دانشور
پزشکی

دوماهنامه علمی–پژوهشی
دانشگاه شاهد
سال هفدهم– شماره ۸۷
تیر ۱۳۸۹

وصول: ۸۹/۱/۱۴
آخرین اصلاحات: ۸۹/۴/۲۶
پذیرش: ۸۹/۵/۲

مقایسه رادیوگرافیک بایومتریال "HECBMG" با "DBM" بر میزان ترمیم نقائص استخوان الوئولار انسان

دکتر حسین شاهون

۱- مقایسه رادیوگرافیک بایومتریال "HECBMG" با "DBM" بر میزان ترمیم نقائص استخوان الوئولار انسان استادیار و مدیرگروه دپارتمان جراحی فک و صورت دانشکده دندانپزشکی شاهد

* نویسنده مسئول: **E-mail: shahoonh@yahoo.com**

چکیده:

مقدمه و هدف: یکی از نگرانی‌های مهم پزشک و بیمار ترمیم استخوان از دست‌رفته در اثر عوامل گوناگون است. در این راستا موادی که دارای خاصیت القا و هدایت استخوان‌سازی هستند از جایگاه ویژه‌ای برخوردارند. هدف از این پژوهش، مطالعه و بررسی رادیوگرافیک روند ترمیم ضایعات ایجادشده در استخوان انسان پس از کاشت داربست ژلاتینه استخوان انسانی (**HECBMG**) و داربست استخوانی فاقد مواد معدنی (**DBM**) ساخت شرکت همانندساز بافت کیش در محل ضایعه ناشی از کشیدن دندان و مقایسه میزان استخوان ساخته‌شده با این بایومتریال‌ها است.

مواد و روش کار: جامعه آماری شامل تمام دندان‌های کشیده‌شده از یک گروه بوده و نمونه-ها به صورت تصادفی به سه گروه تقسیم شدند. در گروه اصلی، ۲ میلی‌گرم (**HECBMG**) جای‌گذاری شد. در گروه کنترل مثبت نیز ۲ میلی‌گرم (**DBM**) در محل ضایعه قرار داده شد. در گروه سوم که گروه کنترل منفی بود، هیچ ماده‌ای قرار داده نشد. میزان تشکیل استخوان در ماه اول و دوم و چهارم تعیین و با نرم‌افزار spss و آزمون فریدمن ارزیابی شد.

نتایج: اختلاف معناداری درکوتاه مدت در میزان ترمیم استخوان در مقایسه با یکدیگر دیده نشد. در نمونه‌های کاشت **HECBMG** با نمونه‌های گروه کنترل منفی **$P<0.05$** و نمونه‌های **DBM** با این گروه **$P<0.03$** بود.

نتیجه‌گیری: در نمونه‌های گروه مورد استخوان ساخته‌شده توسط **HECBMG** از کیفیت بالایی برخوردار است و چگالی استخوان تشکیل شده مشابه استخوان سالم اطراف است.

واژگان کلیدی: ماتریکس ژلاتینه استخوان انسانی، داربست استخوانی فاقد مواد معدنی، دیفکت استخوانی.

Archive of SID
www.SID.ir

مقدمه

زمانی که بافت استخوانی به دلایل گوناگون از جمله عمل جراحی، ضربه، تومور و کیست دچار نقص و ضایعه می‌شود، ترمیم ناحیه نقص استخوانی با رشد بافت همبند به محل، دچار اختلال می‌شود که این عمل از تشکیل بافت‌های جدید استخوانی جلوگیری می‌کند (۲و۱).

در ناحیه ایجاد نقص استخوانی می‌تواند از رشد بافت استخوانی ممانعت کرده و مشکلات زیادی در پی داشته باشد (۳). پژوهش‌گران زیادی به دنبال راه‌های مختلف برای برطرف کردن این مشکلات برآمده‌اند که ساخت بایومتریال‌های مشتق از بافت استخوان برای ترمیم نقایص استخوانی را می‌توان مهم‌ترین دستاورد این تحقیقات دانست. در جراحی‌های فک و صورت، برای ترمیم نقایص استخوانی از پیوندهای استخوانی خودی (Autogen) یا طیف وسیعی از مواد مصنوعی جایگزین شونده پیوندهای استخوانی(Allogen) استفاده می‌شود (۵،٤). از آنجا که استخوان‌ها از نظر ظاهر مرئی، ذره‌بینی و سلول‌شناسی و نیز محتویات زیست- شیمیایی با یک‌دیگر تفاوت دارند، ساخته‌شدن و تکامل آن‌ها نیز بسته به این تغییرات، دستخوش تغییر و دگرگونی می-شود (۷،٦). پیشرفت‌هایی که به تازگی در زمینه زیست-شناسی سلول‌های استخوانی انجام گرفته، نشان می‌دهد، داربست خارج‌سلاما سلول‌های استخوانی، محتوی مواد القاءکننده و فعال‌کننده‌های رشدی است که عملکرد این سلول‌ها را هنگام استخوان‌سازی یا ترمیم ضایعات تنظیم می‌کنند (۸،۹). با توجه به محدودیت استفاده از پیوندهای استخوانی، امروزه از موادی به‌عنوان جایگزین استفاده می‌شود که پس از کاشت در محل ضایعات استخوانی، باعث القاء تمایز سلول‌های مزانشیمی‌تمایزنیافته در محل ضایعه، به سلول‌های غضروفی یا سلول‌های استخوانی نابالغ و به دنبال آن ترمیم موفقیت‌آمیز نقایص می‌شوند (۵،٤،۳).

داربست استخوانی فاقد مواد معدنی (Demineralized Bone Matrix) DBM و ژلاتین ماده زمینه‌ای استخوان BMG (Bone Matrix Gelatin) و پروتئین‌های القاکننده استخوان‌سازی BMPs (Bone Morphogenetic Proteins) موجود در آن‌ها، یکی از بهترین این دسته از مواد هستند که در سالیان اخیر به‌عنوان عوامل هدایت‌کننده استخوان‌سازی مطرح شده و از کاربرد بالینی گسترده‌ای برخوردارند (۱۰،۳،٦). تحقیقات نشان داده است، داربست استخوانی فاقد مواد معدنی (DBM) با توجه به منشأ اولیه آن، پس از کاشت در محل ضایعات استخوانی از هر دو روش معمول استخوان‌سازی، آغاز به ترمیم ضایعه استخوانی می‌کند (۱۳، ۱۲، ۱۱). ژلاتین ماده زمینه‌ای استخوان (BMG) از نظر ویژگی‌های زیست‌شناختی مانند «TGFβ» عمل می‌کند (۱٤و۱۵). با توجه به اهمیت روند ترمیم نقایص استخوانی، اهمیت پاسخ سلولی و منشأ سلول‌های استخوان‌ساز و همچنین قابلیت تحریک سلول‌های مزانشیمال تمایز نیافته، نویسنده مقاله پس از انجام تحقیقات زیاد موفق به تولید HECBMG (Human Endochondral Bone Matrix Gelatin) ژلاتین ماتریکس استخوانی با منشأ انسانی شد. از آنجا که این بایومتریال جدید مراحل آزمایشگاهی INVITRO وEXVIVO رابا موفقیت پشت سر گذاشته است (۵۱ و۵۲)، بر آن شدیم تا خاصیت استئواینداکتیو این ماده را روی نمونه‌های انسانی بررسی کنیم. با توجه به بررسی‌های فراوان انجام شده روی DBM و تأیید اثر آن در ترمیم نقائص استخوانی و از آنجا که ادعا داریم، بایومتریال HECBMG حداقل اثر استئواینداکتیو مشابهی با DBM (به عنوان Gold Standard) دارد، که روزمره جراحان استخوان آن را به کار می‌برند، تصمیم به مقایسه این دو بایومتریال گرفتیم تا ارزیابی شود، کدامیک از این دو ماده توانایی ساخت استخوانی باکیفیت و کمیت بهتری میباشد.

Archive of SID

www.SID.ir

مواد و روش‌ها

الف. طرز تهیه مواد

نخست ژلاتین ماده زمینه‌ای داخل غضروفی استخوان انسان (HBMG) از نمونه انسانی طبق مراحل زیر آماده می‌شود:

- تهیه شفت استخوان هومروس (Diaphyse) از بانک استخوان بیمارستان امام خمینی؛
- نگهداری آن در دمای ۷۰- درجه سانتی‌گراد و انجام آزمایش‌های SCREENING؛
- خرد کردن استخوان به صورت چیپس و پاک کردن آن از بافت‌های نرم.
- سپس مراحل زیر برای چربی‌زدایی و دکلسیفیکاسیون و حذف میکرومینرال‌ها به ترتیب زیرانجام می‌شود.
- استفاده از محلول کلروفرم/ متانول به نسبت ۱:۱ به مدت ٤ ساعت در دمای ۲۵ درجه سانتی‌گراد.
- استفاده از محلول اسیدکلریدریک (۰/٦ نرمال) با دو بار تعویض (هر ۱۲ ساعت یک‌بار) در دمای ۲ درجه سانتی‌گراد؛
- استفاده از محلول کلریدکلسیم (۰/٦ نرمال) با دو بار تعویض (هر ۱۲ ساعت یک بار) در دمای ۲ درجه سانتی‌گراد؛
- استفاده از محلول Etylen Diamin Tetraacetic Acid (EDTA) نیم‌مولار به مدت ٤ ساعت در دمای ۲ درجه سانتی‌گراد؛
- استفاده از محلول کلریدلیتیم ۸ مولار به مدت ۲٤ ساعت در دمای ۲ درجه سانتی‌گراد؛
- استفاده از آب مقطر به مدت ٤ ساعت در دمای ۵۵ درجه سانتی‌گراد؛
- در نهایت تهیه HECBMG با انجام پروسه‌های فوق و آسیاب کردن آن با استفاده از نیتروژن مایع با ابعاد ۳۰۰ تا ۵۰۰ میکرون (۵۲، ۵۱).

این توضیح لازم است که در حدفاصل هر یک از مراحل، قطعات استخوانی با آب‌مقطر استریل شست‌وشو داده‌شده و در پایان نیز برای انجام استریلیزاسیون ماده، آن را در یک محیط بسته به مدت ۳۰ دقیقه در مجاورت بخارات حاصل از پراکسیدهیدروژن قرار داده تا علاوه بر حفظ کامل فاکتورها و عوامل رشد، استریل شود.

داربست استخوانی فاقد مواد معدنی (DBM) نیز از شرکت همانند ساز بافت کیش تهیه شد.

ب. حجم نمونه

پژوهش به شیوه تجربی و متقاطع انجام شد. جمع‌آوری داده‌ها در دانشگاه شاهد با روش مشاهده رادیوگرافی به عمل آمد. جامعه آماری شامل تمامی دندان‌های کشیده‌شده از یک گروه (گروه‌بندی دندان‌ها به اینسایزورها، کانین، پره‌مولر و مولر) و نقص استخوانی بجا مانده بود که صاحبان آن‌ها موافقت کتبی خود را برای همکاری با طرح اعلام کرده بودند. روش نمونه‌گیری نیز به‌صورت تخصیص نمونه‌ها به‌طور تصادفی، یک در میان و چپ و راست بود. براساس بررسی مطالعات قبلی تعداد ۲۰ نفرشامل ٦۰ نمونه که به‌طور تصادفی به سه گروه مورد، کنترل مثبت و کنترل منفی تقسیم‌بندی شد، انتخاب شدند. این افراد از میان مراجعه‌کنندگان به بخش جراحی دهان، فک و صورت دانشکده دندانپزشکی شاهد که داوطلب خارج کردن دندان به‌صورت دوطرفه و قرینه (از یک فک) بودند، انتخاب شدند. تمامی نمونه‌های انتخاب‌شده دارای شرایط لازم برای انجام این پژوهش بودند. این شرایط شامل سلامت سیستمیک، عدم مصرف هرگونه دخانیات، عدم مصرف مشروبات الکلی، عدم ابتلا به بیماری‌های تضعیف‌کننده سیستم ایمنی و بیماری‌های استخوانی بود.

ج. نحوه عمل جراحی و کاشت مواد

جراحی‌ها با رعایت کامل اصول کنترل عفونت انجام شد. پس از بی‌حس کردن کامل موضع جراحی، ناحیه خارجی به وسیله بتادین ضدعفونی شده و محیط دهان نیز با دهانشویه کلرهگزیدین شستشو داده شد. سپس اقدام به خارج کردن دندان‌های موردنظر شد. دندان‌ها با حداقل تروما خارج شد، چراکه ترومای حین خارج کردن دندان (مخاط و استخوان) در ترمیم متعاقب ناحیه تأثیر مستقیم خواهد داشت. پس از خارج کردن دندان،

Archive of SID

www.SID.ir

حفره دندانی به دقت با سرم فیزیولوژی استریل شست‌وشو داده شد تا اطمینان حاصل شود، هیچ‌گونه جسم خارجی و خورده استخوانی در حفره باقی نمانده باشد. در گروه مورد، ۲ گرم از بایومتریال HECBMG در حفره نقص استخوانی جایگذاری شد، در گروه کنترل مثبت نیز میزان مساوی از بایومتریال DBM کاشته شد و در گروه کنترل منفی هیچ ماده‌ای قرار داده نشد تا استخوان روند طبیعی ترمیم را طی کند. در تمامی‌نمونه-ها در ناحیه کاشت مواد برای جلوگیری از جابه‌جایی و خارج شدن ذرات، پوشش مخصوص کنترل خونریزی (Gelfoam) و به کار برده شد. سپس مخاط با نخ جراحی قابل جذب بخیه شد. در نمونه‌های گروه کنترل منفی حفره فقط شست‌وشو داده شد، به وسیله Gelfoam پوشیده و بخیه شد.

د. ارزیابی رادیوگرافیک

به منظور ارزیابی‌های بعدی و مقایسه تأثیر دونوع بیوماتریال HECBMG وDBM، هر یک از نمونه‌ها در چهار نوبت تحت عکس‌برداری رادیوگرافیک قرار گرفتند که به ترتیب در زمان‌های؛ روز اول و ۱ ماه پس از جای‌گذاری، دو ماه پس از جای‌گذاری و آخرین مرحله نیز چهار ماه پس از قرار دادن بایومتریال‌ها در حفره استخوانی بود. برای انجام کار از روش رادیوگرافی موازی با فیلم‌های داخل دهانی پری‌اپیکال E-speed ساخت کارخانه Kodak و با استفاده از دستگاه داخل دهانی Planmeca prostyleبا کولیماتور متوسط (۳۰cm) تحت Kvp متغیر صورت گرفت. در این پژوهش روش رادیوگرافی موازی به کار گرفته شد تا در پایان اندازه ثبت شده در عکس‌ها تا حد امکان به اندازه واقعی نزدیک باشد. در پایان از هر کدام از عکس‌ها یک اسکن کامپیوتری تهیه و آنالیز شد. برای این منظور دو پارامتر در نظر گرفته شد. اولین پارامتر شامل دانسیته استخوان تشکیل‌شده و پارامتر دیگر میزان استخوان تشکیل‌شده در فواصل زمانی ۱ماه، ۲ ماه و ٤ماه پس از کاشت بایومتریال‌ها بود. تمامی اطلاعات جمع‌آوری‌شده شامل فیلم‌های رادیوگرافی و اسکن کامپیوتری با ۲ مشاهده‌گر (Observer) در فاصله ۱ هفته بررسی و در پایان نتایج با نرم‌افزار spss و آزمون فریدمن ارزیابی شد.

نتایج

رادیوگرافی‌های به دست آمده از نمونه‌ها شامل عکس و اسکن کامپیوتری با ۲ مشاهده‌گر (Observer) و در دو زمان متفاوت با فاصله زمانی یک هفته ارزیابی شد. توافق بین مشاهده‌گرها Intra Observer Viewer Agreements (توافق درون‌گروهی) در حد خوب (٦٤ درصد) و Inter Observer Viewer Agreements (توافق بین‌گروهی) در حد عالی (۷۸,۹ درصد) ارزیابی شد. در این پژوهش داده‌های به دست آمده دو بار و نتیجه حاصله به لحاظ تکرارپذیری بسیار خوب ارزیابی شد.

مشاهدات روز اول: به دلیل این که در گروه مورد و گروه کنترل مثبت از بایومتریال دمینرالیزه استفاده شد و در گروه کنترل منفی نیز هیچ بایومتریالی به کار برده نشد، تمامی‌حفرات نقص استخوانی در فیلم‌های رادیوگرافی با مشاهده‌گرها کاملاً لوسنت تشخیص داده شد.

مشاهدات ماه اول: مشاهده فیلم‌های رادیوگرافی پس از پایان ماه اول نشان از پیشرفت قابل دیده تشکیل استخوان در گروه مورد و گروه کنترل مثبت داشت. براساس تشخیص و گزارش مشاهده‌گرها از گرافی‌های ماه اول، میزان استخوان ساخته‌شده در گروه‌های کاشت بایومتریال به طور قابل دیده‌ای بیشتر از گروه کنترل منفی بود. آنالیز توصیفی مشاهده‌گرها نشان داد، استخوان ساخته شده در پایان ماه اول در تمامی‌گروه‌ها از نوع لوسنت است. در تحلیل آماری مقایسه تأثیر دو ماده HECBMG و DBM (به ترتیب در نمونه‌های گروه مورد و کنترل مثبت) تفاوت معناداری به دست نیامد (P>0.005). با این حال هنگامی که هر یک از بایومتریال-های HECBMG یا DBM به طور جداگانه با گروه کنترل منفی مقایسه شد، این اختلاف معنادار بود. در مقایسه

Archive of SID

www.SID.ir

گروه مورد با گروه کنترل منفی P≈0.003 و گروه کنترل مثبت با گروه کنترل منفی P≈0.002 بود که نشان از تأثیر موفقیت‌آمیز این بایومتریال‌ها در ترمیم بیشتر و سریع‌تر حفره نقص استخوان در نمونه‌ها داشت. اگرچه در مقایسه بایومتریال‌های HECBMG و DBM تفاوت آماری معنادار در پروسه کلی ساخت استخوان وجود نداشت اما در میزان اپسیته استخوان تشکیل شده با HECBMG در مقایسه با DBM این تفاوت آشکار بود. استخوان ساخته‌شده در ناحیه کاشت HECBMG از اپسیته بالاتر و دانسیته بیشتر نسبت به استخوان ساخته‌شده در ناحیه کاشت DBM برخوردار بود(تصویر۱).

مشاهدات ماه دوم: نتایج به دست آمده در پایان ماه دوم، نتایج ماه اول را تأیید می‌کرد. آنالیز آماری اطلاعات ماه دوم نیز نشان از اختلاف معنادار آماری در مقایسه هر یک از گروه‌های HECBMG و DBM با گروه کنترل منفی داشت (P<0.05). همان‌طور که انتظار می‌رفت، در مشاهدات پایان ماه دوم نیز در مقایسه تأثیر بایومتریال‌های HECBMG و DBM تفاوت آماری معناداری در پروسه کلی ساخت استخوان وجود نداشت اما در میزان اپسیته استخوان تشکیل‌شده با HECBMG در مقایسه با DBM این تفاوت معنادار بود. نتایج ارزیابی اسکن کامپیوتری فیلم‌ها که با دو مشاهده‌گر و در فاصله زمانی متفاوت صورت گرفت، نشان داد استخوان ساخته‌شده در ناحیه کاشت HECBMG از تراکم بالاتر و دانسیته بیشتر نسبت به استخوان ساخته‌شده در محل کاشت DBM برخوردار است. در آنالیز توصیفی رادیوگرافی‌های پایان ماه دوم که در تک‌تک نمونه‌ها به‌طور جداگانه انجام گرفت، مشخص شد در نمونه‌های گروه مورد بیشترین استخوان مشاهده‌شده از نوع Mixed Lucent است که تشکیل این نوع استخوان پس از گذشت تنها دو ماه از ایجاد نقص، نشان از ترمیم بسیار موفق استخوان ناحیه دارد. در گروه کنترل مثبت نمونه‌های Completely Lucent و Mixed Lucent تقریباً به یک اندازه بود که در این گروه نیز نشان از ترمیم موفق ناحیه داشت. در نمونه‌های گروه کنترل منفی استخوان تشکیل‌شده در ناحیه نقص استخوانی به طور کامل از نوع Completely Lucent بود (تصویر۲).

مشاهدات ماه چهارم: نتایج به دست آمده در پایان ماه چهارم نیز نتایج قبلی را تأیید می‌کرد. آنالیز آماری اطلاعات ماه چهارم نیز نشان از اختلاف معنادار در مقایسه هر یک از گروه‌های HECBMG و DBM با گروه کنترل منفی داشت (P<0.05). در آنالیز توصیفی این گرافی‌ها که در تک تک نمونه‌ها به طور جداگانه انجام گرفت، مشخص شد در نمونه‌های گروه مورد بیشترین استخوان مشاهده‌شده از نوع Completely Opaque است که تشکیل این نوع استخوان پس از گذشت چهار ماه از ایجاد نقص، نشان از ترمیم کاملاً موفق استخوان ناحیه دارد. در گروه کنترل مثبت نیز بیشتر نمونه‌ها ترمیم استخوان نوع Completely Opaque را دارا بودند که در این گروه نیز نشان از ترمیم موفق ناحیه داشت. در نمونه‌های گروه کنترل منفی استخوان تشکیل‌شده در ناحیه نقص استخوانی بیشتر از نوع Mixed Opaque بود (تصویر۳).

بحث

تشکیل استخوان در دو مرحله مجزا صورت می‌گیرد. اولین مرحله تشکیل استئوئید (تولید ماتریکس آلی) و مرحله پس معدنی‌شدن (رسوب کریستال‌های هیدروکسی آپاتیت) بر ماتریکس آلی است. ماتریکس آلی که استئوبلاست‌ها آن را می‌سازند طی دو مرحله، معدنی می‌شود. در طی روند معدنی شدن، یون‌های کلسیم و فسفات در ماتریکس آلی رسوب می‌کنند که به این مجموعه‌های کلسیم و فسفات از نظر شیمیایی، کریستال‌های هیدروکسی‌آپاتیت گفته می‌شود. مکانیسم دقیق جریان معدنی شدن ناشناخته است. روند معدنی‌شدن استخوان در دو مرحله صورت می‌گیرد. طی مرحله مینرالیزاسیون اولیه حدود ۷۰ درصد مواد معدنی که در استخوان زنده بالغ یافت می‌شود، توسط استئوبلاست‌ها در استوئید رسوب می‌کنند. این مرحله حدود یک هفته به طول می‌انجامد. مرحله مینرالیزاسیون ثانویه که پدیده رشد کریستال‌ها بدون دخالت سلول است، طی مدتی

Archive of SID

www.SID.ir

حدود ۸ ماه صورت می‌گیرد و ۳۰ درصد باقی‌مانده مواد معدنی در این مرحله در استخوان رسوب می‌کنند (۱۷). سلامت عمومی‌در ریمادلینگ مطلوب استخوان دارای اهمیت است (۱۸). یک بایومتریال ایده‌آل برای کاربرد ترمیم استخوان باید ویژگی‌های زیر را دارا باشد:

سازگاری زیستی مناسب برای جلوگیری از پس‌زدن توسط سیستم ایمنی؛

خصوصیات شیمیایی سطحی برای چسبیدن سلول‌ها؛

ساختار سه‌بعدی متخلخل برای رشد سلول‌ها به داخل آن یا اینتگریشن بافت و یا ایمپلنت؛

استحکام مکانیکی که با بافت میزبان تا حد نیاز هماهنگی داشته باشد و هماهنگی بین سرعت جذب مواد قابل جذب با سرعت رسوب ماتریکس در ناحیه (۱۹و۲۰).

در کوشش برای تحریک استخوان‌سازی تاکنون روش‌های گوناگونی به کار گرفته شده است. متداول‌ترین روش برای این منظور، پیوند استخوان است. جراحان به‌طور شایع از گرفت‌های استخوان اسفنجی، کورتیکال یا کورتیکوکانسلوس برای تحریک ترمیم و جایگزینی استخوان از دست‌رفته استفاده می‌کنند. اتوگرفت شایع‌ترین عمل پیوند استخوان بین جراحان به شمار می‌آید. اتوگرفت حاوی سلول‌هایی است که به صورت بالقوه و مستقیم می‌توانند استخوان جدید تشکیل دهند. در بیشتر گرفت‌ها فقط سلول‌های نزدیک به سطح، زنده مانده، توانایی بالقوه آن‌ها در تشکیل استخوان جدید باقی می‌ماند. اتوگرفت‌ها مزیت حفظ قابلیت حیات سلول‌های استخوان و برخی از سلول‌های نسج نرم اطراف سلول‌های پریوستئال را دارند. پیوند مغز استخوان اتولوگ شیوه دیگر تحریک ترمیم استخوان است. مغز استخوان حاوی سلول‌های مزانشیمی است که می‌تواند به استئوبلاست تمایز و تشکیل استخوان بدهند (۲۱). محققان با استفاده از ماتریکس استخوانی دمینرالیزه توانستند سلول‌های مزانشیمال را به استئوبلاست و کندروبلاست و تشکیل استخوان جدید تحریک کنند که به نظر می‌رسد، این اثرات تحریکی مربوط به فاکتورهای مورفوژنیک موضعی باشد که در اثر دمینرالیزه‌شدن ماتریکس استخوانی تجمع یافته‌اند (۲۳). پژوهش‌گران به دنبال استفاده از موادی با بهترین و مؤثرترین و کم‌مشکل‌ترین خصوصیات هستند که از این مواد می‌توان به BMG و DBM اشاره کرد. با توجه به نیاز جامعه درمانی امروز به انواع پیوندهای استخوانی و این که اتوگرفت بهترین نوع گرفت به شمار می‌آید که به دلیل داشتن مشکلاتی از قبیل محدودیت فرد دهنده، افزایش طول دوره بهبودی و تحمل جراحی اضافی و احتمال مرگ و میر به طور حتم اگر بیومتریالی موجود باشد که در عین داشتن تمامی‌خصوصیات اتوگرفت از مشکلات فوق اجتناب شود، بسیار مفید و ارزشمند خواهد بود. به همین دلیل، تصمیم گرفتیم بایومتریال HECBMG را که با یک روش جدید از نمونه استخوان انسان تهیه کردیم و تمام مراحل آزمایشگاهی INVITRO، آزمایش‌های حیوانی INVIVO، Screening لابراتواری و عدم سمیت روی آن انجام شده و نتایج به دست آمده نیز کاملاً رضایت‌بخش بوده است (51,52,53). با اخذ مجوز از کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه شاهد و کسب تأییدیه از معاونت پژوهشی و فناوری وزارت بهداشت و درمان در نمونه انسانی مورد آزمون قرار دهیم تا در صورت انجام موفقیت‌آمیز مرحله نهایی ارزیابی این بایومتریال جدید در ترمیم نقایص استخوان، به صورت ماده مصرفی یا دارو در اختیار بیماران قرار گیرد. در این پژوهش کیفیت استخوان‌سازی با دو روش استفاده از ژلاتین ماده زمینه‌ای استخوان انسان (HECBMG) و استفاده از DBM بررسی و مقایسه شد. این بررسی‌ها به صورت رادیوگرافیک در روز اول و ماه‌های ۱، ۲ و٤ پس از عمل انجام شد. نوع انسانی BMG برای اولین بار است در ایران تولید می‌شود و در تحقیقاتی که تاکنون انجام شده است از BMG خرگوش (۲۶،۲۷)، موش صحرایی (۲۷،۲۸)، گربه (۲۹) و سگ (۳۰) در ترمیم دیفکت‌های استخوانی همین حیوانات به‌عنوان BMG خودی به کار برده شده است. حال آن که برای ترمیم نقایص استخوانی انسان به وجود ماده‌ای از

Archive of SID

www.SID.ir

بدن خود انسان نیاز است تا در عین داشتن بیشترین سازگاری، دارای فاکتورهای موردنیاز برای ترمیم هر چه سریع‌تر و بهتر در انسان باشد. چنان‌که Yin در سال ۲۰۰۵ (۳۱)، Jin در سال ۱۹۹۷ (۳۲) و Hu در سال ۱۹۹۳ (۳۳) نیز در مطالعات از این ماده پیوندی انسانی استفاده کردند.

خاصیت القایی BMG و DBM مورد تأیید بسیاری از محققان بوده است. Urist در سال ۱۹۸۳ (۳٤)، Reddi در سال۱۹۸۷ (۳۵)، Yamashita و Takagi در سال۱۹۹۲ (۳٦)، Linden در سال۱۹۷۵ (۳۷)، Glowacki در سال ۱۹۸۱ (۳۸)، Tiedman در سال ۱۹۹۱ (۳۹)، Guizzard در سال ۱۹۹۲ (٤۰)، Carl در سال ۱۹۹۳ (٤۱)، kleinschmidt در سال ۱۹۹۳ (٤۲)، chakkalakal در سال ۱۹۹٤ (٤۳)، zhang در سال ۱۹۹۷ (٤٤)، Jin در سال ۱۹۹۱ (٤۵)، Yamashita در سال ۱۹۹۱ (٤٦)، Hu در سال ۲۰۰۲ (٤۷)، Bai در سال ۲۰۰۰ (٤۸)، Yu-Chen در سال ۲۰۰٤ (٤۷)، Geng در سال ۲۰۰۵ (٤۹)، شاهون و بیات در سال ۱۳۸۱ (۲۷) و حاج رسولی در سال ۱۳۸۵ (۲۸) همگی اثر القایی BMG و DBM را در ساخت استخوان مورد تأیید قرار داده‌اند.

Geng و همکارانش در سال ۲۰۰۵ نتیجه گرفتند، استئوپروز، کارآمدی BMG را در ترمیم نقایص استخوانی کاهش می‌دهد. بدین معنی که منبعی که از آن BMG تهیه می‌شود، نباید دچار استئوپروز یا بیماری‌های دیگر استخوانی باشد که این مورد در پژوهش ما نیز مد نظر قرار گرفت. شاهون، مشهدی عباس و شهروی طی پژوهشی تأثیر HECBMG را در حیوان آزمایشگاهی RAT بررسی کرده و اثر استئواینداکتیو آن را با بافت خودی RAT مورد مقایسه هیستولوژیک و رادیوگرافیک قرار دادند(۵۱). به دلیل استفاده از نمونه‌های انسانی در این پژوهش، گرچه برای بررسی‌های دقیق‌تر و طولانی‌تر و نیز مطالعات بافت‌شناسی با محدودیت روبه‌رو بودیم. بررسی رادیوگرافیک نمونه‌ها اطلاعات به نسبت دقیقی از چگونگی تشکیل استخوان با استفاده از HECBMG یا DBM در اختیار ما قرار داد. دو متخصص رادیولوژی به‌عنوان مشاهده‌گر رادیوگرافی‌ها مورد را ارزیابی و تجزیه و تحلیل قرار دادند. شاهون در پژوهش مقایسه HECBMG با اتوگرفت در RAT، در مطالعات هیستولوژیک، کلسیفیکاسیون در ناحیه پس از گذشت دو هفته از کاشت مواد را گزارش کرد (۵۱). نکته قابل توجه در مطالعه شاهون این بود که در بررسی رادیوگرافی‌ها تغییر شکل استخوان‌سازی در حفرات حاوی HECBMG نسبت به مکانیسم طبیعی ترمیم استخوان مشاهده شد، به طوری که براساس مشاهدات وی در حفرات حاوی HECBMG ترمیم استخوان از مرکز حفره به سمت حاشیه بوده و این استخوان اپک‌تر از استخوان اسفنجی سالم اطراف است. حال آن‌که در حفرات خالی، ترمیم استخوان از اطراف حفره به سمت مرکز حفره گسترش یافته و رادیواپسیته استخوان جدید مشابه استخوان سالم اطراف یا اندکی رادیولوسنت‌تر از آن است (۵۲). در بررسی فیلم‌های رادیوگرافی در پژوهش ما نیز این مورد قابل مشاهده بود. این ویژگی HECBMG در ترمیم حفره‌های نقص استخوانی ناشی از کشیده‌شدن دندان می‌تواند بسیار کارآمد و مفید فایده باشد. امروزه درمان ایمپلنت به یکی از درمان‌های اصلی در دندانپزشکی تبدیل شده است و تقاضا برای دریافت این نوع درمان نیز بین بیماران افزایش چشمگیری پیدا کرده است. یکی از چالش‌های مهم میان جراحان و دندانپزشکان برای درمان ایمپلنت نیز میزان استخوان باقی‌مانده است. همچنین برای سایر درمان‌ها میزان استخوان کافی از شروط اصلی موفقیت درمان به شمار می‌آید. با توجه به تمامی‌این موارد، مشخص می‌شود، حفظ استخوان الوئول فک در ناحیه دندان از دست‌رفته از چه اهمیت زیادی برخوردار است و با یک درمان پیشگیرانه خوب و آسان می‌توان از بروز مشکلات حاد بعدی جلوگیری کرد. HECBMG با توجه به خصوصیاتی که قبلاً ذکر شد، می‌تواند به‌عنوان یک بیوماتریال ایده‌آل برای این منظور استفاده شود. Yamashita و Takagi در سال ۱۹۹۲ در بررسی هیستولوژیک در ناحیه کاشت BMG، ترکیبات هیدروکسی‌آپاتیت و افزایش میزان کلسیم را در روز ۱۵

Archive of SID

www.SID.ir

در حفرات حاوی BMG مشاهده کردند (۳۶و۳). این محققان سلول‌های التهابی مزمن زیادی در اطراف BMG و دیدند و اعلام کردند، BMG نه تنها به‌عنوان حامل و انتقال‌دهنده BMP-2 به نسوج اطراف عمل می‌کند، بلکه به دلیل دارابودن ماتریکس استخوانی، محل ذخیره‌ای برای مواد معدنی است که برای تشکیل استخوان ضروری هستند (۳۶و۳). در تحقیقات Wang (۹)، Urist (۱۶)،Glowacki (۳۸)، Zhang (٤٤)، سرگلزایی (۲۸)، حاج رسولی (۲۷) و شاهون (۲۷) نیز به این موضوع به‌طور واضح اشاره شده است. در بررسی رادیوگرافیک نمونه‌ها در پایان دوره چهار ماهه پژوهش، پرشدن کامل هر دو حفره استخوانی حاوی HECBMG و DBM از استخوان به طور کامل مشهود است. روند تشکیل استخوان در حفرات حاوی HECBMG با حفرات حاوی DBM تفاوت دارد. هرچند استخوان ساخته‌شده در هر دو گروه HECBMG و DBM نمای کاملاً بالغی دارد (Completely Opaque) اما استخوان ساخته‌شده در گروه مورد، اپسیته بیشتری نسبت به گروه کنترل مثبت دارد. شاید دلیل اپسیته بیشتر حفرات HECBMG در نمای رادیوگرافیک وجود بافت پرسلول استخوانی باشد که در مطالعات هیستوپاتولوژیک در پژوهش شاهون به اثبات رسیده است (۵۱). این در حالی است که در حفرات گروه کنترل منفی فاقد گرفت، نمای کلی حفرات مشابه استخوان اطراف و اندکی لوسنت‌تر است. در بیشتر نمونه‌های HECBMG و DBM بافت استخوانی کاملاً بالغ شده و فضای مغز استخوان مشابه بافت‌های سالم اطراف است. یاسکو در سال ۱۹۹۷و Bai در سال ۲۰۰۰ (٤٨) اظهار داشتند، ماده پیوندی BMG بهتر از اتوگرفت یا اسفنج ژلاتینی موجب القاء استخوان‌سازی می‌شود. در تحقیق ما HECBMG با DBM مقایسه شد و در پایان زمان مطالعه (پایان ماه چهارم) در بررسی‌های رادیوگرافیک ضایعات، تفاوت آماری معناداری بین DBM و HECBMG مشاهده نشد. میزان استخوان‌سازی با هر دو ماده مشابه یک‌دیگر بود اما در بررسی نمای رادیوگرافیک ضایعات، تفاوت معنادار در میزان اپاسیته حفرات دارای HECBMG در مقایسه با انواع دارای DBM و بدون گرفت به دست آمد که دلیل آن پیش‌تر توضیح داده شد. در این پژوهش، مشاهدات رادیوگرافی نشان داد، استخوان ساخته‌شده در حفرات کاشت DBM نیز از دانسیته بالایی برخوردار بودند. از سویی باید توجه داشت، بدون وجود هر نوع ماده القاءکننده ساخت استخوان، ضایعات استخوانی با اندازه‌های کوچک و متوسط با گذشت زمان به خودی خود نیز بهبود پیدا می‌کنند، چنانچه Hue در سال ۱۹۹۳ در مطالعه‌ای با استفاده از BMG و بدون کاربرد این ماده در محل شکستگی استخوانی متوجه شد، به‌طور معمول بهبود شکستگی استخوان در انسان بین ٤-۲ ماه به طول می‌انجامد. با این تفاوت که BMG موجب تسریع چشمگیر در بهبود و کاهش درد بیماران می‌شود. Jin نیز در سال ۱۹۹۷ تأثیر HECBMG را در ضایعات ایجادشده در استخوان انسان به دنبال جراحی تومورهای داخل استخوانی بررسی کرد و متوجه شد، ترمیم کامل استخوان ۲ تا ٦ ماه پس از عمل (بسته به استفاده از HECBMG یا عدم استفاده از این ماده) انجام خواهد شد. به طور کلی در پژوهش ما نیز در پایان چهار ماه به نظر می‌رسد در حفره‌هایی که هیچ نوع ماده‌ای قرار داده نشد، ترمیم به نسبت کاملی صورت گرفت، اما همان‌طور که در مطالب قبلی عنوان شد، زمانی که بافت استخوانی به دلایل گوناگون از جمله عمل جراحی، ضربه، تومور و کیست دچار نقص و ضایعه می‌شود ترمیم ناحیه نقص استخوانی با رشد بافت همبند به محل دچار اختلال می‌شود که این عمل از تشکیل بافت‌های جدید استخوانی جلوگیری می‌کند. هم‌چنین سبب انحراف آناتومی استخوان و در بعضی از بیماری‌ها سبب پیشرفت ضایعه خواهد شد. نقص استخوانی ناشی از کشیده‌شدن دندان نیز از این قاعده مستثنی نیست. رشد بافت همبند به داخل حفره از رشد کامل استخوان جلوگیری کرده و همین امر باعث می‌شود رشد استخوانی ناحیه هیچ‌وقت کامل نشده و نتواند به سطح قبلی بازگردد. همچنین به دلیل تشکیل استخوان ضعیف‌تر در محل، این ناحیه

Archive of SID

www.SID.ir

همواره مستعد تحلیل موضعی در برابر فشارهای حتی ضعیف خواهد بود. امروزه با توجه به بالا رفتن سطح آگاهی بیماران و به تبع آن بالا رفتن سطح توقعات آن‌ها، شاید نیاز به ماده‌ای که بتواند مشکلات را به حداقل برساند، بیشتر احساس می‌شود. به همین دلیل استفاده از HECBMG به دلیل پیشگیری از مشکلاتی همچون تحمل جراحی اضافه برای پیوند خودی، افزایش اضطراب برای بیمار و تحمل درد بیشتر، افزایش طول دوره بهبودی و از دست دادن خون زیاد حین جراحی و احتمال عفونت و... نسبت به درمان بدون گرفت در درمان بیماران دارای ضایعات استخوانی ارجح است.

نتیجه‌گیری

همان‌گونه که در این پژوهش مشخص شد، سرعت ترمیم ضایعات استخوانی در حفرات محتوی HECBMG تقریباً مشابه DBM است اما کیفیت استخوان ساخته شده در نمونه‌های HECBMG از نمونه‌های DBM بیشتر است. با استفاده از HECBMG یا انواع گرافت‌ها، تسریع استخوان‌سازی در ضایعات استخوانی کوچک یا متوسط به همراه کاهش علائم کلینیکی بهبود ضایعه در بیماران مشاهده می‌شود و این در حالی است که در نبود مواد پیوندی نیز ترمیم استخوان براساس سیستم دفاعی بدن فرد صورت می‌گیرد اما به نظر می‌رسد، کاربرد این مواد در حصول به استخوان با کیفیت بالاتر مؤثر است. HECBMG دارای خواص یک ماده پیوندی خوب در بین انواع مواد پیوندی است.

تشکر و قدردانی

از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه شاهد بدلیل حمایت مالی این پروژه و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه شاهد، شرکت همانندسازبافت کیش، کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه شاهد، معاونت محترم پژوهشی وزارت بهداشت و درمان و آموزش پزشکی و همچنین تمامی بیمارانی که تا انتها ما را در انجام این تحقیق یاری کردند، سپاسگزاری می‌کنیم.

منابع

1- Rosiris D, Marcos B, Abrao R, Maria A.Induction of osteogenesis by demineralized homologous and xenograft bone matrix.Acta Cirurgica Brasileira. 2003; 18(3):178-182.
2- Nelson L, Matuda F, Macedo L,Gonzalez M.B. Bone defect regeneration with bioactive glass implantation in rat.J. Appl. Oral Sci. 2004; 12(2): 137-143.
3- Yamashita K, Tagaki T: Ultrastractural observation of calcification preceding new bone formation induced by demineralized bone matrix gelatin. Acta Anat. 1992; 143: 261-267.
4- Perssok PE, Sisask G,Nilsson O:Indomethacin inhibits bone formation ininductive allografts but not in autografts:Studies in rat. Acta Orthop. 2005; 76(4):465-9.
5- Losee JE, Karmacharya J, Gannon FH,Slemp AE, Ong G. Reconstruction of the immature craniofacial skeleton with a carbonated calcium phosphate bone cement: interaction with bioresorbable mesh. J. Craniofac. Surg. 2003; 14(1):117-124.
6- Vehof JW, Takita H, Kuboki Y,Spauwen PH, Jansen JA. Histological characterization of the early stages ofbone morphogenetic protein-induced osteogenesis: J. Biomed. Mater. Res. 2002;61(3): 440-449.
7- Reddi AH, Weintraub S, Muthumaran N:Biologic principles of bone induction.Orthop. Clin. North Am, 1987; 18: 207-212.
8- Wang J, glimcher MJ: Characterization of matrix-induced osteogenesis in rat calvarial bone defects: I. Differences inthe cellular response to demineralized bone matrix implanted in calvarial defects and in subcutaneous sites. Calcif.Tissue Int, 1999; 65: 156-165.
9- Wang J, glimcher MJ: Characterization of matrix-induced osteogenesis in rat calvarial bone defects: II.Origins of bone forming cells. Calcif. Tissue Int, 1999; 65:486-493.
10- Peterson B, Whang PG, Iglesias R, Wang JC. Osteoinductivity of commercially available demineralized bone matrix. Preparation in a spine fusion model. J.Bone Joint Surg. Am. 2004; 86(10): 2243-50.
11- Scott Ck, James A. H, The matrix of endochondral bone differs from the matrix of intra membranous bone. Calcif.Tissue Int, 1991; 49: 349-354.
12- Rabie A.b.M, Lie Ken Jie R.K.P: Integration of endochondral bone grafts in the presence of demineralized bone matrix (DBM). Int. J. Oral Maxillofac. Surg, 1996; 25: 311-318.
13- Scott Ck, James A. H: Intramembranous bone matrix is osteoinductive. Anat. Rec,1994; 238: 23-30.
14- Suzuki O, Nakamura M, miyasakay, Kagayama M: Maclura pomifera agglutinin-binding glycoconjugate on converted apatite from synthetic octacalcium phosphate implanted into subperiosteal region of mouse calvaria. Bone and Mineral, 1993; 20: 151-166.
15- Sasano Y, Kamakura S, Nakamura M, Suzuki O: Subperiosteal implantation of octacalcium phosphate (OCP) stimulates both chondrogenesis and osteogenesis in the tibia, but only osteogenesis in the parietal bone of a rat. Anat. Rec, 1995; 242: 40-46.
16- Urist MR, Iwata H: Bone morphogenesis in implants of insoluble bone gelatin. Proc. Natl. Acad. Sic. USA, 1973; 70: 3511-3515.
17- Roberts. W.E.. Turley. P.K.. Brezniak. N.. Fielder. P.J. Implants: Bone physiology and metabolism. CDAJ 1987; 15: 54-61.

Archive of SID
www.SID.ir

18- bo S.. Ichida E.. Osseointegration and occlussal Rehabitation .1989 Quinteessence Publishing co.. Ltd;1991

19- Swathi Ravi, Zheng Qu, Elliot L. Chaikof. Polymeric Materials for Tissue Engineering of Arterial Substitutes. Vascular. 2009; 17(Suppl 1): S45–S54

20- Yoon-Jeong Choi. Insup Noh. Media tissue regeneration of the hybrid expanded polytetrafluoroethylene vascular graft via gelatin coating. Current Applied Physics.Volume 5, Issue 5, July 2005, Pages 463-467

21- Branemark P.I. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw.Experiance from a 10 year period Scand plast reconstr Surg 1977:16:1-13.

22- Shehadi S.I. Skull reconstruction with bone dust Br.j.plast surg 23:227,1970

23- Dahlin C; Linde A; Gottlow J; Nyman S.Healing of bone defects by guided tissue regeneration.Plastic and reconstructive surgery 1988;81(5):672-6.

24- Schaberg S.J. : Petri W.H.,Gregory E.W., Auclair P.I., Jacob ,E. A Comparison of Freeze – Dried Allogenic and Frash Autologous Vascularized Rib Grafts in Dog Radial Discontinuity Defects. J. Oral Maxillofac. Surg. 1970; 23:227

25- Thilander B., Stenstrom S. Maxillary Growth After Implantation of Surgical in Clefts of the Maxilaa J. Plast. Reconstr. Surg 1974;8:52.

26- Sobhani A, Kazemi AS, Niknafas B. an study on histologic structure and mineral components of secondary dentin formed by ECBMG implantation in rabbit.journal of Acta Medica Iranica, 43(1): 19-24; 2005

27- Baiat m. Shahoon H. Sobhani A, et al.comparison of EBMG and autogenous bone graft on bone defect repairing in rabbit. Jodd; Vol(21) No.1 2004. 44-50

28- Sobhani A, Sargolzaei F, Akbari M. Repair of cranial bone defects using EBMG in RAT. Acta Medica Iranica J; Vol 39, No.1, 2001

29- Sobhani A, Kazemi AS, Niknafas B. an study on histologic structure and mineral components of secondary dentin formed by ECBMG implantation in rat.journal of Acta Medica Iranica, 45(1): 25-34; 2005

30- Guizzard S, et al. Implant of heterologous demineralized induction of posterior spinal fusion in rats. Spine. 1992; 17: 701-707.

31- Yin Z, Zhang L, Wng J. Repair of articular cartilage defects with "two-phase" tissue engineered cartilage constructed by autologous marrow mesenchymal stem cells and "two-phase" allogenic bone matrix gelatin. zhongguo Xiu Fu Chong Jain Wai Ke Za Zhi.2005: 19(8): 652-7

32- Jin DD. Bone matrix gelatin. Clinical application in 38 cases, chunghua-wai-ko-Tsa. Chin.1991; 29(5): 312-314.

33- Hu X. Experimental and clinical investigation of human insoluble bone matrix gelatin. Clin. Orthop. 1993; 223: 360-365.

34- Urist M R. Purification or bovine bone morphogenetic protein by hydroxyl apatite chromatography. Proc. Nat Acad. Sci. USA. 1983; 81:371-375.

35- Reddi AH, Weintourb S. Biological principles of bone induction. Orthop. Clin. North. Am. 1987; 18: 207-212

36- Yamashita K, takagi T. Calcification preceeding new bone formation induced by demineralized bone matrix gelatin. Arch. Histo. Cytol 1992; 55: 37-43.

37- Lind M. Bone morphogenetic protein-2 but not bone morphogenetic protein-4 and-6 stimulates chemotactic migration of human osteoblasts, human marrow osteoblasts, and U2-Os cells. Bone. 1996; 18(1): 53-57.

38- Glowacki J, Ahobelli D, et al. Fate of mineralized and demineralized osseous implants in cranial defects. Calcif. Tissue Inter. 1981; 33: 71-76.

39- Tiedman JT, hurman ww, et al. healing of a large nonossifiying fibroma after grafting with bone matrix and marrow. Clin. Orthop. Relat. res. 1981; 205: 302-305

40- Guizzard S, et al. Implant of heterologous demineralized induction of posterior spinal fusion in rats. Spine. 1992; 17: 701-707.

41- Kals AA. Dicesare PE. Osteoinductive agent, Basic Science and clinical application. Am J. Orthop. 1995; 24: 752-761

42- Kleinschmidt JC, Mordon IJ, Kent D. A multiphase system bone implant for regenerating the calvaria. Palst. Reconst. Surg. 1993; 91(4): 581-588.

43- Chakkalakal DA. Mineralization and pH relationships in one healing skeletal defects grated grafted with demineralized bone matrix.J. Biomed. res. 1994; 28(12): 1439-1443.

44- Zhang Min, Ralph M, et al. Effect(s) of the demineralization process on the osteoinductivity of demineralized bone matrix. J. Periodontal. 1991; 68: 1085-1092.

45- Jin DD. Bone matrix gelatin. Clinical application in 38 cases, chunghua-wai-ko-Tsa. Chin.1991; 29(5): 312-314.

46- Yamashita K. Analysis on initial calcification induced by bone matrix gelatin. Journal biology. 1991; 32(6): 166-173.

47- You HB, Chen An. Effect of cefazolin loaded bone matrix gelatin on repairing large segmental bone defects and preventing infection. J. chins. Traumatol. 2004; 7(4): 201-4.

48- Bai LH, Zhang YQ, Wang HY. Experimented study on application of allogenic bone matrix gelatin in the intervertebral fusion. Zhongguo Xiu fu chong Jain Wai Ke Za Zhi. 2000, 14(1): 49-51.

49- Geng Ho, Zhou L, Zhang JC, et al. An experimental study on the influence of osteoporosis to bone repaining with bone matrix gelatin in ovariecto mized rats. Zhongua Zheng Xing Wai Ke Za Zhi. 2005; 1(1): 24-8.

50- Mulliken JB, Kaban LB, et al. Induced osteogenesis, the biologincal principle and clinical application. J.Surg.Res. 1984; 37: 478-496.

51- Shahoon H. Mashhadiabbas F.Nematolahi M. Histologic evaluation of the effects human endochondral bone matrix gelatin(HECBMG) with autograft in reconstruction of parietal bone defect in rats. Shaheed Beheshti University of Dental Journal. 2009; 27(2), 72-84

52- Shahoon H. Azimi H R kianbakht k. Radiographic & histologic evaluation of the effects human bone matrix gelatin (HEBMG) with autograft in reconstruction of parietal bone defect in rats.JODDD.Vol(3). No1 2009

53- shahoon H.Ghazanfari T.Valaie N.Turksafaee M. Evaluation of Human Endochondral Bone Matrix Gelatin cytotoxicity on the human peripheral WBC mononuclear cells. Daneshvar Medicine Scientific-ResearchJournal of Shahed University Sixteenth Year,No.86 February, March 2009-2010

Archive of SID

www.SID.ir

Daneshvar

Medicine

The radiographic comparison of biomaterials HECBMG and DBM in healing of human alveolar bone defects

Hossein Shahoon

Assistant Professor Department of Maxillofacial Surgery, Dental School, Shahed University, Tehran, Iran.

E-mail:shahoonh@yahoo.com

Background and Objective: One of the major concerns of surgeons and patients is repairing of bone loss due to various factors. Many materials have been made to improve the quantity and quality of bone loss repair. The aim of this research was radiographic evaluation of healing process of human bone loss created after implantation of HECBMG (Human Endochondral Bone Matrix Gelatin) and DBM (Demineralized Bone Matrix) placed in tooth extraction defects.

Materials and Methods: Statistical society of this study was all teeth extracted from one group and its remaining bone socket that their owners agreed to work via a constant sheet. Samples were randomly divided into three groups. At the main group, 2 milligrams “HECBMG” was placed into bone defect. The defects of positive control group were filled by 2 milligrams of “DBM” and the defects of the third group that was negative control group were left empty.

Results: Statistical test(fridman)showed Significant difference in radiographic results between main group and negative control group at the 4th month of post-operative ($p<0.05$) “HECBMG” group was superior to negative control group at the 4th post-operative month ($p<0.03$) and “DBM” group was superior to negative control group at the 4th post-operative month ($p<0.02$) too.

Conclusion: The findings of this study indicate that satisfactory healing occurred in human bone loss defect by use of HECBMG more than DBM.

Key words: Human endochondral bone matrix gelatin, Demineralized bone matrix, Bone defect

Scientific-Research Journal of Shahed University Seventeenth Year, No.87 June, July 2010

Received: 3/4/2010
Last revised: 17/7/2010
Accepted: 24/7/2010

www.SID.ir