

مطالعه تغییرات پتانسیل الکتریکی موضع زخم پوستی به شیوه غیر تهاجمی و رابطه آن با تغییرات اندازه سطح زخم در دوره التیام

قدمعلی طالبی * M.Sc.، گیتی ترکمان[?] Ph.D.، سید محمد فیروز آبادی ** Ph.D.،
شمس شریعت *** Ph.D.، وحیده کرباسی ** M.Sc.

چکیده

هدف: هدف از این مطالعه ارائه روش اندازه‌گیری غیر تهاجمی سطحی برای بررسی تغییرات پتانسیل الکتریکی موضع زخم و تعیین رابطه آن با اندازه سطح زخم در طول ۲۱ روز التیام بود.
روش بررسی: در این مطالعه از ۱۳ خوکچه هندی نر از نژاد آلبینو با وزن ۳۵۰-۴۰۰ گرم استفاده شد. در فاصله یک سانتی‌متری ستون فقرات پشتی حیوان، برش پوستی تمام ضخامت به طول ۲/۵ سانتی‌متر داده شد. پتانسیل ناحیه زخم قبل، بلافاصله بعد از برش و سپس به مدت ۲۱ روز در طول ترمیم به روش تفاضلی اندازه‌گیری شد. سطح زخم نیز تا روز ۲۱ اندازه‌گیری گردید.
یافته‌ها: قبل از ایجاد زخم، پتانسیل الکتریکی پوست سالم $1/75 \pm 0/05$ میلی ولت بود. بلافاصله پس از ایجاد زخم، پتانسیل موضع زخم به $1/07 \pm 2/66$ میلی ولت و یک روز بعد به حداکثر مقدار مثبت $6/36 \pm 1/65$ میلی ولت رسید. پس از آن پتانسیل زخم شروع به کاهش نمود. بین تغییرات پتانسیل زخم و اندازه سطح زخم، همبستگی معنی‌داری ($R^2=0.86$) به دست آمد.
نتیجه‌گیری: بسته شدن سطح زخم زودتر از بازگشت پتانسیل جراحات به سطح طبیعی قبل از آسیب بود. به نظر می‌رسد بازگشت پتانسیل موضع زخم به سطح قبل از آسیب نیازمند بازگشت ساختار و عملکرد طبیعی پوست باشد. اندازه‌گیری پتانسیل جراحات به شیوه غیر تهاجمی می‌تواند به عنوان یک روش ابجکتیو و بالینی برای ارزیابی پروسه التیام زخم به خصوص در مطالعات انسانی استفاده شود.

واژه‌های کلیدی: التیام زخم، پتانسیل آسیب، پتانسیل پوست.

مقدمه

می‌باشد (۱-۳). به دنبال آسیب پوست، در موضع زخم یک بار الکتریکی معکوس پدیدار می‌گردد و محل زخم نسبت به پوست سالم اطراف بار مثبت پیدا می‌کند (۳-۶). عقیده بر این است که

پوست دارای پتانسیل الکتریکی است به گونه‌ای که سطح بیرونی آن نسبت به لایه‌های درونی پوست دارای بار الکتریکی منفی

دریافت مقاله: ۸۵/۳/۹ اصلاح مقاله: ۸۵/۷/۱۸ پذیرش مقاله: ۸۵/۷/۲۲

? دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت‌مدرس، تهران- ایران

* گروه فیزیوتراپی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت‌مدرس

** گروه فیزیک‌پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت‌مدرس

*** بخش پاتولوژی، بیمارستان امام خمینی (ره)

خالی از اشکال نخواهد بود. خطر انتقال عفونت و ناراحتی افراد نیز مسأله‌ای است که این شیوه اندازه‌گیری را ناکارآمد می‌سازد (۱۳۶). در سال ۱۹۹۳ ژرسینوویک و همکارانش با استفاده از شیوه غیر تهاجمی، پتانسیل‌های پوستی را طی یک دوره ۷ روزه در نمونه‌های انسانی داوطلب که در آنها خراش پوستی ایجاد می‌نمودند، اندازه‌گیری کردند (۶). همچنین واتسون در سال ۱۹۹۵ در نمونه‌های انسانی با اندازه‌گیری پتانسیل سطحی تفاضلی پوست، به بررسی التیام بافت نرم پس از صدمات پرداخت (۱۳). تاکنون در هیچ مطالعه‌ای تغییرات پتانسیل الکتریکی موضع زخم‌های برشی تمام ضخامت پوستی در طول ۳ هفته التیام زخم با استفاده از شیوه ثبت غیر تهاجمی به عنوان شاخص التیام زخم و ارتباط آن با بسته شدن سطح زخم مورد بررسی قرار نگرفته است. لذا در این پژوهش به منظور مطالعه تغییرات پتانسیل الکتریکی موضع زخم در طول پروسه التیام به صورت ابجکتیو و غیر تهاجمی، روش ثبت پتانسیل پوستی به شیوه سطحی و غیر تهاجمی انتخاب گردید. در این شیوه، اختلاف پتانسیل پوست یک موضع مشخص از نقاط دیگر با استفاده از الکترودهای اندازه‌گیر سطحی نسبت به یک الکترودم مرجع معین به شیوه تفاضلی اندازه‌گیری می‌گردد. بنابراین در این روش دخالت عوامل مخدوش کننده در اندازه‌گیری‌ها به حداقل می‌رسد از جمله این که دیگر نیازی به الکترودم سوزنی زیر پوستی نیست. این تکنیک، ایجاد پتانسیل جراحی نمی‌کند و در اثر درد ناشی از کار گذاشتن الکترودم مرجع، آرتیفکت حرکتی ایجاد نمی‌شود. به علاوه تغییرات دما و رطوبت محیط بر مقادیر پتانسیل سطحی تفاضلی پوستی یک موضع مشخص تاثیر معنی‌داری نخواهد داشت (۱۳).

روش بررسی

در این تحقیق از خوکچه‌های هندی نر، نژاد آلبینو و وزن ۴۰۰-۳۵۰ گرم استفاده شد. حیوانات از محل انستیتو پاستور کرج خریداری شدند و در حیوان خانه دانشگاه تربیت مدرس در قفس‌های فایبرگلاس در محیطی بادامی 21 ± 0.5 درجه سانتی‌گراد و با رطوبت نسبی $50 \pm 10\%$ قرار گرفتند. اتاق دارای تهویه و شرایط ۱۲:۱۲ ساعت نور- تاریکی بود. پس از ایجاد زخم،

جریان الکتریکی ایجاد شده در موضع زخم یک نقش تنظیمی در پروسه التیام ایفا می‌کند (۱۰-۷).

شیوه‌های مختلفی برای ارزیابی پروسه التیام زخم پوستی مطرح بوده است که از جمله مهمترین آنها می‌توان به اندازه‌گیربهای سطح زخم (۱۱) و پارامترهای بیومکانیکی پوست مانند قدرت کششی بافت اشاره نمود (۱۲). اندازه‌گیری پارامترهای بیومکانیکی نیازمند تجهیزات خاص و عمدتاً گران قیمت بوده، شیوه‌ای بالینی و قابل اجرا برای نمونه‌های انسانی نیست. اندازه‌گیری‌های سطح زخم نیز شیوه‌ای کاملاً ابجکتیو نبوده، به تنهایی نمی‌تواند تغییرات فیزیولوژیک اتفاق افتاده در پروسه التیام را روشن سازد (۱۳).

یکی از مشکلات پیش روی تحقیقات علمی راجع به کفایت و اثربخشی درمانهای فیزیکی و دارویی، فقدان ابزارهای پژوهشی مناسب جهت اندازه‌گیری ابجکتیو تغییرات اتفاق افتاده در پروسه فیزیولوژیک ترمیم زخم می‌باشد (۱۳). پتانسیل الکتریکی پوست و پتانسیل جراحی نیز یک واقعیت تایید شده است. پس این امکان وجود دارد که با اندازه‌گیری پتانسیل موضع زخم در طول التیام بتوانیم پروسه ترمیم را به صورتی کاملاً ابجکتیو و بالینی ارزیابی کنیم. از سوی دیگر بررسی تغییرات پتانسیل موضع زخم و درک رابطه آن با سطح زخم، قطعاً به روشن ساختن نقش پتانسیل جراحی در التیام کمک می‌نماید.

تکنیک‌هایی که جهت ثبت پتانسیل پوست در مقالات دیده می‌شود عمدتاً شامل اندازه‌گیری اختلاف پتانسیل دو سوی پوست (Transcutaneous Potential) می‌باشد. در این شیوه پتانسیل پوستی بین یک الکترودم مرجع که در داخل پوست کار گذاشته می‌شود و یک الکترودم اندازه‌گیر که روی پوست واقع است، اندازه‌گیری می‌شود (۱۷-۱۴). این روش، شیوه‌ای تهاجمی بوده، به دلایل متعدد جهت مطالعه روند تغییرات پتانسیل پوستی موضع زخم در طول پروسه التیام مناسب نمی‌باشد. کار گذاشتن الکترودم سوزنی (مرجع) در داخل پوست، خود ایجاد جراحی نموده، به عنوان یک عامل مخدوش کننده می‌تواند پتانسیل پایه مورد مطالعه را تحت تاثیر قرار دهد. از سوی دیگر ثابت نگه داشتن الکترودم مرجع در محل خود در طول التیام امری بسیار دشوار بوده،

نقطه A (در فاصله ۱ سانتی‌متری از ستون مهره‌ای) و نقطه B (در فاصله ۲ سانتی‌متری از نقطه A و در همان سمت ستون مهره‌ای) نسبت به الکتروود مرجع، اندازه‌گیری شد. الکترودهای اندازه‌گیر شامل یک جفت الکتروود ثبت واقع در نقاط A و B و یک الکتروود مرجع واقع در پایین‌تر از الکترودهای ثبت و در انتهای ستون فقرات بود. هر بار اندازه‌گیری تا ۲۰ دقیقه ادامه یافت و در طول این مدت در هر ثانیه یک رکورد ثبت شد. این بخش از مطالعه به منظور پی بردن به عوامل تاثیرگذار روی مقادیر پتانسیل تفاضلی سطحی و در حقیقت شیوه صحیح اندازه‌گیری طراحی شد. بنابراین اندازه‌گیری‌ها در شرایط مختلف، زمان‌های مختلف و با الکترودهای مختلف انجام گردید. در ابتدا از یک جفت الکتروود Ag-AgCl فنجان‌ی شکل استفاده شد که با قرار دادن لایه‌ای از ژل الکتروولیت در زیر آنها به وسیله استرپ در محل خود بسته می‌شدند. بررسی ثبت‌های صورت گرفته نشان داد که استفاده از این نوع الکتروودها برای مطالعه پتانسیل سطحی تفاضلی پوست مناسب نمی‌باشد زیرا مقادیر به دست آمده در طول هر بار اندازه‌گیری، تغییرات بسیار وسیعی داشته، میانگین اندازه‌گیری‌ها بین ثبت‌های مختلف نیز دارای تغییرات زیاد، کاملاً تصادفی و غیرجهت‌دار بود. به نظر می‌رسد که این تغییرات ناشی از تغییر در مقدار ژل قرار گرفته در زیر الکتروودها، اشکال در چسباندن و جابجایی یا حرکت احتمالی الکتروودها می‌باشد. به همین دلیل الکتروودهای ECG Self Adhesive Ag-AgCl مورد آزمایش قرار گرفتند. این الکتروودها خود دارای یک ژل نسبتاً سفت بوده، نیازی به بستن با استرپ نداشتند. در نتیجه ژل آنها بر روی سطح پوست پخش نمی‌شد. در اندازه‌گیری‌های انجام شده با این الکتروودها، اولاً میانگین مقادیر هر بار اندازه‌گیری با نتایج مطالعات سوزنی همخوانی داشت (۱۴) و ثانیاً اختلاف میانگین اندازه‌گیری‌ها بین ثبت‌های مختلف نیز کوچک بود. لذا در ادامه کار و در طی بخش اصلی این مطالعه از این الکتروودها استفاده گردید.

عامل دیگری که تاثیر قابل توجهی روی مقادیر پتانسیل داشت، دفورمیشن مکانیکی پوست و آرتیفکت‌های ناشی از حرکت بود. زمانی که به هر دلیل حیوان در داخل وسیله مقید کننده تکان می‌خورد، پتانسیل پوستی تغییر قابل توجهی می‌نمود و چندین

حیوانات در قفس‌های انفرادی نگهداری شدند و آب و غذا در یک الگوی کاملاً یکسان در اختیار حیوانات قرار گرفت. به منظور ثبت پتانسیل‌های پوست به صورت سطحی یک دستگاه تقویت کننده تفاضلی با مشخصات فنی دارای یک فیلتر پایین‌گذر با قابلیت تنظیم روی ۰/۲۵، ۰/۵۰، ۰/۷۵ و ۱ هرتز، یک گین با قابلیت تنظیم روی ۱۰، ۲۰، ۴۰ و ۵۰ CMRR برابر با ۱۰۰ دسی‌بل و امپدانس آمپلی فایر 10^8 اهم طراحی و ساخته شد. به منظور حذف هر گونه سیگنال AC و EMG و نیز دیگر سیگنال‌های تداخلی، در سرتاسر طول مطالعه فیلتر پایین‌گذر روی ۰/۲۵ هرتز قرار داده شد. برای تقویت سیگنال‌های ریز مربوط به پتانسیل‌های پوستی، گین دستگاه روی ۱۰ تنظیم گردید. برای اطمینان از کالیبراسیون الکترونیکی دستگاه، ولتاژهای معین توسط سیگنال ژنراتور به دستگاه اعمال شد و خروجی آن تعیین گردید. اندازه‌گیری‌ها نشان داد که دستگاه قادر است تحت شرایط آزمایشگاهی به خوبی اختلاف ولتاژ داده شده را بخواند. Set-up اندازه‌گیری شامل دستگاه پتانسیومتر طراحی شده و یک دستگاه مولتی متر دیجیتال هیوکی (مدل ۳۸۰۱ ساخت ژاپن) بود که پتانسیل تفاضلی ثبت شده را به صورت دیجیتال نمایش می‌داد و این اطلاعات توسط یک کابل RS 232C به یک کامپیوتر مدل پنتیوم ۴ انتقال داده می‌شد. ولتاژ اندازه‌گیری شده شامل اختلاف پتانسیل‌های بین دو موضع انتخاب شده نسبت به الکتروود مرجع بود (شکل ۱).

مطالعه اولیه، بررسی عوامل تاثیرگذار روی

اندازه‌گیری‌ها. با توجه به این که مطالعات محدودی در زمینه ثبت پتانسیل سطحی تفاضلی پوست صورت گرفته است و جزئیات کار نیز در این مقالات روشن نبود، لازم بود که قبل از مطالعه اصلی، به مطالعه برخی عوامل تاثیرگذار بپردازیم تا شیوه صحیح اندازه‌گیری مشخص شود. لازم به ذکر است که واتسون در مطالعه خود به تاثیر برخی عوامل مانند محل قرار گیری الکتروودها، جنس الکتروودها و عوامل محیطی روی پتانسیل سطحی پوست اشاره نموده است (۱۳).

مرحله مقدماتی مطالعه روی پوست سالم ۴ حیوان صورت گرفت. پس از تیغ کردن موهای پشتی حیوان و بی‌حرکت نگه داشتن حیوان در یک وسیله مقید کننده، اختلاف پتانسیل پوست بین

ثبت صورت گرفت. این ثبت‌ها در هر حیوان تا ۴ روز ادامه یافت. هر بار اندازه‌گیری شامل ۱۲۰۰ رکورد بود که فقط مقادیر مربوط به ۵ دقیقه آخر برای تجزیه و تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت.

مطالعه اصلی: بررسی تغییرات پتانسیل موضع زخم و ارتباط آن با تغییرات اندازه سطح زخم.

در این مرحله ۱۳ حیوان مورد مطالعه قرار گرفت. پس از بیهوش کردن هر حیوان، ابتدا پتانسیل محل مورد نظر اندازه‌گیری شد تا پتانسیل سطحی تفاضلی پوست سالم نقطه A (در ۱ سانتی‌متری ستون فقرات) نسبت به پوست سالم نقطه B (در ۲ سانتی‌متری از نقطه A) به دست آید. سپس یک برش پوستی تمام ضخامت به طول ۲/۵ سانتی‌متر روی نقطه A داده شد. عمق برش تا حد رسیدن به فاسیای روی عضله بود. بلافاصله پس از اعمال برش، پتانسیل سطحی تفاضلی نقطه A (موضع زخم) نسبت به نقطه B (پوست سالم اطراف) اندازه‌گیری شد. الکتروود مثبت روی نقطه A، الکتروود منفی روی نقطه B و الکتروود مرجع در انتهای ستون فقرات قرار داده شد. همچنین پتانسیل سطحی تفاضلی موضع زخم و اندازه سطح زخم از روز اول پس از ایجاد زخم تا روز ۲۱، به صورت یک روز در میان، اندازه‌گیری شد. هر اندازه‌گیری پتانسیل پوستی شامل سه ثبت ۲۰ دقیقه‌ای بود که فقط مقادیر مربوط به ۵ دقیقه آخر هر ثبت برای تجزیه و تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت. برای اندازه‌گیری سطح زخم ابتدا یک پلاستیک کاملاً شفاف روی زخم قرار داده شد و تصویر محیط زخم سه بار با دقت روی ترنس پرنتر ترسیم شد. سپس با استفاده از نگاتوسکوپ Sigma مدل L2203 تصویر زخم روی کاغذ چهارخانه میلی‌متری منتقل گردید. با شمارش خانه‌های کوچک میلی‌متری، مساحت سطح زخم به میلی‌متر مربع اندازه‌گیری شد.

یافته‌ها

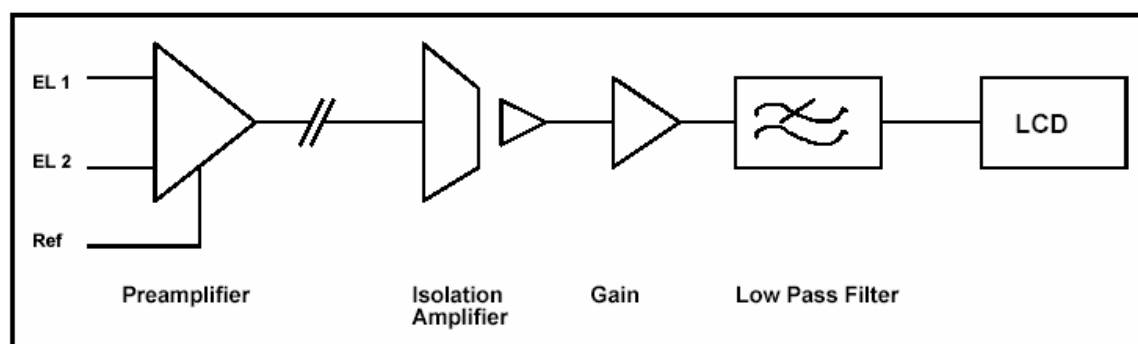
بررسی مقادیر پتانسیل‌های ثبت شده در هر بار اندازه‌گیری در مدت ۲۰ دقیقه نشان داد که یک دوره تثبیت شدن نسبی برای پتانسیل وجود دارد. بررسی منحنی مقادیر پتانسیل در ثبت‌های

دقیقه طول می‌کشید تا به سطح پتانسیل اولیه نزدیک شود. لذا در ادامه کار به جای نگه داشتن حیوان در وسیله مقید کننده، قبل از ثبت پتانسیل، حیوان را با تزریق زیر صفاقی داروی ترکیبی کتامین - زایلازین بیهوش نمودیم. موضوع مهم دیگر، وجود یک دوره برای تثبیت شدن نسبی پتانسیل بود. مشاهدات در هر بار اندازه‌گیری نشان داد که مقادیر پتانسیل پس از یک سری تغییرات نسبتاً وسیع در دقایق اولیه، تقریباً پس از ۱۵ دقیقه تثبیت می‌شد (شکل ۲). لذا برای تحلیل آماری نتایج به دست آمده در این مطالعه، مقادیر ثبت شده در ۵ دقیقه آخر هر بار اندازه‌گیری (مقادیر مربوط به ثانیه‌های ۹۰۰ تا ۱۲۰۰) مورد استفاده قرار گرفت تا اثر تغییرات زیاد و تصادفی دقیقه‌های اولیه هر ثبت حذف شود. واتسون نیز در مطالعه خود به زمان ۱۰ تا ۱۵ دقیقه برای رسیدن به تثبیت نسبی اشاره نموده است (۱۳).

مطالعه قابلیت تکرارپذیری دستگاه. پس از تعیین شیوه صحیح اندازه‌گیری، میزان تکرارپذیری دستگاه پتانسیومتر در اندازه‌گیری‌های متوالی مورد بررسی قرار گرفت. در این مرحله از مطالعه از ۴ حیوان استفاده شد. پس از بیهوش کردن حیوان با تزریق زیر صفاقی داروی ترکیبی کتامین - زایلازین (به نسبت ۸ به ۱)، ۰/۱ سی‌سی به ازای هر ۱۰۰ گرم وزن حیوان، و تیغ کردن موهای پشتی حیوان، پتانسیل سطحی تفاضلی پوست در ۳ موضع متفاوت اندازه‌گیری شد. موضع شماره ۱ شامل اندازه‌گیری اختلاف پتانسیل بین پوست دو نقطه در طول ستون فقرات به فاصله ۸ سانتی‌متر، موضع شماره ۲ شامل اندازه‌گیری اختلاف پتانسیل بین پوست دو نقطه در دو سمت ستون فقرات میانی به فاصله ۴ سانتی‌متر و موضع شماره ۳ شامل اندازه‌گیری اختلاف پتانسیل بین پوست دو نقطه در سمت راست ستون فقرات میانی به فاصله ۲ سانتی‌متر بود. در ثبت‌های مربوط به موضع اول، الکتروود مثبت در بالا و الکتروود منفی در پایین ستون فقرات قرار داشت. در ثبت‌های مربوط به موضع دوم و سوم، الکتروود مثبت همیشه در سمت چپ الکتروود منفی (الکتروود معکوس کننده) قرار گرفت. در تمامی ثبت‌ها الکتروود مرجع در انتهای ستون فقرات قرار داده شد. هر بار اندازه‌گیری ۲۰ دقیقه به طول انجامید و از هر موضع ۳ بار

جدول ۱. میانگین پتانسیل سطحی تفاضلی پوست (میلی ولت) در ثبت های متوالی در بررسی تکرارپذیری

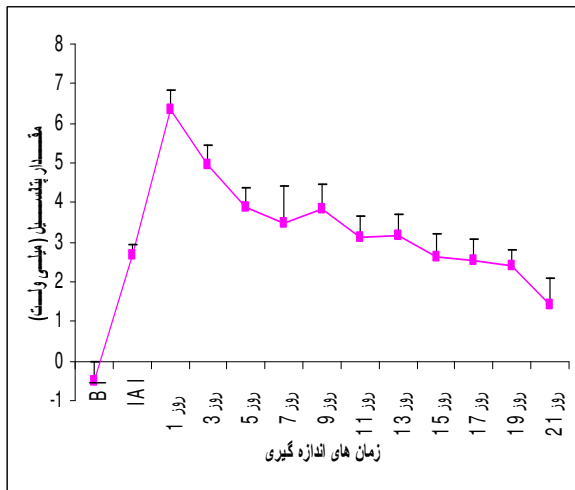
شماره حیوان	موضع اندازه گیری	میانگین پتانسیل و انحراف معیار در روز اول	میانگین پتانسیل و انحراف معیار در روز دوم	میانگین پتانسیل و انحراف معیار در روز سوم	میانگین پتانسیل و انحراف معیار در روز چهارم
۱	۱	۹/۷۶ ± ۰/۶۰	۹/۵۶ ± ۱/۵۱	۹/۶۳ ± ۰/۷۴	۱۰/۰۱ ± ۱/۱۷
۱	۲	۴/۲۳ ± ۰/۸۴	۳/۸۱ ± ۰/۹۷	۴/۳۲ ± ۰/۹۲	۴/۱۵ ± ۱/۵۴
۱	۳	۰/۷۱ ± ۰/۰۵	۰/۷۷ ± ۰/۰۴	۰/۵۲ ± ۰/۰۱	۰/۶۵ ± ۰/۱۸
۲	۱	۹/۱۰ ± ۱/۱۵۸	۹/۵۱ ± ۱/۰۹	۹/۶۳ ± ۱/۵۳	۸/۷۲ ± ۲/۳۵
۲	۲	۴/۸۸ ± ۰/۸۸	۴/۳۵ ± ۰/۵۸	۴/۷۱ ± ۰/۸۴	۳/۹۴ ± ۰/۶۹
۲	۳	۰/۲۴ ± ۰/۱۷	۰/۴۸ ± ۰/۵۸	۰/۲۸ ± ۰/۰۴	۰/۴۹ ± ۰/۱۶
۳	۱	۹/۹۸ ± ۱/۴۵	۱۰/۰۳ ± ۰/۳۵	۱۰/۱۷ ± ۱/۷۷	۹/۸۲ ± ۰/۴۲
۳	۲	۵/۶۱ ± ۰/۳۹	۴/۸۶ ± ۱/۱۲	۵/۸۲ ± ۱/۰۵	۴/۹۸ ± ۰/۴۹
۳	۳	۰/۲۸ ± ۰/۳۲	۰/۱۵ ± ۰/۰۱	۰/۲۷ ± ۰/۴۶	۰/۶۲ ± ۰/۲۵
۴	۱	۱۰/۱۸ ± ۲/۲۸	۹/۹۸ ± ۱/۱۸	۹/۶۵ ± ۰/۹۵	۱۰/۱۱ ± ۰/۲۸
۴	۲	۳/۹۲ ± ۰/۷۶	۳/۸۸ ± ۰/۶۸	۴/۱۵ ± ۰/۶۶	۴/۵۹ ± ۱/۳۹
۴	۳	۰/۳۷ ± ۰/۲۵	۰/۷۲ ± ۰/۰۱	۰/۸۹ ± ۰/۳۲	۰/۳۳ ± ۰/۱۷



شکل ۱. بلوک دیاگرام دستگاه تقویت کننده تفاضلی

پوست سالم $1/75 \pm 0/05$ میلی ولت بود. آزمون تست T زوج بین میانگین اندازه گیری ها نشان داد که بلافاصله پس از ایجاد زخم برشی پتانسیل موضع زخم نسبت به پوست سالم کناری افزایش معنی داری یافت ($P < 0/05$) و به $2/66 \pm 1/07$ میلی ولت رسید. این تغییر حاکی از آن است که پس از آسیب موضع زخم نسبت به پوست سالم اطراف، پتانسیل مثبت پیدا می کند. اما حداکثر پتانسیل زخم بلافاصله پس از آسیب نبود بلکه در روز اول پس از ایجاد زخم اتفاق افتاد. یک روز پس از ایجاد زخم پتانسیل موضع آسیب به حداکثر مقدار $6/36 \pm 1/65$ میلی ولت رسید و با ادامه روند ترمیم، پتانسیل موضع زخم کاهش یافت. بررسی

مختلف نشان داد که پتانسیل تفاضلی سطحی پس از ۱۵ دقیقه به حالت تثبیت نسبی می رسد. بنابراین مقادیر مربوط به ۵ دقیقه آخر در هر ثبت برای تجزیه و تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت. در بررسی تکرارپذیری دستگاه در اندازه گیری های متوالی، آزمون آنالیز واریانس یکطرفه بین میانگین اندازه گیری های پتانسیل سطحی تفاضلی در سه موضع ثبت در روزهای مختلف (جدول ۱) نشان داد که اختلاف معنی داری بین اندازه گیری ها وجود ندارد ($p > 0/05$)، بنابراین دستگاه پتانسیومتر طراحی شده در اندازه گیری های متوالی خود دارای تکرارپذیری می باشد. میانگین اختلاف پتانسیل پایه بین دو محل اندازه گیری روی



شکل ۳. منحنی تغییرات پتانسیل موضع زخم (میلی ولت) تا روز ۲۱ پس از ایجاد زخم.

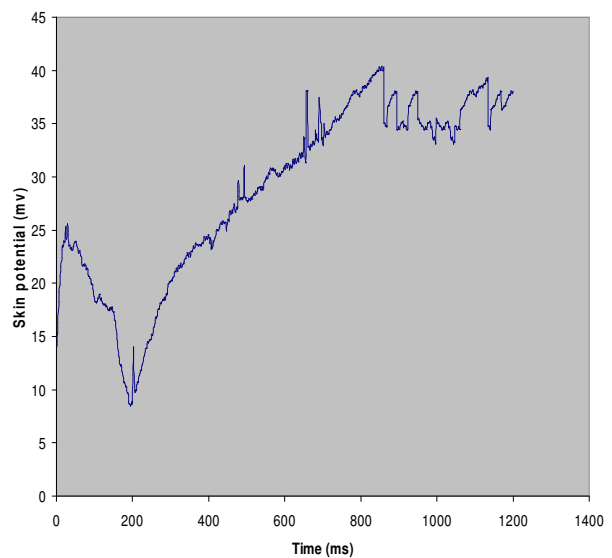
منحنی تغییرات پتانسیل موضع زخم نشان می‌دهد که بازگشت پتانسیل زخم یک سیر خطی نداشته، با نوساناتی توأم می‌باشد. در روز ۲۱ میانگین پتانسیل موضع زخم به $1/44 \pm 2/28$ میلی‌ولت رسید (جدول ۲). گرچه با پیشرفت روند ترمیم پتانسیل موضع زخم نسبت به حداکثر افزایش مثبت خود در روز اول در پایان هفته سوم کاهش چشمگیری نشان داد اما کاملاً به سطح قبل از آسیب برگشت (شکل ۳). آزمون تست T زوج نشان داد که بین میانگین اندازه‌گیری‌های قبل از ایجاد زخم و روز ۲۱ پس از ایجاد زخم یک اختلاف معنی‌دار وجود دارد ($P < 0/05$). درصد کاهش پتانسیل زخم پس از وقوع پیک مثبت (درصد نزدیک شدن پتانسیل زخم به پتانسیل طبیعی قبل از زخم) در پایان هفته اول $45/59\%$ ، در پایان هفته دوم $54/55\%$ و در پایان هفته سوم $77/35\%$ بود.

آزمون تست T زوج بین میانگین اندازه‌گیری‌ها نشان داد که سطح زخم از روز هفتم به بعد نسبت به اندازه سطح زخم در روز اول کاهش معنی‌داری می‌یابد ($P < 0/05$). نتایج مربوط به اندازه‌گیری‌های سطح زخم نشان داد که سطح زخم در پایان هفته اول $14/52\%$ ، در پایان هفته دوم $69/13\%$ و در پایان هفته سوم $92/27\%$ کاهش معنی‌دار یافت ($P < 0/05$) (شکل ۴).

در روز ۲۱، بطور متوسط سطح زخم $92/27\%$ کاهش نشان داد یعنی سطح زخم $92/27\%$ درصد بسته شد در حالیکه میانگین

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار در اندازه‌گیری‌های پتانسیل سطحی تفاضلی و سطح زخم در طول ۲۱ روز ترمیم.

میانگین پتانسیل (میلی ولت) SD±Mean	میانگین سطح زخم (میلی متر مربع) SD±Mean	زمان اندازه‌گیری
$1/75 \pm 0/45$		قبل از ایجاد زخم
$2/66 \pm 1/07$		بلافاصله پس از زخم
$6/36 \pm 1/65$	$116/17 \pm 9/37$	روز اول پس از زخم
$4/95 \pm 1/85$	$112/40 \pm 11/23$	روز ۳ پس از زخم
$3/88 \pm 1/66$	$109/30 \pm 10/11$	روز ۵ پس از زخم
$3/46 \pm 3/44$	$99/30 \pm 17/38$	روز ۷ پس از زخم
$3/85 \pm 2/24$	$80/33 \pm 19/66$	روز ۹ پس از زخم
$3/11 \pm 1/89$	$54/30 \pm 20/59$	روز ۱۱ پس از زخم
$3/16 \pm 1/96$	$35/86 \pm 15/19$	روز ۱۳ پس از زخم
$2/62 \pm 2/16$	$24/94 \pm 10/99$	روز ۱۵ پس از زخم
$2/54 \pm 1/89$	$17/91 \pm 10/43$	روز ۱۷ پس از زخم
$2/39 \pm 1/49$	$13/94 \pm 8/93$	روز ۱۹ پس از زخم
$1/44 \pm 2/28$	$8/97 \pm 5/63$	روز ۲۱ پس از زخم



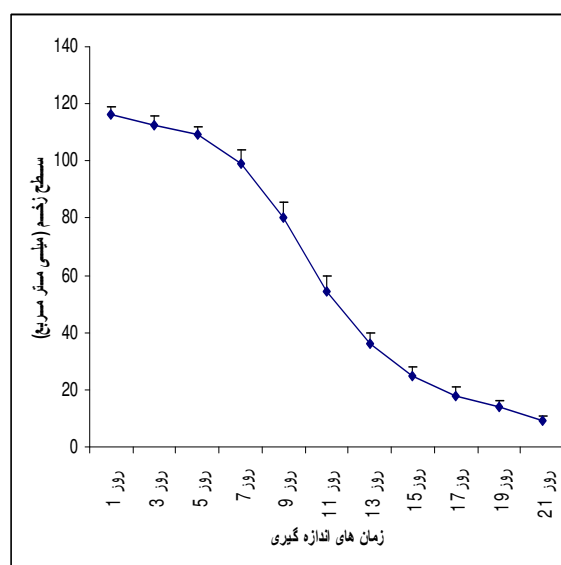
شکل ۴: منحنی تغییرات پتانسیل ثبت شده طی ۲۰ دقیقه

طبیعی زودتر از بازگشت پتانسیل الکتریکی موضع زخم به حالت طبیعی قبل از زخم اتفاق می‌افتد. در بررسی همبستگی بین تغییرات پتانسیل موضع زخم و تغییرات اندازه سطح زخم، همبستگی با ضریب $0/86$ بدست آمد. در آنالیز رگرسیون بین تغییرات پتانسیل موضع زخم (متغیر وابسته Y) و تغییرات اندازه سطح زخم (متغیر مستقل X) رابطه زیر بدست آمد (شکل ۵).

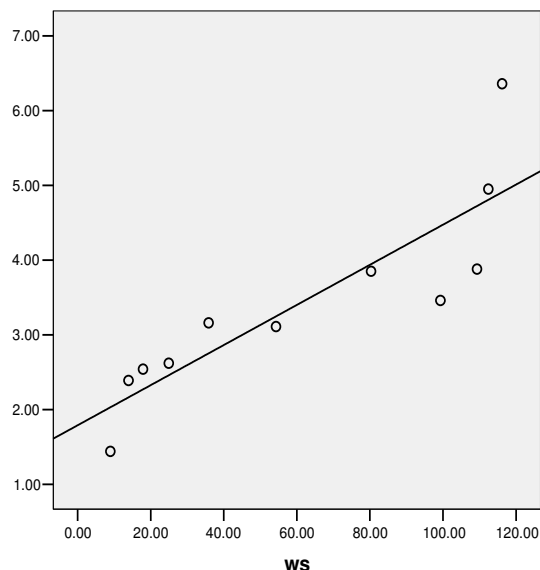
$$Y=1.87+0.02x$$

بحث

وجود دامنه و انحراف معیار نسبتاً بزرگ در ثبت‌های ۲۰ دقیقه‌ای حاکی از آن است که یک دوره اولیه برای تثبیت شدن پتانسیل وجود دارد. در این دوره مقدار سیگنال بیشترین تغییرات را نشان می‌دهد. زمانی که در محاسبات، مقادیر مربوط به دوره اولیه تثبیت شدن حذف شوند، تغییرات میانگین پتانسیل، کوچک و در محدوده قابل قبول خواهد بود. واتسون یک دوره تثبیت شدن ۱۵ دقیقه‌ای برای الکترودهای Ag/AgCl بیان نمود (۱۳). از این رو در تجزیه و تحلیل آماری اندازه‌گیری‌ها، مقادیر مربوط به ۵ دقیقه آخر هر ثبت مورد استفاده قرار گرفت. ممکن است دلیل دوره تأخیر زمانی برای تثبیت شدن سیگنال‌ها، تغییر شکل مکانیکی پوست و تغییر در غلظت ژل الکترولیت در زیر الکترودهای ثبت در دقایق ابتدایی باشد. در حقیقت زمانی که الکترودهای ثبت به پوست چسبانده می‌شوند، ناگزیر یک تغییر شکل مکانیکی در پوست اتفاق می‌افتد. همچنین در اثر فشار ناگهانی ناشی از چسباندن الکترودها، غلظت ژل الکترولیت در زیر الکترودها تغییر می‌کند. با توجه به این که سیگنال‌های پتانسیل پوستی بسیار کوچک و حساس هستند، لذا انتظار می‌رود تا زمان پایدار شدن و تثبیت این شرایط، سیگنال‌های ثبت شده تغییرات وسیعی نشان دهند. محققین دیگر نیز بیان نمودند که تغییر شکل مکانیکی پوست (۱۳) و تغییر در غلظت ژل زیر الکترودها (۱۷) بر اندازه پتانسیل پوستی تأثیر می‌گذارد. همسو با یافته‌های دیگر محققان (۶-۴، ۲۰-۱۸)، نتایج حاصل از این مطالعه نیز نشان می‌دهد که پس از ایجاد زخم، یک شارژ معکوس (شارژ مثبت) در محل زخم پدیدار می‌شود که در روز یکم پس از ایجاد زخم به حداکثر مقدار خود می‌رسد. به تدریج با



شکل ۴: منحنی تغییرات اندازه سطح زخم (میلی متر مربع) تا روز ۲۱ پس از ایجاد زخم.



شکل ۵: رابطه بین تغییرات پتانسیل موضع زخم (میلی ولت) و اندازه سطح زخم (میلی متر مربع).

بازگشت پتانسیل موضع زخم در روز ۲۱، فقط $77/35\%$ بود. به عبارت دیگر بازگشت سطح زخم (شکاف پوست) به وضعیت

کورتوم رد می‌شوند (۱۶). Edelberg در سال ۱۹۷۷ به نقش شبکه عروقی کوریون در ویژگی‌های الکتریکی پوست اشاره نمود اما بیان داشت که حداکثر سهم آن در مقایسه با سهم باتری اپی‌درمی کوچک است (۲۱). Venables و Martin در سال ۱۹۶۷ نشان دادند که بعد از مسدود نمودن عملکرد غدد عرق، سطح پتانسیل پوستی فقط ۲۵ درصد کاهش می‌یابد. آنها همچنین دریافتند که با تغییر غلظت الکترولیت الکترود سطح پتانسیل پوستی تغییر می‌نماید (۱۷). Venables و Martin بیان نمودند که پتانسیل تابعی از خلصت‌های غشایی و غلظت یون در درون بدن نسبت به غلظت یون در الکترولیت خارجی می‌باشد. غشای اپیدرمی طوری رفتار می‌کند که گویی دارای یک بار منفی ثابت می‌باشد. این غشاء نسبت به کاتیون‌ها نفوذپذیر بوده که از آن رد می‌شوند و خیلی از آنیون‌های موجود در الکترولیت خارجی را در سطح به جا می‌گذارد (۲۲). Vanable در سال ۱۹۸۹ در مطالعه‌ای روی دوزیستان به وجود باتری پوستی اشاره نمود (۲۳). او بیان نمود که سلول‌های بیرونی اپیدرم دارای یک مکانیسم اختصاصی انتقال یون هستند، به گونه‌ای که سبب می‌شوند تا یون‌های Na^+ از محیط به بافت‌های زیر اپی‌درم انتقال یابند، لذا یک اختلاف پتانسیل در دو سوی اپیدرم ایجاد می‌شود (۲۳).

به طور خلاصه تئوری‌های مولد غدد عرق و شبکه عروقی کوریون (Edelberg (1977)، مولد غشای اپی‌درمی (Edelberg (1968) و (Martin و Venables (1966) و باتری پوستی Vanable (1989) برخی از مکانیسم‌های دخیل در ایجاد پتانسیل پوستی می‌باشند (۱۶، ۱۷، ۲۳-۲۱). عدم بازگشت پتانسیل آسیب به سطح پایه قبل از آسیب نشان می‌دهد که مکانیسم‌های تولید پتانسیل پوستی هنوز از لحاظ ساختار یا عملکرد به وضعیت قبل از آسیب باز نگشته‌اند. به نظر می‌رسد بازگشت پتانسیل آسیب به سطح طبیعی نیازمند آن است که نه تنها شکاف در تدام ساختمانی پوست بسته شود بلکه همچنین مولدهای این پتانسیل یعنی غدد عرق، مقاومت مجاری غدد عرق، غشای اپیدرمی، شبکه عروقی کوریون، باتری پوستی و مکانیسم‌های انتشار و پمپ فعال در دو سوی سلول‌های بیرونی اپیدرم به وضعیت طبیعی قبل از آسیب بازگردند. لذا به نظر می‌رسد که بازگشت پتانسیل پوست زخمی به

کاهش سطح زخم، پتانسیل موضع زخم کاهش می‌یابد. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که زخم در سر تا سر دوره التیام نسبت به پوست سالم اطراف مثبت باقی می‌ماند. این یافته توسط Illingworth و Barker و نیز Cunliff-Barnes گزارش شد (۱۸، ۱۹). اما Becker گزارش داد که پتانسیل آسیب بین روزهای ۶ و ۱۰، پس از رسیدن به پیک مثبت در روز اول، دوباره منفی شد و به تدریج کاهش یافت (۲۰). Chang نیز مطرح نمود که پتانسیل مثبت اولیه به یک پتانسیل قوی منفی تبدیل شده که در طول دوره بازسازی کاهش می‌یابد (۵).

بررسی منحنی تغییرات پتانسیل موضع زخم در طول التیام نشان می‌دهد که بازگشت پتانسیل زخم به سطوح پایه قبل از آسیب به صورت کاملاً خطی نیست و با نوساناتی توأم می‌باشد. شاید تغییر تراکم مواد التهابی باردار در حین مراحل مختلف التیام، تغییرات غیر یکنواخت در شکل‌گیری مکانیسم‌های دخیل در ایجاد پتانسیل پوستی، ظریف و حساس بودن پتانسیل پوستی و تاثیرپذیری آن توسط عوامل متعدد دلیل این تغییرات و نوسان پتانسیل آسیب در دوره بازگشت به سطح پایه اولیه باشد. نکته دیگر این که پس از سه هفته التیام، پتانسیل موضع زخم به مقدار پایه قبل از آسیب نزدیک شد اما کاملاً به سطح اولیه برنگشت. بر اساس نتایج این پژوهش، سه هفته پس از ایجاد زخم برشی، علی‌رغم بسته شدن سطح زخم به میزان ۹۲ درصد، پتانسیل آسیب فقط به میزان ۷۷ درصد به سطح پایه قبل از آسیب نزدیک گردید. شاید توجه این مطلب به مکانیسم‌های دخیل در ایجاد پتانسیل موضعی پوست بازگردد.

مقدار پتانسیل پوستی یک موضع مشخص (اختلاف پتانسیل بیرون پوست نسبت به لایه‌های درونی آن) توسط محققین مختلف با استفاده از روش ثبت تهاجمی مورد مطالعه قرار گرفته است (۱۷-۱۴). Edelberg در سال ۱۹۶۸ در توجیه پتانسیل پوستی به دو منبع اشاره نمود یکی مولد غدد عرق و دیگری تئوری مولد غشای اپیدرمی (۱۶). Edelberg همچنین بیان نمود که پتانسیل‌های الکتریکی موجود در سیستم‌های بیولوژیک ناشی از اختلاف تراکم یونها در دو سوی غشا می‌باشد. الکترولیت‌ها و حتی مولکول‌هایی با اندازه درشت به آسانی از

تغییرات فیزیولوژیک اتفاق افتاده در ساختار و عملکرد پوست آسیب دیده را نشان دهد و از سوی دیگر نظر به این که اندازه‌گیری پتانسیل جراحت به روش سطحی و غیر تهاجمی دارای قابلیت تکرارپذیری خوب، ایمن و ابجکتیو است، لذا پیشنهاد می‌گردد اثربخشی انواع روشهای درمانی (شامل الکتروتراپی، لیزر درمانی، اولتراسوند و درمان‌های دارویی) روی التیام زخم بر اساس اندازه‌گیری تغییرات پتانسیل جراحت ارزیابی گردد.

References

1. Lee RC, Canaday DJ, Doong H. A Review of the biophysical basis for the clinical application of electrical fields in soft-tissue repair. *J Burn care Rehabil* 1993; 14(3): 319-335.
2. Kloth LC. Electrical stimulation for wound healing: A review of evidence from in vitro studies, animal experiments, and clinical trials. *Low Extrem Wounds* 2005; 4(1): 23-44.
3. Ojingwa JC, Isseroff RR. Electrical stimulation of wound healing. *J Invest Dermatol* 2003; 121(1):1-12.
4. Chakkalakal DA, Wilson RF, Connolly JF. Epidermal and endosteal sources of endogenous electricity in injured canine limbs. *IEEE Trans Biomed Eng* 1988; 35:19-29.
5. Chang KS, Snellen JW. Bioelectric activity in the rabbit ear regeneration. *J Exp Zool* 1982; 221: 193-203.
6. Jercinovic A, Bobanovic F, Vodovnik L. Endogenous potentials in two different models of human skin injuries. *Bioelectrochemistry and Bioenergetics* 1993; 30: 221-227.
7. Weiss DS, Kirsner R, Eaglstein WH. Electrical stimulation and wound healing. *Arch Dermatol* 1990; 126(2): 222-225.

سطح قبل از آسیب نیازمند سلامتی پوست از لحاظ ساختار و عملکرد می‌باشد. این موضوع همچنین توجیه می‌کند که چرا بین تغییرات پتانسیل زخم و درصد کاهش سطح زخم یک همبستگی معنی‌دار و نسبتاً بالایی وجود دارد. نتایج نشان داد که در پایان هفته سوم درصد کاهش سطح زخم (میزان بسته شدن سطح زخم) ۹۲٪ و درصد کاهش پتانسیل موضع زخم از پیک خود (درصد نزدیک شدن پتانسیل موضع زخم به سطح پایه قبل از آسیب) ۷۷٪ بوده است. این موضوع حاکی از آن است که هرچند تغییرات پتانسیل موضع زخم در طول التیام همسو با تغییرات اندازه سطح زخم می‌باشد اما یک رابطه صد درصد با یکدیگر ندارند. میزان همبستگی ۰/۸۶ بین این دو متغیر نیز گویای این مطلب است. الکتروتراپی به عنوان یکی از شیوه‌های بهبود التیام زخم مطرح است (۲۷-۲۴). ادعا بر این است که الکتروتراپی می‌تواند با تقویت وقایع الکتریکی زخم و طبیعی‌تر نمودن هر چه زودتر پتانسیل جراحت، به التیام زخم کمک نماید. این موضوع یکی از مکانیسم‌های اصلی تاثیرگذاری الکتروتراپی بر پروسه التیام زخم است (۳، ۸، ۱۰، ۲۸). یکی از نکات مهم در ارزیابی کارایی و اثر بخشی هر مداخله درمانی، توانایی در جدا ساختن اثرات پلاسبو و قابلیت اندازه‌گیری تغییرات واقعی اتفاق افتاده در پروسه التیام به صورت ابجکتیو و ایمن می‌باشد (۱۳). نتایج این مطالعه حاکی از آن است که اندازه‌گیری پتانسیل الکتریکی زخم به روش سطحی و غیر تهاجمی می‌تواند در ارزیابی ابجکتیو زخم پوستی شیوه‌ای مناسب باشد. همچنین اندازه‌گیری پتانسیل زخم با این روش می‌تواند پاسخگوی بسیاری از سؤالات مطرح در خصوص مکانیسم تاثیرگذاری الکتروتراپی در التیام زخم باشد و روشن سازد که آیا اعمال تحریک الکتریکی از خارج واقعا بر تغییرات پتانسیل جراحت از لحاظ کمی و کیفی تاثیر می‌گذارد و آیا این تغییرات لزوماً به معنی بهبود بیشتر التیام زخم خواهد بود. به نظر می‌رسد به کارگیری دستگاه تقویت کننده پتانسیل سطحی تفاضلی به عنوان یک ابزار ابجکتیو در بهبود کیفیت امر پژوهش در عرصه فیزیوتراپی، مفید و مؤثر واقع شود. با توجه به همبستگی بالای مشاهده شده بین تغییرات پتانسیل جراحت و اندازه سطح زخم و این یافته که بسته شدن نسبی سطح زخم به تنهایی نمی‌تواند

8. Nuccitelli R. A role for endogenous electric fields in wound healing. *Curr Top Dev Biol* 2003; 58: 1-26.
9. Gentzkow GD, Miller KH. Electrical stimulation for dermal wound healing. *Clin Podiatr Med Surg* 1991; 8(4): 827-41.
10. Hampton S, King L. Healing an intractable wound using bio-electrical stimulation therapy. *Br J Nurs* 2005; 14(15): S30-2.
11. Flanagan M. Improving accuracy of wound measurement in clinical practice. *Ostomy Wound Manage* 2003; 49(10):28-40.
12. Brown M, Gogia PP, Sinacore DR. High voltage galvanic stimulation on wound healing in guinea pigs: longer term effects. *Arch Phys Med Rehab* 1995; 76: 1134-7
13. Watson T. Bioelectric correlates of musculoskeletal injury and repair. PhD Thesis. 1995. Department of mechanical engineering, University of Surrey
14. Barker AT, Jaffe LE, Venable JW. The glabrous epidermis of cavies contains a powerful battery. *Am J Physiol* 1982; 242(3): R358-R366.
15. Foulds IS, Barker AT. Human skin battery potentials and their possible role in wound healing. *British Journal of Dermatology* 1983; 109(5): 515-522.
16. Edelberg R. Biopotentials from the skin surface: The hydration effect. *Ann n Y Acad Sci* 1968 Feb1; 148 (1) : 252-262.
17. Venables PH, Martin I. The relation of palmar sweat gland activity to level of skin potential and conductance. *Psychophysiology* 1967; 3(3): 302-311.
18. Illingworth CM, Barker AT. Measurement of electrical currents emerging during the generation of amputated fingertips in children. *Clin Phys Physiol Meas* 1980; 1: 87-89.
19. Cunliffe-Barnes T. Healing Rate of human skin determined by measurement of electrical potential of experimental abrasions; study of treatment with petrolatum and with petrolatum containing yeast and liver extracts. *Am J Surg* 1945; 69: 82-88.
20. Becker RO: The sign of the miracle. In Becker RO and Selden G(eds): *The Body Electric*. William Morrow and Co, New York 1985, p 72.
21. Edelberg R. Relation of electrical properties of the skin to structure and physiologic state. *J Invest dermatol* 1977; 69(3): 324-327.
22. Martin I, Venables PH. Mechanisms of palmar skin resistance and skin potential. *Psychological Bull* 1966; 65(6): 347-357.
23. Venable J. Integumentary potentials and wound healing. *Electrical Fields in Vertebrate Repair*. New York, Alan Liss INC 1989; 171-224.
24. Houghton PE, Kincaid CB, Lovell M, Cambell KE. Effect of electrical stimulation on chronic leg ulcer size and appearance. *Phys Ther* 2003; 8:17-28.
25. Goldman R, Brewley B, Zhou L. Electrotherapy reverses inframalleolar ischemia: a retrospective, observational study. *Adv Skin Wound Care* 2003; 16: 79-89.
26. Goldman R, Rosen M, Brewley B. Electrotherapy promotes healing and microcirculation of infrapopliteal wounds: a prospective pilot study. *Adv Skin Wound Care* 2004; 17: 284-290, 292-294.
27. Regger M. Electrical stimulation for pressure sore prevention and wound healing. *Assist Technol* 2000; 12: 50-66.
28. Kloth LC, McCulloch JM. Promotion of wound healing with electrical stimulation. *Advances in wound care* 1996; 9(5): 42-45.