات ۴ و ۸ هفته بعد از انجام جراحی، تحت بیهوشی به بخش رادیولوژی دانشکده‌ی دندان پزشکی همدان جهت انجام رادیولوژی منتقل گردیدند. سگ‌ها رو به شکم خوابانده شدند. ناحیه‌ی جراحی شده و حفره‌ها مشخص شدند و توسط دستگاه CBCT (Cone beam computed tomography) تصویربرداری انجام شد (۹).

تجزیه و تحلیل داده‌ها

آنالیز داده‌ها توسط نرم‌افزار SPSS (SPSS Inc., Chicago, IL) و با استفاده از آزمون‌های Student-t و One way ANOVA انجام شد. $P < 0/05$ به عنوان اختلاف معنی‌دار در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

شکل‌های ۱ و ۲ نمای رادیولوژیک دو حفره‌ی شاهد و بیوگلس ژلاتینی را در یکی از نمونه‌های مورد مطالعه ۴ و ۸ هفته بعد از عمل نشان می‌دهد.

جدول ۱. مقایسه‌ی میانگین دانشیته‌ی استخوان حفرات در دو گروه مورد مطالعه

مقدار P	گروه شاهد	گروه داربست ژلاتینی	دانشیته‌ی استخوان (Hounsfield)
۰/۶۰۳	$109/75 \pm 102/54$	$154/63 \pm 148/83$	۴ هفته بعد از عمل
۰/۳۰۰	$390/42 \pm 288/63$	$632/83 \pm 388/50$	۸ هفته بعد از عمل قطر حفره (میلی‌متر)
۰/۵۲۲	$4/80 \pm 0/28$	$4/57 \pm 0/49$	۴ هفته بعد از عمل
۰/۰۶۴	$4/35 \pm 0/07$	$2/88 \pm 1/03$	۸ هفته بعد از عمل

ژلاتینی نانوفیبروزی آپاتیتی در سیستم‌های بیولوژیکی سمی نیست و عوارض مخرب ندارد. آن‌ها نیز بیان کردند که این داربست‌ها برای کاربرد در مهندسی بافت استخوان بسیار عالی هستند و خواص استئوژنیک دارند (۱۴). مطالعه‌ی حاضر نیز نشان داد که داربست ژلاتینی

ساخته‌شده سمی نبود و مانع رشد سلول نشد.

در رابطه با تأثیر داربست ژلاتینی بر استخوان‌سازی و تحریک و رشد استخوان مطالعات *In vivo* و *In vitro* محدود می‌باشند. به خصوص در مورد بررسی رادیولوژیکی اثر داربست ژلاتینی بر رشد استخوانی مطالعات بسیار محدودی صورت گرفته است. بر اساس نتایج حاصل از این مطالعه در هیچ کدام از زمان‌های مورد بررسی، اختلاف آماری معنی‌داری بین گروه‌ها وجود نداشت؛ اما ارزیابی رادیوگرافیکی در مطالعه‌ی حافظی و همکاران نشان داد که ظرفیت استخوان‌سازی با داربست نانوبیوگلس ژلاتینی در نقص ایجاد شده در استخوان اولنار موش در مقایسه با گروه شاهد اثر مؤثر و مثبتی داشته است (۱۵). البته آن‌ها در فواصل زمانی دو تا ده هفته و با فاصله‌ی هر دو هفته یک بار این بررسی را انجام دادند و اندازه‌ی نقص ایجادشده نیز بزرگ‌تر از مطالعه‌ی حاضر بود. در حالی که در مطالعه‌ی حاضر بررسی رادیولوژیکی در فواصل زمانی ۴ و ۸ هفته و هر ۴ هفته یک بار انجام شد و اندازه‌ی نقص نیز کوچک‌تر بود.

در این مطالعه، میانگین دانسیته‌ی استخوانی ۴ و ۸ هفته پس از عمل جراحی در دو گروه، اختلاف آماری معنی‌داری نداشت. این نتایج نشان داد که در دوره‌ی زمانی مورد مطالعه در تحقیق حاضر، داربست ژلاتینی در تسریع رشد استخوان اثر مثبتی نداشته است. از سوی دیگر، چون اختلاف میانگین دانسیته‌ی

همان طور که در جدول ۱ نشان داده شده است میانگین دانسیته‌ی استخوانی و قطر حفرات ۴ و ۸ بعد از عمل جراحی در دو گروه تفاوت معنی‌داری نداشت.

بحث

در پژوهش‌های مختلف حیوانات متفاوتی نظیر خرگوش و موش به منظور ایجاد مدل نقص استخوانی مورد استفاده قرار گرفته‌اند. با توجه به این که سگ تشابه زیادی به مدل انسانی دارد، در مطالعه‌ی حاضر به عنوان مدل حیوانی انتخاب شد. ضخامت پیوسته استخوان فرونتال جمجمه‌ی سگ نسبت به خرگوش و موش بیشتر است. به طور خلاصه داربست بیوگلس ژلاتینی آماده شده برای قابلیت تجزیه‌ی بیولوژیکی توسط افزودن سلول‌های فیروبلاست ریه‌ی انسان در محیط کشت DMEM مورد بررسی قرار گرفت و پس از اثبات غیر سمی بودن داربست‌ها و ایجاد نقص‌های استخوانی به قطر ۵ میلی‌متر در جمجمه‌ی سگ به روش جراحی، داربست‌ها در محل حفره‌ها کاشته شدند. سپس ۴ و ۸ هفته پس از عمل رادیوگرافی توسط دستگاه CBCT از محل حفرات به عمل آمد. تصاویر حاصل از میکروسکوپ نوری، زیستی سازگاری داربست‌های نمونه را با مشاهده‌ی پیوستگی سلولی، توزیع و گسترش فیلوپدیاها اثبات کرد و زنده و طبیعی بودن فعالیت داربست‌ها را نشان داد. این نتایج مشابه نتایج مطالعه‌ی اعظمی و همکاران بود. آن‌ها نشان دادند که داربست‌های نانوکامپوزیتی ژلاتینی هیدروکسی آپاتیتی که توسط گلو تار آلد هید فرایند شده بودند، غیر سمی بودند و قابلیت رشد سلول‌های استخوانی را داشتند (۱۳). از طرفی، مطالعه‌ی Liu و همکاران که به صورت *In vitro* انجام شده بود، نشان داد که داربست

داربست بیوگلس ژلاتینی به تنهایی در دوره‌ی زمانی مورد مطالعه در سرعت تشکیل استخوان اثر مثبتی نداشته باشد، اما از آن جایی که تفاوت میانگین اندازه‌ی اقطار و دانسیته ۸ هفته بعد از عمل جراحی نسبت به ۴ هفته بعد از عمل قابل ملاحظه بود، پیشنهاد می‌شود مطالعه در فواصل زمانی کمتر صورت گیرد.

تشکر و قدردانی

از معاونت تحصیلات تکمیلی دانشگاه علوم پزشکی همدان که حمایت مالی انجام این تحقیق را به عهده گرفت و همچنین همکاران بخش رادیولوژی دانشکده‌ی دندان پزشکی همدان و آزمایشگاه ایمونولوژی مرکز تحقیقات علمی کاربردی دارویی دانشگاه علوم پزشکی تبریز و آزمایشگاه تخصصی بیمارستان بقیه‌اله (عج) تهران که نهایت همکاری را برای پیشبرد این تحقیق به عمل آوردند، قدردانی و تشکر می‌نمایم.

استخوان تشکیل شده در دو گروه در بازه‌ی زمانی ۴ و ۸ هفته قابل توجه بود، شاید بتوان گفت که داربست ژلاتینی در فاصله‌ی زمانی ۴ هفته تأثیر بیشتری بر دانسیته‌ی استخوان گذاشته بود و استخوان نسبت به استخوان تشکیل شده در گروه شاهد متراکم‌تر بود؛ اما با توجه به جستجوی نویسندگان در پایگاه‌های اطلاعاتی، به نظر می‌رسد مطالعه‌ی در زمینه‌ی تأثیر داربست ژلاتینی بر دانسیته‌ی استخوان انجام نشده است. لازم به ذکر است که مطالعه‌ی حاضر در فاصله‌ی زمانی ۴ و ۸ هفته بعد از عمل جراحی و بر روی نقص ۵ میلی‌متری انجام شد. به نظر می‌رسد که با افزایش اندازه‌ی قطر نقص و فواصل زمانی کمتر و افزایش دفعات رادیولوژیکی، نتایج مفیدتری حاصل شود.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج حاصل از این مطالعه ممکن است

References

1. Elsdale T, Bard J. Collagen substrata for studies on cell behavior. *J Cell Biol* 1972; 54(3): 626-37.
2. Schorr A, Campbell W, Schenk M. Communication research and media science in Europe: perspectives for research and academic training in Europe's changing media reality. Berlin, Germany: Walter de Gruyter; 2003.
3. Greenwald AS, Boden SD, Goldberg VM, Khan Y, Laurencin CT, Rosier RN. Bone-graft substitutes: facts, fictions, and applications. *J Bone Joint Surg Am* 2001; 83-A(Suppl 2 Pt 2): 98-103.
4. Liu X, Ma PX. Polymeric scaffolds for bone tissue engineering. *Ann Biomed Eng* 2004; 32(3): 477-86.
5. Muschler GF, Nakamoto C, Griffith LG. Engineering principles of clinical cell-based tissue engineering. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86-A(7): 1541-58.
6. Jones JR, Gentleman E, Polak J. Bioactive glass scaffolds for bone regeneration. *Elements* 2007; 3(6): 393-9.
7. Salgado AJ, Coutinho OP, Reis RL. Bone tissue engineering: state of the art and future trends. *Macromol Biosci* 2004; 4(8): 743-65.
8. Hoshino M, Egi T, Terai H, Namikawa T, Kato M, Hashimoto Y, et al. Repair of long intercalated rib defects in dogs using recombinant human bone morphogenetic protein-2 delivered by a synthetic polymer and beta-tricalcium phosphate. *J Biomed Mater Res A* 2009; 90(2): 514-21.
9. Bassi AP, Carvalho PS. Repair of bone cavities in dog's mandible filled with inorganic bovine bone and bioactive glass associated with platelet rich plasma. *Braz Dent J* 2011; 22(1): 14-20.
10. Peter M, Binulal NS, Nair SV, Selvamurugan N, Tamura H, Jayakumar R. Novel biodegradable chitosan-cogelatin/nano-bioactive glass ceramic composite scaffolds for alveolar bone tissue engineering. *Chem Eng J* 2010; 158(2): 353-61.
11. Picot J. Human cell culture protocols. Totowa, NJ: Humana Press; 2004.
12. Fassina L, Saino E, Visai L, Avanzini MA, Cusella De Angelis MG, Benazzo F, et al. Use of a gelatin cryogel as biomaterial scaffold in

- the differentiation process of human bone marrow stromal cells. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2010; 2010: 247-50.
- 13.** Azami M, Rabiee M, Moztarzadeh F. Glutaraldehyde crosslinked gelatin/hydroxyapatite nanocomposite scaffold, engineered via compound techniques. *Polym Compos* 2010; 31(12): 2112-20.
- 14.** Liu X, Smith LA, Hu J, Ma PX. Biomimetic nanofibrous gelatin/apatite composite scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials* 2009; 30(12): 2252-8.
- 15.** Hafezi F, Hosseinnjad F, Fooladi AA, Mafi SM, Amiri A, Nourani MR. Transplantation of nano-bioglass/gelatin scaffold in a non-autogenous setting for bone regeneration in a rabbit ulna. *J Mater Sci Mater Med* 2012; 23(11): 2783-92.

Radiological Evaluation of Bone Regeneration Associated with Gel-Scaffold after Impacted Skull Defect in Dog

Seyyed Mohammad Hosseinipناه PhD¹, Maryam Bahramipour², Mohammad Nourani PhD³

Original Article

Abstract

Background: In this study, we radiologically evaluated the performance of gelatin nano-bioglass scaffold applied in Dog's skull defect.

Methods: Four young adult male dogs were chosen; then in the frontal bone of each one, two cavities with 0.5 mm diameter were created. The cavities were divided into 2 groups: control and gelatin scaffold. 4 and 8 weeks after surgery radiological assessment of bone formation was done by cone-beam computed tomography (CBCT).

Findings: Four young adult male dogs were chosen; then in the frontal bone of each one, two cavities with 0.5 mm diameter were created. The cavities were divided into 2 groups: control and gelatin scaffold. 4 and 8 weeks after surgery radiological assessment of bone formation was done by CBCT.

Conclusion: The results seem that during the time of this study, gel scaffold do not have any significant effect on the rate of bone regeneration compared to controls.

Keywords: Scaffold, Gel bioglass, Dog

Citation: Hosseinipناه SM, Bahramipour M, Nourani M. **Radiological Evaluation of Bone Regeneration Associated with Gel-Scaffold after Impacted Skull Defect in Dog.** J Isfahan Med Sch 2013; 31(231): 416-23

1- Assistant Professor, Department of Anatomical Science, School of Medicine, Hamadan University of Medical Sciences, Hamadan, Iran

2- MSc Student, Department Anatomical Science, School of Medicine, Hamadan University of Medical Sciences, Hamadan, Iran

3- Assistant Professor, Department of Anatomical Science, School of Medicine, Baqiyatollah University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Corresponding Author: Maryam Bahramipour, Email: maryambahrami54@yahoo.com