



سلول‌زدایی پوست مرغ: بستری برای مهندسی بافت

مظفر خزاعی^{۱،۲}، شیما رحمتی^۳، فاطمه خزاعی^۴، لیلا رضاخانی^{۱،۲*}

۱- مرکز تحقیقات باروری و ناباروری، پژوهشکده فناوری سلامت، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران.

۲- گروه مهندسی بافت، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران.

۳- مرکز تحقیقات سرطان، دانشگاه علوم پزشکی شهرکرد، شهرکرد، ایران.

۴- کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۰۳/۰۵، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۰۷/۲۶

چکیده

مقدمه: داربست‌های سلول‌زدایی شده بر پایه ی ماتریکس خارج سلولی، با فراهم کردن ساختار سه‌بعدی و داشتن ترکیبات زیست فعال طبیعی، می‌توانند شرایط طبیعی بدن را تقلید نمایند. هدف از این مطالعه سلول‌زدایی، مشخصه‌یابی و بررسی پوست مرغ به‌عنوان داربست مورد استفاده در مهندسی بافت می‌باشد. **مواد و روش‌ها:** در این مطالعه تجربی، پوست مرغ با ترکیبی از روش‌های فیزیکی (تلاطم) و شیمیایی (شوینده یونی دودسیل سدیم سولفات (SDS)) سلول‌زدایی شد. محتوای DNA، خصوصیات بافت‌شناسی، موفولوژی، خواص مکانیکی، زیست‌سازگاری، خون‌سازگاری، تورم، ظرفیت نگهداری آب و زاویه‌ی تماس در داربست‌های فوق مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج: سنجش محتوای DNA و رنگ‌آمیزی بافتی، سلول‌زدایی از پوست مرغ را تأیید کرد. تصاویر میکروسکوپ الکترونی حفظ مورفولوژی داربست را نشان داد. استحکام مکانیکی بافت سلول‌زدایی شده تا حدود زیادی حفظ شده بود. داربست تهیه شده، سمیت سلولی نداشت و خون‌سازگاری قابل قبولی را ارایه کرد. تورم، ظرفیت نگهداری آب و زاویه‌ی تماس در داربست، پتانسیل مناسبی را نشان دادند.

نتیجه‌گیری: نتایج مطالعه‌ی ما نشان داد، پوست مرغ به‌عنوان یک ماده در دسترس، زیست‌سازگار، خون‌سازگار و دارای قابلیت نگهداری رطوبت، می‌تواند به‌عنوان کاندیدای مناسب برای آماده‌سازی داربست برای مطالعات بیشتر در زمینه مهندسی بافت معرفی گردد.

واژه‌های کلیدی: سلول‌زدایی، مهندسی بافت، پوست.

*نویسنده مسئول: کرمانشاه، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، تلفن: ۰۹۱۸۳۸۹۲۶۳۶، شماره: ۰۸۳۳۴۲۸۱۵۶۳، Email: Leila_rezakhani@yahoo.com

ارجاع: مظفر خزاعی، شیما رحمتی، فاطمه خزاعی، لیلا رضاخانی. سلول‌زدایی پوست مرغ: بستری برای مهندسی بافت. مجله دانش و تندرستی

در علوم پایه پزشکی ۱۴۰۲؛ ۱۸(۴): ۴۰-۴۰.



مقدمه

هر روز هزاران روش جراحی برای جایگزینی یا ترمیم بافتی که در اثر بیماری یا تروما آسیب دیده است، انجام می‌شود. هدف مهندسی بافت و پزشکی بازساختی، بهبود بافت‌های آسیب‌دیده با استفاده از داربست‌های ساخته شده از مواد، در حال گسترش است. داربست‌ها اساساً به‌عنوان یک الگو برای تشکیل بافت‌ها عمل می‌کنند و معمولاً با سلول‌ها و گاهی اوقات فاکتورهای رشد در شرایط آزمایشگاهی یا در محل آسیب، جهت ترمیم بافت‌ها مورد بررسی قرار می‌گیرند (۱). داربست‌ها از انواع بیومواد و با استفاده از تکنیک‌های مختلفی تولید می‌شوند. صرف‌نظر از نوع بافت، تعدادی از ملاحظات کلیدی هنگام طراحی یا تعیین مناسب بودن داربست برای استفاده در مهندسی بافت مهم هستند، مانند زیست‌سازگاری، ویژگی‌های مکانیکی، خون‌سازگاری و معماری مناسب داربست که باید به آنها توجه ویژه داشت (۲).

معماری داربست‌های مورد استفاده برای مهندسی بافت از اهمیت حیاتی برخوردار است. داربست‌ها باید دارای ساختار منافذ به هم پیوسته و تخلخل مناسب باشند تا از نفوذ سلولی و انتشار کافی مواد مغذی اطمینان حاصل شود. بنابراین توجه به داربست‌هایی که بتواند ماتریکس خارج سلولی (ECM) طبیعی را ارایه نماید، در مهندسی بافت مورد توجه قرار گرفته‌اند (۳ و ۴).

بافت‌های سلول‌زدایی شده دارای ویژگی‌های ذاتی مناسب در ترمیم بافت هستند و می‌توانند منبع خوبی برای کاربرد در مهندسی بافت باشند ECM، پشتیبانی ساختاری و مکانیکی را برای سلول‌ها فراهم می‌کند که به علت ترکیبات متعدد آن شامل پروتئین‌های پیچیده، فاکتورهای رشد و آبشارهای سیگنال‌دهنده است که تهیه و نگهداری آنها با مواد زیستی مصنوعی اغلب مشکل است. این خصوصیات شرایطی برای مهاجرت، چسبندگی و تکثیر سلولی فراهم می‌کند. از بافت‌های سلول‌زدایی شده برای استفاده از پتانسیل کامل ECM با حذف مؤثر اجزای سلولی و هسته‌ای آن و حفظ خواص ساختاری و عملکردی آنها به‌کار گرفته می‌شود ECM. سلول‌زدایی شده یک ماده نوظهور در کاربردهای مهندسی بافت است. بسته به کاربرد می‌توان آن را به اشکال مختلف پردازش کرد، مانند پودر، صفحه و هیدروژل (۵ و ۶).

معایب و محدودیت‌های کنونی در استفاده از بافت‌های اتوگرفت در کاربردهای بالینی را می‌توان با استفاده از داربست‌های سلول‌زدایی برطرف نمود. استفاده از روش‌های مناسب و دقیق سلول‌زدایی و رعایت نکات بهداشتی، خطر انتقال بیماری از منابع زونگرفت را از بین می‌برد. چندین شرکت با محصولات بدون سلولی که برای استفاده‌های متنوع در بازسازی بافت‌ها و اندام‌ها طراحی شده‌اند، پیشنهاد بازار هستند. محصولات سلول‌زدایی و بدون سلولی مبتنی بر ECM در حال حاضر برای شاخه‌های مختلف کلینیک استفاده می‌شوند (۷). در این مطالعه سلول‌زدایی بافت پوست مرغ

به روش فیزیکی-شیمیایی صورت گرفته و داربست تهیه شده از چند جنبه مختلف جهت کاربردهای مهندسی بافتی مورد بررسی قرار می‌گیرد.

مواد و روش‌ها

پوست مرغ از کشتارگاه طیور کرمانشاه در محلول فسفات بافر سالین (PBS) حاوی آنتی‌بیوتیک با غلظت پنی‌سیلین-استرپتومایسین (P/S) ۲ درصد جمع‌آوری و به آزمایشگاه منتقل شدند. سپس چربی بافت پوست جدا شد و به قطعات ۳ سانتی‌متر مکعب بریده شده و نمونه‌ها برای مطالعه به دو گروه تقسیم‌بندی گردیدند.

گروه I (کنترل): بافت‌های پوست سه بار با PBS شسته شده و در دمای ۴ درجه سانتی‌گراد در محلول PBS حاوی P/S (۲ درصد) قرار گرفتند تا مشخصه‌یابی انجام شود.

گروه II: بافت‌ها در یک بطری غلظتی (روش فیزیکی) حاوی ۱٪ ماده‌ی شوینده سدیم دودسیل سولفات (SDS) (روش شیمیایی) و P/S ۲ درصد با سرعت ۱۰۰ دور در دقیقه به مدت ۲۴ ساعت در دمای اتاق بهم زده شدند. ماده‌ی شوینده هر ۱۲ ساعت تعویض شد. سپس بافت‌ها در آب دیونیزه قرار داده شدند و در همان شرایط به مدت ۲۴ ساعت روی شیکر بهم زده شدند شدند. محلول هر ۱۲ ساعت تعویض شد (شکل ۱).

DNA باقیمانده در داربست‌ها با استفاده از کیت شرکت سیناکلون ایران ارزیابی شد. ۱۰۰ میکرولیتر بافر پروتاز و ۵ میکرولیتر پروتاز به ۳۰ میلی‌گرم داربست اضافه و محلول به مدت ۱ تا ۳ ساعت در دمای ۵۵ درجه سانتی‌گراد قرار داده شد (تا تجزیه شود). سپس ۱۰۰ میکرولیتر نمونه با ۴۰۰ میکرولیتر لیز بافر مخلوط شد. این محلول در ۱۲۰۰۰g به مدت ۱۰ دقیقه سانتریفیوژ شد. پس از چند مرحله شستشو با الکل، رسوب در ۵۰ میکرولیتر بافر حلال قرار گرفت و به مدت ۵ دقیقه در دمای ۶۵ درجه سانتی‌گراد انکوبه شد و سپس به مدت ۳۰ ثانیه در ۱۲۰۰۰g سانتریفیوژ گردید. غلظت DNA مایع‌رویی با استفاده از دستگاه اسپکتروفتومتر NanoDrop (BioTeK) اندازه‌گیری شد (۸).

ارزیابی بافت‌شناسی در بافت‌های طبیعی و سلول‌زدایی شده پس از فرآیند تثبیت و قالب‌گیری از بلوک پارافینه انجام شد. از بافت‌ها مقطع ۵ میکرونی برش تهیه و پس از پارافین‌زدایی با روش‌های هماتوکسیلین و اتوزین، تری کروم ماسون و آلسین بلو رنگ‌آمیزی شدند (۹).

از میکروسکوپ الکترونی روبشی (ZEISS Sigma 300 HV) برای ارزیابی مورفولوژی داربست‌ها استفاده شد. از نمونه‌ها، قطعات ۵×۵ میلی‌متر، تهیه و به مدت ۲۴ ساعت در پارافمالدئید ۴ درصد تثبیت گردیدند. پس از سه بار شستشو با آب دیونیزه، داربست‌ها در محلول‌های صعودی اتانول (۴۰، ۵۰، ۶۰، ۷۰، ۸۰، ۹۰ و ۱۰۰ درصد) آب‌گیری شدند. سپس توسط فریزر-درایر (Christ Alpha 2-4 LDplus) به مدت ۱ ساعت رطوبت‌زدایی انجام شد. داربست‌ها با طلا پوشانده شده و از مقاطع عرضی تصویربرداری انجام گردید (۱۰).

برای ارزیابی ظرفیت نگهداری آب، داربست‌های خشک وزن و در PBS غوطه‌ور و به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد انکوبه گردیدند. پس از دوره‌ی زمانی فوق، داربست‌ها به یک لوله سانتریفیوژ (با کاغذ صافی در قسمت انتهایی لوله) منتقل و در ۵۰۰ (rpm) به مدت ۳ دقیقه، سانتریفیوژ صورت گرفت (۱۵). داربست‌ها مجدداً وزن شده و با استفاده از فرمول زیر ظرفیت نگهداری آب (WR) محاسبه گردید: WS: وزن داربست متورم، Wi: وزن داربست‌های خشک

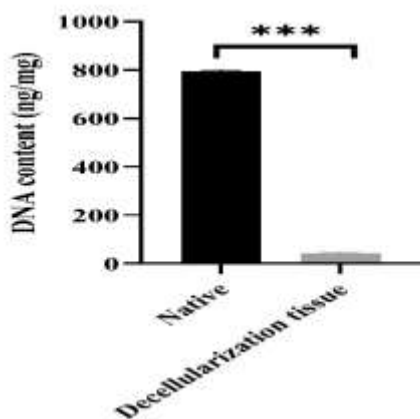
$$WR (\%) = (W_s - W_i) / W_i \times 100$$

برای تعیین ایدوستی داربست‌ها از دستگاه اندازه‌گیری زاویه تماس (Jikan, Iran) استفاده شد. با استفاده از یک سرنگ با سوزن G27، آب دیونیزه شده روی سطوح داربست ریخته شد. تصویری از قطره روی داربست گرفته شد و زوایای تماس با توجه به شکل قطره با نرم‌افزار Image J محاسبه گردید (۱۶).

تمامی نتایج به‌دست آمده در این تحقیق بر اساس حداقل ۳ تکرار است که با گرفتن میانگین و محاسبه انحراف معیار محاسبه شده است. نتایج با استفاده از نرم‌افزار GraphPad Prism و آنالیز T-Test و واریانس یک طرفه و آزمون تعقیبی Tukey مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و $P < 0.05$ معنی‌دار در نظر گرفته شد.

نتایج

محتوای DNA در روش سلول‌زدایی با SDS نسبت به بافت طبیعی کاهش معنی‌داری داشت ($P < 0.001$). طبق نتایج مقدار DNA در بافت طبیعی ۷۹۳ ng/mg بود که در بافت سلول‌زدایی شده در حدود ۹۵ درصد (۴۴ ng/mg) کاهش داشت (شکل ۱).



شکل ۱- محتوای DNA در پوست مرغ طبیعی و سلول‌زدایی شده. مقدار DNA در بافت‌های سلول‌زدایی شده به‌طور معنی‌داری در مقایسه با بافت طبیعی کاهش یافت. یافته‌ها به‌صورت میانگین \pm انحراف معیار ارائه شده است ($P < 0.001$ ***).

خواص مکانیکی داربست با دستگاه Santam st-1 (ایران) بررسی شد. بافت پوست به ابعاد ۳ سانتی‌متر مکعب، بین گیره دستگاه قرار گرفت و میزان استحکام کششی آن ارزیابی و تنش، کرنش و مدول یانگ بررسی شد. آزمایش تا پاره شدن نمونه‌ها ادامه یافت و خروجی لودسل ۱۰۰۰ نیوتن (N) بود (۱۱).

زیست‌سازگاری داربست‌ها با استفاده از روش غیرمستقیم آزمون استاندارد ISO 10993-5 انجام شد. داربست‌ها به ابعاد ۵×۵ میلی‌متر در پلیت ۲۴ خانه قرار گرفتند. محیط کشت Dulbecco's Modified Eagle (DMEM-Sigma)، حاوی ۷ درصد سرم جنین گاوی (FBS-Sigma) و ۱ درصد آنتی‌بیوتیک پنی‌سیلین-استرپتومایسین (P/S) به آنها اضافه و به مدت ۲۴ ساعت در ۳۷ درجه سانتی‌گراد انکوبه شدند. مایع‌رویی (محیط استخراج) به از سلول‌های بنیادی چربی (ASCs) (1×10^4) به هر خانه از پلیت ۹۶ اضافه شد و زیست‌سازگاری با استفاده از روش MTT (3-(4,5-dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyl-2H-tetrazolium bromide)) در ۴۸ و ۷۲ ساعت اندازه‌گیری گردید. به این صورت که ۵ میلی‌گرم پودر MTT (Sigma) در ۱ میلی‌لیتر PBS تهیه شد و ۲۰ میکرولیتر از آن به هر چاهک اضافه شد و به مدت ۳ ساعت در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد انکوبه شد. مایع‌رویی خارج شد و ۱۰۰ میکرولیتر دی‌متیل سولفوکساید (DMSO-Sigma) به چاهک‌ها اضافه شد. پس از ۳۰ دقیقه، نمونه‌ها با دستگاه الیزا ریدر (Stat Fax 2100, USA) در طول موج ۵۷۰ نانومتر خوانده شدند (۱۲).

جهت انجام تست خون‌سازگاری، نمونه‌های ۴×۴ میلی‌متر در میکروتیوب قرار گرفتند. ۲ میلی‌لیتر نرمال سالین به همه نمونه‌ها اضافه و به مدت ۳۰ دقیقه در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد انکوبه شدند. ۲ میلی‌لیتر آب مقطر و ۲ میلی‌لیتر نرمال سالین به ترتیب به میکروتیوب کنترل مثبت و کنترل منفی اضافه شد. سپس ۴۰ میکرولیتر خون همراه با داروهای ضد انعقاد داخل هر لوله اضافه و به مدت ۱ ساعت در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد انکوبه شدند و در ادامه در ۱۲۰۰ (rpm) به مدت ۵ دقیقه سانتریفیوژ انجام شد. سپس مایع روئی برداشته و جذب آن در طول موج ۵۴۰ نانومتر (Stat Fax 2100, USA) خوانده شد (۱۳).

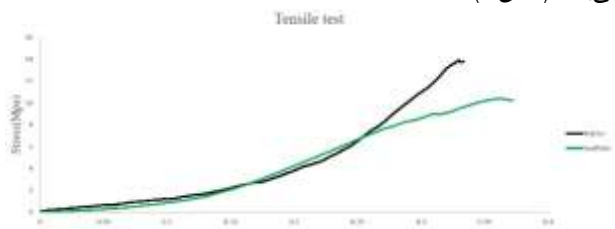
فرمول زیر درجه همولیز (HD) را محاسبه کرد: Dn: نمونه، D0: کنترل منفی، D1: کنترل مثبت.

$$HD (\%) = [(D_n - D_0) / (D_1 - D_0)] \times 100\%$$

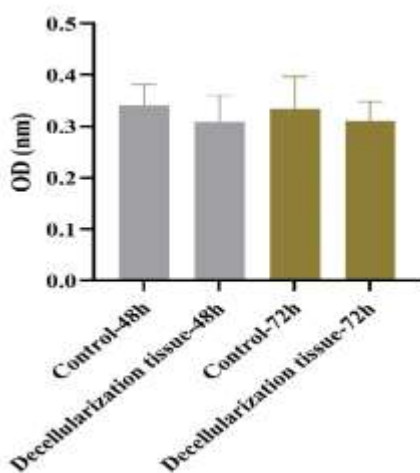
جهت سنجش نسبت تورم، داربست‌های خشک توزین و در PBS در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد انکوبه شدند. طی ۳، ۶، ۱۲، ۱۸ و ۲۴ ساعت، نمونه‌ها از PBS خارج و مجدداً با استفاده از ترازوی دیجیتال وزن شدند (۱۴). نسبت تورم (SR) طبق فرمول زیر محاسبه شد: WS: وزن داربست متورم، Wi: وزن داربست‌های خشک

$$SR (\%) = (W_s - W_i) / W_i \times 100$$

(a) بافت طبیعی پوست مرغ، (b) بافت سلول‌زدایی شده‌ی پوست مرغ، الیاف کلاژن تا حدودی از هم گسیختگی را از هم نشان می‌دهند. مقایسه آنالیز تست مکانیکی بافت طبیعی و سلول‌زدایی شده نشان داد که خواص مکانیکی بافت سلول‌زدایی شده در ضریب کشسانی (مدول یانگ) (۲۹/۰۱) کمتر از بافت طبیعی (۴۱/۹۹) است زیرا SDS باعث حذف کامل سلول‌ها شده و در نتیجه ساختار سلولی در بافت از دست رفته و ارتباطات پروتئین-پروتئینی را کاهش داده است. علاوه بر این میزان جابجایی در بافت سلول‌زدایی شده تا حدودی بیشتر از بافت طبیعی گزارش شد که به دلیل از دست رفتن اتصالات پروتئینی در اثر استفاده از شوینده در روش سلول‌زدایی می‌باشد (شکل ۴).

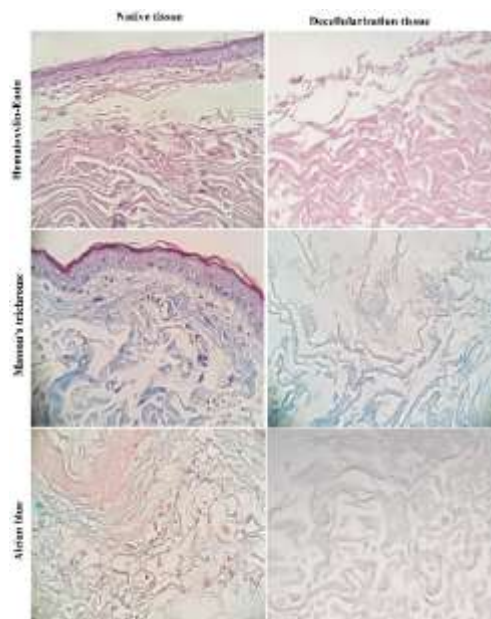


شکل ۴- مقایسه شاخص‌های تست مکانیکی در بافت‌های طبیعی و سلول‌زدایی شده‌ی پوست مرغ
ضریب کشسانی (مدول یانگ) در بافت سلول‌زدایی شده (۲۹/۰۱) نسبت به بافت طبیعی (۴۱/۹۹) کاهش یافته است.
زیست‌سازگاری داربست‌های سلول‌زدایی شده به‌طور غیرمستقیم با استفاده از روش MTT در ۴۸ و ۷۲ ساعت ارزیابی شد (شکل ۵). در طی این زمان‌ها، تکثیر سلولی در داربست‌های سلول‌زدایی شده، تفاوت معنی‌داری با گروه کنترل نداشت. که زیست‌سازگاری مطلوب داربست‌ها را نشان داد.



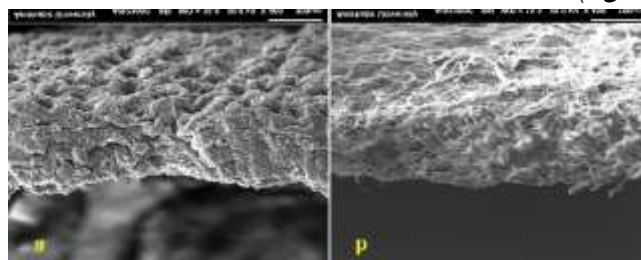
شکل ۵- ارزیابی زیست‌سازگاری داربست‌ها با روش MTT
نتایج سنجش MTT در کشت سلولی نشان داد که داربست‌های سلول‌زدایی شده‌ی پوست مرغ برای سلول‌های بنیادی مزانشیمی پس از ۴۸ و ۷۲ ساعت سمی نبود.

از روش‌های رنگ‌آمیزی هماتوکسیلین و ائوزین، تری کروم ماسون و آلسین بلو برای مطالعه هسته، کلاژن و GAG در بافت و داربست‌های سلول‌زدایی شده استفاده شد. هسته‌ها در ساختار کلی بافت طبیعی دیده می‌شوند. در نمونه‌های سلول‌زدایی، ساختار ECM تغییر یافته و هسته‌ها وجود ندارند. کلاژن و GAG در بافت‌های سلول‌زدایی شده در مقایسه با بافت طبیعی کاهش یافته است. اما معماری بافت تا حدود زیادی حفظ شده است (شکل ۲).



شکل ۲- رنگ‌آمیزی بافت‌شناسی در پوست مرغ طبیعی و سلول‌زدایی شده کلاژن و GAG در بافت‌های سلول‌زدایی شده در مقایسه با بافت طبیعی کاهش یافته است. معماری بافت تا حدود زیادی حفظ شده است، بزرگنمایی ۲۰۰ برابر.

برای ارزیابی کیفی ساختار مورفولوژی پوست سلول‌زدایی شده از SEM استفاده شد. برای بررسی ساختار سه بعدی بافت‌ها از سطح مقطع آنها استفاده شد. در سلول‌زدایی بافت به روش SDS مقداری از هم گسیختگی بافت مشاهده شد. انسجام الیاف کلاژن تا حدودی کاهش یافته است اما در حالت کلی مورفولوژی و معماری داربست نسبت به بافت طبیعی حفظ شده است. (شکل ۳).



شکل ۳- تصاویر میکروسکوپ الکترونی (SEM)

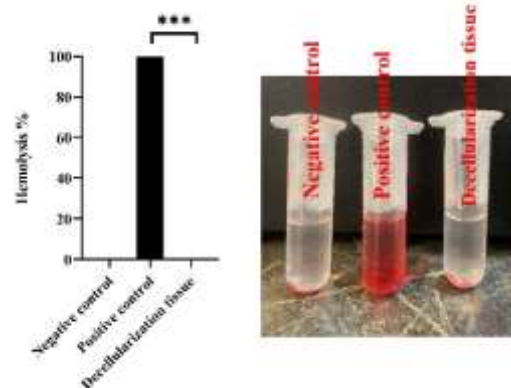
مهندسی بافت ارایه داد. این بافت با روش‌های ترکیبی فیزیکی-شیمیایی سلول‌زدایی شد. نتایج مطالعات مختلف نشان داد که روش سلول‌زدایی بافت بر کارایی و مشخصه‌یابی آن تأثیر مستقیم دارد. به‌عنوان مثال حفظ GAG در نمونه‌هایی که با تریپسین سلول‌زدایی شده‌اند نسبت به بافت‌هایی که با مواد شوینده مانند Triton X-100، سدیم دی‌اکسی کولات و SDS تیمار شده‌اند، به‌طور معنی‌داری کمتر است (۱۷).

در مطالعه قبلی ما، پریکارد گاو با استفاده از SDS سلول‌زدایی شد، نتایج نشان داد که ماتریکس خارج سلولی و ساختار آن بعد از سلول‌زدایی به خوبی حفظ شده است و روش سلول‌زدایی، تأثیر چشم‌گیری بر میزان GAG، کلاژن و الاستین نداشته است (۴). پاگولاتو و همکاران نیز پریکارد گاو را با استفاده از مواد شوینده ترکیبی (دئوکسی کولات سدیم، SDS و تریتون X-100) و نیز با تریپسین/EDTA سلول‌زدایی کرده و نشان دادند که سلول‌زدایی با تریپسین/EDTA باعث از دست رفتن قابل توجه اسید هیالورونیک، درمانات سولفات و کندرویتین سولفات در مقایسه با نمونه‌هایی می‌شود که با ترکیبی از مواد شوینده، تیمار شده‌اند (۱۸). در مطالعه دیگری از آنزیم دیسپاز II برای سلول‌زدایی پرده آمینون استفاده شد و نتایج ایمونوهیستوشیمی نشان داد که مقادیر پروتئین‌های ECM مانند لامینین، کلاژن IV، کلاژن VI و کلاژن VII پس از تیمار با دیسپاز II به‌طور قابل توجهی کاهش یافته است (۱۹). با توجه به اطلاعات به‌دست آمده از مطالعات ذکر شده، می‌توان عنوان کرد که تکنیک‌های مبتنی بر شوینده‌ها بر روش‌های مبتنی بر آنزیم برای مطالعه ارایه شده ارجحیت دارند.

در طی آنالیز بافت‌شناسی از ساختارهای سلول‌زدایی شده برای تعیین کارایی روش‌های به‌کار رفته و مورفولوژی نمونه‌ها مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. همانطور که با رنگ‌آمیزی هماتوکسیلین و اتوزین، تری کروم ماسون و آلسین بلو نشان داده شد (شکل ۲)، سلول‌ها و اجزای سلولی در نمونه‌های سلول‌زدایی با موفقیت حذف شدند، همچنین کلاژن و GAG در بافت‌های سلول‌زدایی شده در مقایسه با بافت طبیعی کاهش یافت. اما معماری بافت تا حدود زیادی حفظ شده است. در مطالعه توسلی و همکاران، از محلول SDS ۲/۵ درصد برای سلول‌زدایی غضروف مفصلی گاو استفاده شد، با افزایش مدت زمان سلول‌زدایی، محتوای GAG بافت‌ها به شدت کاهش یافت (۲۰). داده‌های کمی‌سازی میزان DNA با نتایج تجزیه و تحلیل بافت‌شناسی و رنگ‌آمیزی هماتوکسیلین و اتوزین مطابقت نشان داد و کاهش ۹۵٪ی محتوای DNA را تأیید کرد.

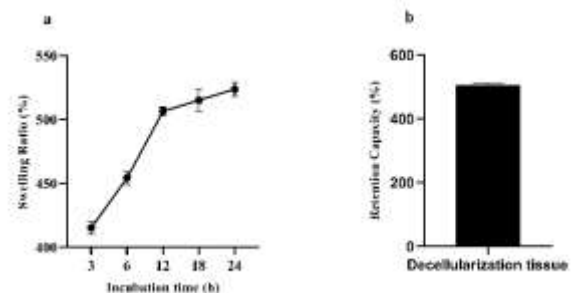
مطالعه رحمتی و همکاران نشان داد که سلول‌زدایی کردن پوست ختنه گاه با استفاده از SDS ۱ درصد، منجر به کاهش شدید میزان DNA و در عین حال حفظ میزان کلاژن و GAG در داربست‌های سلول‌زدایی می‌شود (۲۱). میرزازافی و همکاران از SDS و Triton X-100 برای سلول‌زدایی تاندون، پوست و عضله مرغ استفاده کردند، اما مطالعه آنها اطلاعات محدودی ارایه داد زیرا آنها تنها کمی‌سازی DNA و سنجش MTT را پس از سلول‌زدایی

همان‌طور که در شکل ۶ نشان داده شده است، درصد خون‌سازگاری در بافت سلول‌زدایی شده با SDS به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه کنترل مثبت به‌دست آمد. این مقدار (۰/۲۴) کمتر از ۲ درصد گزارش شد که غیرهمولیتیک بودن داربست فوق را نشان می‌دهد.



شکل ۶- نتایج تست خون‌سازگاری، بافت سلول‌زدایی شده‌ی پوست مرغ به‌طور معنی‌داری کمتر از کنترل مثبت گزارش شد ($P < 0.001$).

نسبت تورم و ظرفیت نگهداری آب از ویژگی‌های مهم داربست‌های مورد استفاده در مهندسی بافت پوست است. نسبت تورم در داربست‌های سلول‌زدایی شده تا ۲۴ ساعت در محلول PBS بررسی شد و نتایج در شکل ۷ ارایه شده است. کمترین میزان جذب پس از ۳ ساعت گزارش شد. بیشترین جذب پس از ۲۴ ساعت در داربست‌ها رخ داد که این حدود ۵۲۳ درصد گزارش شد. در بافت سلول‌زدایی شده با SDS، ظرفیت نگهداری آب حدود ۵۰۶ درصد گزارش شد. آزمایش زاویه تماس برای اندازه‌گیری درجه ترشوندگی (ابدوستی) سطح داربست انجام شد. درجه آب دوستی (Degree of wettability) داربست‌ها ۵۳/۲۰۲ گزارش شد.



شکل ۷- نسبت تورم (a) و ظرفیت نگهداری آب (b) در داربست‌های سلول‌زدایی شده‌ی پوست مرغ

بحث

این مطالعه اطلاعات جامع و جزئیات مناسبی در رابطه با تهیه و مشخصه‌یابی پوست مرغ سلول‌زدایی شده و کاربرد آن را به‌عنوان داربست در

آبدوست بودن داربست‌ها یکی از مواردی است که در تهیه آنها جهت بافت‌های مختلف در نظر گرفته می‌شود که این خاصیت در ترمیم بافت‌های عصبی با داربست پلی نانوالیافی مبتنی بر کیتوزان (۱۶) و داربست هیدروژلی حاوی تاوورین (۱۴)، تأثیرگذار بوده است. در فرآیند ترمیم زخم نیز با افزایش نسبت تورم و ظرفیت نگهداری آب در داربست ژلاتین-کیتوزان، روند بازسازی بهتر بوده است (۲۷). داربست سلول‌زدایی شده ی روده‌ی کوچک بز حاوی کورکومین نیز با خاصیت آبدوستی خود نتایج خوبی را در ترمیم زخم نشان داد (۲۸). در داربست حاصل از مطالعه حاضر نیز میزان تورم، احتباس آب و خواص آبدوستی از مزیت داربست‌های مهندسی بافت پوست، نتایج قابل قبولی را ارائه کردند.

در این مطالعه پوست مرغ با استفاده از روش‌های ترکیبی فیزیکی-شیمیایی به خوبی سلول‌زدایی شد. داربست فوق حاوی GAG و فیبرهای کلاژن است. همچنین آبدوست، خون سازگار و زیست سازگار بوده و تا حدود زیادی خواص مکانیکی خود را شبیه بافت طبیعی حفظ کرده است. بنابراین، می‌تواند به‌عنوان داربستی که ECM شبیه به بافت طبیعی را دارد، برای کاربردهای مهندسی بافت پوست به کار رود.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از کمیته اخلاق دانشجویی دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه تشکر و قدردانی می‌گردد. این مطالعه توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه (شناسه‌ی تأیید شده: IR.KUMS.AEC.1402.043) تأیید شده است.

ملاحظات اخلاقی

این طرح دارای کد اخلاق IR.KUMS.AEC.1402.043 می‌باشد.

تعارض منافع

هیچ‌گونه تعارض منافی در مطالعه وجود ندارد.

مشارکت نویسندگان

نویسنده اول: ادیت نهایی مقاله

نویسنده دوم و سوم: جمع‌آوری داده‌ها، نگارش مقاله

نویسنده مسئول: صاحب ایده، هدایت کل مراحل طرح و مقاله

حمایت مالی

این مقاله با بودجه معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران تأمین شده است.

References

1. Neishabouri A, Soltani Khaboushan A, Daghigh F, Kajbafzadeh A-M, Majidi Zolbin M. Decellularization in tissue engineering and regenerative medicine: Evaluation, modification, and application methods. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 2022;10:805299. doi: 10.3389/fbioe.2022.805299
2. Zhang X, Chen X, Hong H, Hu R, Liu J, Liu C. Decellularized extracellular matrix scaffolds: Recent trends and emerging strategies in tissue engineering. *Bioactive Materials* 2022;10:15-31. doi: 10.1016/j.bioactmat.2021.09.014

برای نشان دادن حذف سلول‌ها در بافت‌ها انجام داده (۲۲) و نشان دادند که تقریباً ۹۴ درصد از محتوای DNA پس از روش‌های سلول‌زدایی از بافت‌ها حذف شد که این یافته‌ها مطابق با داده‌های محتوای DNA مطالعه حاضر می‌باشد. لازم به تأکید است که در مقایسه با مطالعه میرزازافی و همکاران، مطالعه حاضر اطلاعات جامع‌تر و جزئیات کامل‌تری در مورد تهیه و سنجش پوست مرغ سلول‌زدایی شده به‌عنوان داربستی برای کاربردهای مهندسی بافت ارائه می‌کند.

مطالعات زیست‌سازگاری پوست مرغ سلول‌زدایی شده نشان داد که داربست تهیه‌شده دارای سطح قابل قبولی از سازگاری سلولی به‌عنوان داربست بافتی می‌باشد، زیرا با استفاده از روش MTT در ۴۸ و ۷۲ ساعت تفاوت معنی‌داری نسبت به گروه کنترل نداشت. نتایج ما نشان داد که پروتئین‌های ECM و GAG به‌طور قابل ملاحظه‌ای در داربست سلول‌زدایی شده حفظ شده‌اند و همین امر می‌تواند یافتن مناطق اتصال برای سلول به داربست را تسهیل و نتایج MTT را توجیه کند. همسو با نتایج ما یک مطالعه، نشان داده که Triton X-100 باعث حذف GAG‌های بیشتری در مقایسه با SDS در طول سلول‌زدایی از غضروف خوک می‌شود (۲۳) و این موضوع نشان می‌دهد که احتمالاً SDS ماده‌ی مناسب‌تری برای سلول‌زدایی است و در کل باعث از دست رفتن میزان کمی GAG می‌شود.

با توجه به نتایج آنالیز تست مکانیکی، نشان داده شد که ضریب کشسانی (مدول یانگ) نمونه‌ها در طول سلول‌زدایی کاهش می‌یابد. آزمایشات مکانیکی نشان داد که پوست مرغ طبیعی دارای ضریب کشسانی بالاتری در مقایسه با بافت‌های سلول‌زدایی شده است (شکل ۳). کاهش ضریب کشسانی را می‌توان با از دست دادن GAG‌ها و پروتئین‌های ECM طی روند سلول‌زدایی توضیح داد. ایوانز و همکاران گزارش دادند که مدول یانگ کبد سلول‌زدایی شده و بافت کبد طبیعی به‌ترتیب ۱/۱۸ کیلو پاسکال و ۱۰/۵ کیلو پاسکال است (۲۴). علاوه بر این، مطالعه‌ی ویشواکارما و همکاران، نشان داد که ضریب کشسانی منتهای سلول‌زدایی شده (تقریباً ۲/۸ مگاپاسکال) به‌طور قابل توجهی کمتر از ضریب کشسانی منتهای طبیعی (تقریباً ۴/۸ مگاپاسکال) می‌باشد (۲۵) و نتایج آن مطالعات مطابق با داده‌های تست مکانیکی تحقیق حاضر می‌باشد.

آزمون همولیز روشی معتبر جهت ارزیابی خون‌سازگاری مواد زیستی است. فراوان‌ترین سلول خونی در کل حجم خون گلبول قرمز است. گلبول‌های قرمز در برخورد با مواد خارجی و تغییر فشار اسمزی در معرض پارگی قرار می‌گیرند و به‌دنبال آن همولیز ایجاد می‌گردد. به عبارت دیگر نشان‌دهنده میزان شکنندگی گلبول‌های قرمز در زمانی است که خون در تماس با مواد مختلف قرار می‌گیرد و هرچه قدر مقدار شکنندگی گلبول قرمز بیشتر باشد میزان همولیز نیز بالاتر می‌رود (۲۶). نتایج ما نشان داد که درصد خون‌سازگاری در بافت سلول‌زدایی شده با SDS به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه کنترل مثبت است که غیرهمولیتیک بودن داربست فوق را نشان می‌دهد.

3. Sharifi M, Kheradmandi R, Salehi M, Alizadeh M, Ten Hagen TL, Falahati M. Criteria, challenges, and opportunities for acellularized allogeneic/xenogeneic bone grafts in bone repairing. *ACS Biomaterials Science & Engineering* 2022;8:3199-219. doi: [10.1021/acsbomaterials.2c00194](https://doi.org/10.1021/acsbomaterials.2c00194)
4. Ehterami A, Masoomikarimi M, Bastami F, Jafarisani M, Alizadeh M, Mehrabi M, et al. Fabrication and Characterization of Nanofibrous Poly (L-Lactic Acid)/Chitosan-Based Scaffold by Liquid-Liquid Phase Separation Technique for Nerve Tissue Engineering. *Molecular Biotechnology* 2021;63:818-27. doi: [10.1007/s12033-021-00346-3](https://doi.org/10.1007/s12033-021-00346-3)
5. Lee JS, Choi YS, Lee JS, Jeon EJ, An S, Lee MS, et al. Mechanically-reinforced and highly adhesive decellularized tissue-derived hydrogel for efficient tissue repair. *Chemical Engineering Journal* 2022;427:130926. doi: [10.1016/j.cej.2021.130926](https://doi.org/10.1016/j.cej.2021.130926)
6. Lee JS, Choi YS, Cho S-W. Decellularized tissue matrix for stem cell and tissue engineering. *Biomimetic Medical Materials: From Nanotechnology to 3D Bioprinting* 2018:161-80. doi: [10.1007/978-981-13-0445-3_10](https://doi.org/10.1007/978-981-13-0445-3_10)
7. Prasertsung I, Kanokpanont S, Bunaprasert T, Thanakit V, Damrongsakkul S. Development of acellular dermis from porcine skin using periodic pressurized technique. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2008;85:210-9. doi: [10.1002/jbm.b.30938](https://doi.org/10.1002/jbm.b.30938)
8. Kim BS, Kim JU, So KH, Hwang NS. Supercritical fluid-based decellularization technologies for regenerative medicine applications. *Macromolecular Bioscience* 2021;21:2100160. doi: [10.1002/mabi.202100160](https://doi.org/10.1002/mabi.202100160)
9. Khazaei MR, Ami Z, Khazaei M, Rezakhani L. The decellularized calf testis: introducing suitable scaffolds for spermatogenesis studies. *International Journal of Fertility & Sterility* 2024;18:32. doi: [10.22074/IJFS.2023.1989173.1433](https://doi.org/10.22074/IJFS.2023.1989173.1433)
10. Rezakhani L, Alizadeh M, Alizadeh A. A three dimensional in vivo model of breast cancer using a thermosensitive chitosan-based hydrogel and 4 T1 cell line in Balb/c. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 2021;109:1275-85. doi: [10.1002/jbm.a.37121](https://doi.org/10.1002/jbm.a.37121)
11. Alizadeh A, Rezakhani L, Shoa MA, Ghasemi S. Frequency of CD44 positive cells in MKN45 cell line after treatment with docetaxel in two and three-dimensional cell cultures. *Tissue and Cell* 2020;63:101324. doi: [10.1016/j.tice.2019.101324](https://doi.org/10.1016/j.tice.2019.101324)
12. Ehterami A, Rezaei Kolarijani N, Nazarnazhad S, Alizadeh M, Masoudi A, Salehi M. Peripheral nerve regeneration by thiolated chitosan hydrogel containing taurine: In vitro and in vivo study. *Journal of Bioactive and Compatible Polymers* 2022;37:85-97. doi: [10.1177/08839115221085736](https://doi.org/10.1177/08839115221085736)
13. Sharma S, Swetha KL, Roy A. Chitosan-Chondroitin sulfate based polyelectrolyte complex for effective management of chronic wounds. *International Journal of Biological Macromolecules* 2019;132:97-108. doi: [10.1016/j.ijbiomac.2019.03.186](https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2019.03.186)
14. Khazaei M, Alizadeh M, Rezakhani L. Resveratrol-loaded decellularized ovine pericardium: ECM introduced for tissue engineering. *Biotechnology and Applied Biochemistry* 2023. doi: [10.1002/bab.2547](https://doi.org/10.1002/bab.2547)
15. Gao S, Guo W, Chen M, Yuan Z, Wang M, Zhang Y, et al. Fabrication and characterization of electrospun nanofibers composed of decellularized meniscus extracellular matrix and polycaprolactone for meniscus tissue engineering. *Journal of Materials Chemistry B* 2017;5:2273-85. doi: [10.1039/C6TB03299K](https://doi.org/10.1039/C6TB03299K)
16. Chandika P, Ko S-C, Oh G-W, Heo S-Y, Nguyen V-T, Jeon Y-J, et al. Fish collagen/alginate/chitoooligosaccharides integrated scaffold for skin tissue regeneration application. *International Journal of Biological Macromolecules* 2015;81:504-13. doi: [10.1016/j.ijbiomac.2015.08.038](https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2015.08.038)
17. Sizeland KH, Hofman KA, Hallett IC, Martin DE, Potgieter J, Kirby NM, et al. Nanostructure of electrospun collagen: Do electrospun collagen fibers form native structures? *Materialia*. 2018;3:90-6. doi: [10.1016/j.mtla.2018.10.001](https://doi.org/10.1016/j.mtla.2018.10.001)
18. Dzobo K, Thomford NE, Senthebane DA, Shipanga H, Rowe A, Dandara C, et al. Advances in regenerative medicine and tissue engineering: innovation and transformation of medicine. *Stem Cells International* 2018;2018. doi: [10.1155/2018/2495848](https://doi.org/10.1155/2018/2495848)
19. Alizadeh M, Rezakhani L, Taghdiri Nooshabadi V, Alizadeh A. The effect of Scrophularia striata on cell attachment and biocompatibility of decellularized bovine pericardium. *Cell and Tissue Banking* 2022;23:261-9. doi: [10.1007/s10561-021-09939-3](https://doi.org/10.1007/s10561-021-09939-3)
20. Novotna O, Novakova ZV, Galfiova P, Lorencova M, Klein M, Žiaran S, et al. Decellularization techniques of human foreskin for tissue engineering application. *Physiological Research* 2023;72:S287. doi: [10.33549/physiolres.935185](https://doi.org/10.33549/physiolres.935185)
21. Sokol A, Grekov D, Yemets G, Galkin AY, Shchotkina N, Dovghaliuk A, et al. Comparison of bovine pericardium decellularization protocols for production of biomaterial for cardiac surgery. *Biopolymers & Cell* 2020;36:392. doi: <http://dx.doi.org/10.7124/bc.000A3C>
22. Simsa R, Padma AM, Heher P, Hellström M, Teuschl A, Jenndahl L, et al. Systematic in vitro comparison of decellularization protocols for blood vessels. *PLoS One* 2018;13:e0209269. doi: [10.1371/journal.pone.0209269](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0209269)
23. Inci I. Characterization of decellularized chicken skin as a tissue engineering scaffold. *Biotechnology and Applied Biochemistry* 2022;69:2257-66. doi: [10.1002/bab.2348](https://doi.org/10.1002/bab.2348)
24. Tavassoli A, Matin MM, Niaki MA, Mahdavi-Shahri N, Shahabipour F. Mesenchymal stem cells can survive on the extracellular matrix-derived decellularized bovine articular cartilage scaffold. *Iranian Journal of Basic Medical Sciences* 2015;18:1221.
25. Sajed R, Zarnani AH, Madjd Z, Arefi S, Bolouri MR, Vafaei S, et al. Introduction of an efficient method for placenta decellularization with high potential to preserve ultrastructure and support cell attachment. *Artificial Organs* 2022;46:375-86. doi: [10.1111/aor.14162](https://doi.org/10.1111/aor.14162)
26. Deepak T, Babu AR. Investigation of hemocompatibility and physicochemical properties of acellular caprine pericardium for biomedical applications. *Journal of Materials Research* 2023;38:1973-83. doi: [10.1557/s43578-023-00935-9](https://doi.org/10.1557/s43578-023-00935-9)
27. Saghebasl S, Amini H, Nobakht A, Haiaty S, Bagheri HS, Hasanpour P, et al. Polyurethane-based nanofibrous mat containing porphyrin with photosensitivity and bactericidal properties can promote cutaneous tissue healing in rats. *Journal of Nanobiotechnology* 2023;21:313. doi: [10.1186/s12951-023-02082-z](https://doi.org/10.1186/s12951-023-02082-z)
28. Cai D, Chen S, Wu B, Chen J, Tao D, Li Z, et al. Construction of multifunctional porcine acellular dermal matrix hydrogel blended with vancomycin for hemorrhage control, antibacterial action, and tissue repair in infected trauma wounds. *Materials Today Bio* 2021;12:100127. doi: [10.1016/j.mtbio.2021.100127](https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2021.100127)
29. Alizadeh M, Rezakhani L, Khodaei M, Soleimannejad M, Alizadeh A. Evaluating the effects of vacuum on the microstructure and biocompatibility of bovine decellularized pericardium. *Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine* 2021;15:116-28. doi: [10.1002/term.3150](https://doi.org/10.1002/term.3150)
30. Singh H, Purohit SD, Bhaskar R, Yadav I, Bhushan S, Gupta MK, et al. Curcumin in decellularized goat small intestine submucosa for wound healing and skin tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2022;110:210-9. doi: [10.1002/jbm.b.34903](https://doi.org/10.1002/jbm.b.34903)
31. Gupta SK, Dinda AK, Potdar PD, Mishra NC. Fabrication and characterization of scaffold from cadaver goat-lung tissue for skin tissue engineering applications. *Materials Science and Engineering: C*. 2013;33:4032-8. doi: [10.1016/j.msec.2013.05.045](https://doi.org/10.1016/j.msec.2013.05.045)
32. Ji Y, Yang X, Ji Z, Zhu L, Ma N, Chen D, et al. DFT-calculated IR spectrum amide I, II, and III band contributions of N-methylacetamide fine components. *ACS Omega* 2020;5:8572-8. doi: [10.1021/acsomega.9b04421](https://doi.org/10.1021/acsomega.9b04421)



33. Rizk MA, Mostafa NY. Extraction and characterization of collagen from buffalo skin for biomedical applications. *Oriental Journal of Chemistry* 2016;32:1601. doi: [10.13005/ojc/320336](https://doi.org/10.13005/ojc/320336)
34. Goyal RP, Gangwar AK, Khangembam SD, Yadav VK, Kumar R, Verma RK, et al. Decellularization of caprine esophagus using fruit pericarp extract of *Sapindus mukorossi*. *Cell and Tissue Banking* 2022;1-14. doi: [10.1007/s10561-021-09916-w](https://doi.org/10.1007/s10561-021-09916-w)
35. Kittiphattanabawon P, Benjakul S, Visessanguan W, Shahidi F. Isolation and properties of acid-and pepsin-soluble collagen from the skin of blacktip shark (*Carcharhinus limbatus*). *European Food Research and Technology* 2010;230:475-83. doi: [10.1007/s00217-009-1191-0](https://doi.org/10.1007/s00217-009-1191-0)
36. de Campos Vidal B, Mello MLS. Collagen type I amide I band infrared spectroscopy. *Micron* 2011;42:283-9. doi: [10.1016/j.micron.2010.09.010](https://doi.org/10.1016/j.micron.2010.09.010)
37. Haghjooy Javanmard S, Anari J, Zargar Kharazi A, Vatankeh E. In vitro hemocompatibility and cytocompatibility of a three-layered vascular scaffold fabricated by sequential electrospinning of PCL, collagen, and PLLA nanofibers. *Journal of Biomaterials Applications* 2016;31:438-49. doi: [10.1177/0885328216652068](https://doi.org/10.1177/0885328216652068)
38. Benjakul S, Thiansilakul Y, Visessanguan W, Roytrakul S, Kishimura H, Prodpran T, et al. Extraction and characterisation of pepsin-solubilised collagens from the skin of bigeye snapper (*Priacanthus tayenus* and *Priacanthus macracanthus*). *Journal of the Science of Food and Agriculture* 2010;90:132-8. doi: [10.1002/jsfa.3795](https://doi.org/10.1002/jsfa.3795)
39. Li L-Y, Zhao Y-Q, He Y, Chi C-F, Wang B. Physicochemical and antioxidant properties of acid-and pepsin-soluble collagens from the scales of miiuy croaker (*Miichthys miiuy*). *Marine Drugs* 2018;16:394. doi: [10.3390/md16100394](https://doi.org/10.3390/md16100394)
40. Sun L, Hou H, Li B, Zhang Y. Characterization of acid-and pepsin-soluble collagen extracted from the skin of Nile tilapia (*Oreochromis niloticus*). *International Journal of Biological Macromolecules* 2017;99:8-14. doi: [10.1016/j.ijbiomac.2017.02.057](https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2017.02.057)
41. Nara S, Chameettachal S, Midha S, Murab S, Ghosh S. Preservation of biomacromolecular composition and ultrastructure of a decellularized cornea using a perfusion bioreactor. *RSC Advances* 2016;6:2225-40. doi: [10.1039/C5RA20745B](https://doi.org/10.1039/C5RA20745B)



Chicken Skin Decellularization: a Platform for Tissue Engineering

Mozafar Khazaei (Ph.D.)^{1,2}, Shima Rahmati (Ph.D.)³, Fatemeh Khazaei (B.Sc.)⁴, Leila Rezakhani (Ph.D.)^{1,2*}

1- Fertility and Infertility Research Center, Health Technology Institute, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran.

2- Dept. of Tissue Engineering, School of Medicine, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran.

3- Cancer Research Center, Shahrekord University of Medical Sciences, Shahrekord, Iran.

4- Student Research Committee, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran.

Received: 26 May 2023, Accepted: 18 October 2023

Abstract:

Introduction: Decellularized extracellular matrix scaffolds, with a three-dimensional structure and natural bioactive compounds, can mimic the natural conditions of the body. This study aimed to decellularize, characterize, and explore the potential use of chicken skin as a scaffold in tissue engineering.

Methods: In this experimental study, the chicken skin was decellularized with a combination of physical (agitation) and chemical [ionic detergent sodium dodecyl sulfate (SDS)] methods. DNA content, histological characteristics, morphology, mechanical properties, biocompatibility, blood compatibility, swelling, water retention capacity, and contact angle of the scaffold were investigated.

Results: The decellularization of chicken skin was confirmed through DNA content assay and tissue staining. Electron microscope images demonstrated the preservation of scaffold morphology. Besides, the mechanical strength of the decellularized tissue was largely maintained. The prepared scaffold exhibited non-cytotoxic properties and showed acceptable compatibility with blood. Additionally, the scaffold displayed promising characteristics in terms of swelling, water retention capacity, and contact angle.

Conclusion: Our study's findings indicate that chicken skin, as a readily available material, is biocompatible, hemocompatible, and capable of retaining moisture. Therefore, it can be considered a suitable candidate for scaffold preparation in future tissue engineering research.

Keywords: Decellularization, Tissue engineering, Skin.

Conflict of Interest: No

*Corresponding author: L. Rezakhani, Email: Leila_rezakhani@yahoo.com

Citation: Khazaei M, Rahmati Sh, Khazaei F, Rezakhani L. Chicken skin decellularization: a platform for tissue engineering. Journal of Knowledge & Health in Basic Medical Sciences 2024;18(4):40-48.

