

ارزیابی خون‌رسانی به بافت در ناحیه عضلات ذوزنقه با تحلیل موجک سیگنال حجم‌سنجی نوری به کمک شبکه عصبی

محمدعلی خلیل‌زاده* و حجت دوستدار نوقایی

گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد مشهد، مشهد، ایران

چکیده

اندازه‌گیری جریان خون به بافت، کاربردهای زیادی در پیش‌گیری از زخم فشار، ارزیابی میزان فعالیت عضلات ورزش‌کاران و مراقبت از خون‌رسانی بافت حین اعمال جراحی دارد. استفاده از سیگنال حجم‌سنجی نوری به‌عنوان یک معیار پیوسته و غیرتهاجمی در ارزیابی میزان جریان خون بافت مورد پذیرش پژوهش‌گران هست. در این مطالعه روشی نو، برای ارزیابی میزان خون‌رسانی به بافت بر اساس سیگنال حجم‌سنجی نوری ارائه می‌شود. برای این هدف سیگنال حجم‌سنجی نوری به‌صورت انعکاسی با دو فاصله فرستنده و گیرنده ۷ (اول) و ۲۲ (دوم) میلی‌متر با طول موج ۹۵۰ نانومتر از کتف فرد در ناحیه عضلات ذوزنقه از نوزده فرد سالم تحت اعمال فشارهای صفر و چهل و هشتاد میلی‌متر جیوه گرفته شد. استخراج پوش بالایی سیگنال حجم‌سنجی نوری و تحلیل موجک در بازه‌های فرکانسی که مرتبط با عوامل متابولیک، نورونیک، میوژنیک، تنفس و فعالیت قلبی است، انجام شده است. نتایج حاصل از آزمون *t-test* برای ویژگی‌های استخراج‌شده از سیگنال حجم‌سنجی نوری گیرنده دوم، اختلاف معنی‌دار ($p < 0.005$) را نشان دادند. برای جداسازی سیگنال حجم‌سنجی نوری از گیرنده دوم در فشارهای مختلف، شبکه عصبی برای آموزش تعمیم‌یافته (GRNN) صحت ۷۹/۶٪ حاصل شد. نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهند که با اعمال فشار خارجی، لایه‌های عمقی بافت، بیشتر تحت تأثیر قرار گرفته و میزان خون‌رسانی به آن‌ها کاهش پیدا می‌کند. بهبود این روش می‌تواند برای ارزیابی میزان خون‌رسانی به بافت، به‌صورت بالینی به‌کاربرده شود و در مراحل بعد به‌عنوان روشی مؤثر برای پیش‌گیری از زخم فشار توسعه یابد.

واژگان کلیدی: خون‌رسانی، حجم‌سنجی نوری، تبدیل موجک، شبکه عصبی برای آموزش تعمیم‌یافته

۱- مقدمه

سامانه گردش خون، مواد غذایی را به بافت‌ها برده، مواد دفعی را از بافت‌ها دور کرده، هورمون‌ها را از یک قسمت بدن به قسمت دیگر برده و در کل محیط مناسبی را برای مایعات بافتی فراهم می‌آورد تا سلول‌ها بتوانند به زندگی و عملکرد طبیعی خود ادامه دهند (گایتون، ۱۹۹۶)، در صورت عدم خون‌رسانی کافی به بافت، به‌مرور بافت دچار آسیب‌های جدی می‌شود (جان وبستر، ۱۹۹۱). شرایط خاص در عمل جراحی به‌خصوص جراحی قلب باز، باعث عدم خون‌رسانی به بافت‌ها می‌شود (نل فامای، ۲۰۱۰). عدم تحرک کافی و ثابت‌ماندن در وضعیت‌های محدود، باعث می‌شود تا بافت‌هایی که دارای برجستگی‌های استخوانی هستند، تحت فشار بالا قرار گیرند، نواحی تحت فشار در اثر نرسیدن خون و

مواد لازم برای سوخت‌وساز و خروج مواد دفعی از محیط اطرافشان دچار آسیب خواهند شد (جان وبستر، ۱۹۹۱). با توجه به مطالعات انجام‌شده تأثیر فشار اعمال‌شده به بافت‌های عمقی نسبت به بافت‌های سطحی بیشتر است (شی، ۱۹۷۵). روش‌های رایج قبلی برای ارزیابی خون‌رسانی به بافت از جمله اندازه‌گیری اکسیژن خون بافت، اندازه‌گیری بیوشیمیایی، اندازه‌گیری دمای پوست است (وای لی سو و همکاران، ۱۹۹۹ و پنس، ۱۹۴۸). با توجه به این‌که این روش‌ها نیاز به تجهیزات گران‌قیمت و در بعضی موارد به صرف زمان زیاد نیاز دارند کاربرد بالینی زیادی ندارند. حجم‌سنجی نوری از جمله روش‌های ارزان و غیرتهاجمی است که برای ارزیابی دستگاه گردش خون حتی در بافت عمقی مورد پژوهش و توجه پژوهش‌گران قرار گرفته است

(گان و همکاران، ۲۰۰۹ و جاکوپسن و نیلسون، ۱۹۹۳). حجم‌سنجی نوری بر مبنای تعیین خصیصه‌های نوری ناحیه انتخاب‌شده از پوست یا بافت هست. به‌این‌منظور نور مادون‌قرمز غیرتهاجمی به سمت پوست تابیده می‌شود. این نور کم‌وبیش جذب شده، که منوط به حجم خون ناحیه تحت اندازه‌گیری هست. براین اساس از طریق اندازه‌گیری نور بازتابیده‌شده و به‌کارگیری خصیصه‌های نوری بافت و خون می‌توان نسبت به اندازه‌گیری تغییرات حجم خون اقدام کرد (ای‌کا و همکاران، ۱۹۸۴ و بنت و همکاران، ۱۹۷۹). طول موج نور تابیده‌شده و فاصله فرستنده و گیرنده در عمق نفوذ به بافت تأثیر به‌سزایی دارد (ساند برگ و همکاران، ۲۰۰۵). با افزایش یا کاهش جریان خون دامنه سیگنال حجم‌سنجی نوری تغییرات معناداری خواهد داشت (هاگبلد و همکاران، ۲۰۱۰). مطالعه گردش خون بافت تحت فشار با استفاده از تبدیل موجک مشخص می‌کند که فشار طولانی بر بافت سبب آسیب لایه‌های پوستی و زیرپوستی می‌شود که با فعالیت متابولیسمی ارتباط دارد (لی و همکاران، ۲۰۰۶ و لی و همکاران، ۲۰۰۶). تحلیل موجک سیگنال حجم‌سنجی نوری تغییرات دینامیک گردش خون را مورد بررسی قرار داده و سازوکار کنترل عروق کوچک را ارزیابی می‌کند (برینزا و همکاران، ۲۰۰۵). سیگنال گردش خون دارای ویژگی‌های برجسته در زمان - فرکانس است که اجزای فرکانس بالای آن در محدوده زمانی کوتاه‌تر و اجزای فرکانس پایین آن در محدوده زمانی بیش‌تری رخ می‌دهند که باعث می‌شود استخراج این ویژگی‌ها در تحلیل زمان فرکانس امکان‌پذیر باشد. با توجه به این گفته‌ها تبدیل موجک با داشتن پنجره قابل تنظیم نیاز به تحلیل زمان-فرکانس را حل خواهد کرد (لی و همکاران، ۲۰۱۰). پیش‌ازاین پنج بازه فرکانسی از سیگنال گردش خون با استفاده از تحلیل موجک شناسایی شده است (جان و همکاران، ۲۰۰۹). این پنج بازه شامل 0.02-0.05، 0.06-0.15، 0.15-0.4، 0.4-2 است که به‌ترتیب با متابولیک، نروژنیک، میوزنیک، تنفس و فعالیت قلبی مرتبط هستند. بازه‌های فرکانسی برحسب هرتز هستند. در مطالعات قبلی کاهش معنی‌داری در دامنه اجزای فرکانسی، بعد از اعمال فشار در بازه فرکانسی 0.02-0.05 HZ مشاهده شده است (چنگ یانگ و همکاران، ۲۰۱۱). در این مطالعه روشی نو برای ارزیابی بهتر جریان خون با استفاده از سیگنال حجم‌سنجی نوری مبتنی بر تبدیل موجک ارائه شده است. برای این هدف، سیگنال حجم‌سنجی نوری در سه حالت

بدون فشار و اعمال فشارهای چهل و هشتاد میلی‌متر جیوه از ناحیه پشت فرد در قسمت عضلات دوزنقه ثبت و ویژگی‌های زمانی و زمان - فرکانس از سیگنال و تبدیل موجک آن استخراج شده است. نتایج این پژوهش می‌تواند دانش جدیدی برای ارزیابی خون‌رسانی بافت با استفاده از سیگنال حجم‌سنجی نوری به‌وجود آورد که کاربردهای فراوانی در پیش‌گیری، بهبود و ارزیابی عوارضی که مرتبط با گردش خون است، خواهد داشت.

۲- مواد و روش کار

در این پژوهش سعی شد، شرایطی فراهم آوریم که تغییرات جریان خون بافت با اعمال فشار خارجی که در قسمت ثبت سیگنال به آن اشاره شده است، شبیه‌سازی و سپس از طریق حجم‌سنجی نوری تغییرات آن ردیابی شود. بدین منظور سه حالت اعمال فشار در نظر گرفته شد و تلاش براین بود که این سه سطح اعمال فشار با استفاده از روش حجم‌سنجی و پردازش‌های انجام‌گرفته از یکدیگر تفکیک شوند. لازم به ذکر است که سطوح فشار بر اساس میزان فشارخون در قسمت‌های مختلف دستگاه گردش خون در نظر گرفته شده است.

۲-۱- ثبت سیگنال

افراد مورد مطالعه در این پژوهش نوزده نفر در گروه سنی بیست تا سی سال بودند. سیگنال حجم‌سنجی نوری به‌صورت انعکاسی از پشت افراد در ناحیه عضلات دوزنقه در سه حالت بدون فشار و اعمال فشارهای چهل و هشتاد میلی‌متر جیوه ثبت شد. فشار خارجی با قراردادن وزنه‌هایی به روی ناحیه موردنظر اعمال شد. فشار اعمالی حاصل از یک وزنه با سطح مقطع A و جرم M به گرم با استفاده از معادله (۱) قابل محاسبه است (چنگ یانگ و همکاران، ۲۰۱۱).

$$p(\text{mmHg}) = \frac{M(\text{gr}) \times 980 \text{ cm/s}^2}{A \text{ cm}^2} \times 7.5 \times 10^{-4} \quad (1)$$

که در این معادله ۹۸۰ مربوط به شتاب ثقل زمین است و درنهایت برای تبدیل واحد به میلی‌متر جیوه در 7.5×10^{-4} ضرب شده است. پروب ثبت سیگنال از یک فرستنده نوری با طول موج ۹۵۰ نانومتر و دو گیرنده در فواصل ۷ و ۲۲ میلی‌متری از فرستنده تشکیل شده است. فناوری پروب مربوط به شرکت AD-Instrument ساخت استرالیا است و در این پژوهش فقط تلفیقی از دو پروب استفاده شده است. فقط از گیرنده پروب دوم استفاده و فرستنده آن پوشانده شده است. در شکل (۱) پروب ثبت

بر اساس مطالعات انجام‌شده سه دقیقه در نظر گرفته شد (چنگ یانگ و همکاران، ۲۰۱۱ و جان وبستر، ۱۹۹۱). نرخ نمونه‌برداری چهل هرتز بود. برای اخذ داده و دیجیتالی کردن داده‌ها از دستگاه پاورلب ساخت شرکت AD-Instrument استفاده شد و ثبت به‌صورت هم‌زمان از دو کانال بود. اندازه‌گیری‌ها در یک اتاق با دمای بیست درجه سلسیوس انجام شد. در زمان ثبت از سوژه‌ها خواسته شده بود که هیچ‌گونه حرکت اضافی که باعث به‌وجود آمدن اعوجاج در سیگنال می‌شود انجام ندهند. دلیل این کار این بود که در فرکانس پایین از هیچ‌گونه فیلتری برای حذف اعوجاج‌های حرکتی استفاده نشد؛ چون بیشتر تحلیل‌ها در محدوده فرکانس‌های پایین انجام می‌شد؛ پس نیاز بود که اطلاعات این محدوده از هیچ‌گونه فیلتری عبور نکنند. قبل از ثبت برای رعایت کردن اخلاق در مهندسی پزشکی در مورد نوع، چگونگی و دلیل ثبت با سوژه‌ها صحبت شد و همگی با رضایت و اطلاع کامل در محل ثبت حاضر شدند. به این منظور فرم اطلاعاتی تهیه شده و در انتهای آن افراد رضایت خود را برای شرکت در پژوهش اعلام می‌کردند.

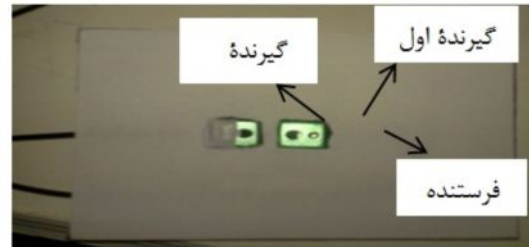
۲-۲- پیش‌پردازش

سیگنال‌ها پس از ثبت با نرم‌افزار chart با فرمت txt در رایانه ذخیره شدند تا برای عملیات بعدی که در نرم‌افزار MATLAB انجام می‌شد، آماده شوند. پیش‌پردازش به روی تمامی سیگنال‌ها با هدف حذف نوفه‌های فرکانس بالا و تحلیل موجک سیگنال‌ها انجام شد. برای این هدف سیگنال‌ها از یک فیلتر پایین‌گذر با فرکانس قطع پانزده هرتز عبور داده شدند؛ سعی شد از فیلتری استفاده شود که هیچ‌گونه اعوجاج و تأخیر در مرحله سیگنال به‌وجود نیاید (زاهدی و همکاران، ۲۰۰۷). برای تحلیل و بررسی بهتر، داده‌ها هنجارسازی شدند. برای این منظور کمینه همه داده‌ها به صفر انتقال داده شد. در شکل (۲) سیگنال حجم‌سنجی نوری یک فرد در فشارهای مختلف که از دو گیرنده اخذ شده، دیده می‌شود.

۲-۳- تحلیل موجک

در این پژوهش از تبدیل موجک پیوسته برای بررسی مؤلفه‌های فرکانسی سیگنال حجم‌سنجی نوری استفاده شده است. سیگنال گردش خون مانند دیگر سیگنال‌های زیستی به‌خاطر ماهیت غیرایستاد و ویژگی‌هایی دارد که در تحلیل چندمقیاسی (چنددقتی) بهتر کمی می‌شوند. تبدیل موجک

سیگنال دیده می‌شود. فاصله مرکز گیرنده نخست تا مرکز فرستنده هفت میلی‌متری است. عمق نفوذ در لایه‌های بافت در این حالت شش میلی‌متر است. این سیگنال را حجم‌سنجی نوری سطحی می‌نامیم. گیرنده دوم در فاصله ۲۲ میلی‌متری از فرستنده قرار دارد. در این حالت عمق نفوذ در بافت بیش‌تر شده و به بیست میلی‌متر می‌رسد (برگسترانگ و همکاران، ۲۰۰۹). این سیگنال را حجم‌سنجی نوری عمقی می‌نامیم.



(شکل-۱): شکل پروب ثبت سیگنال

پروپ ثبت سیگنال در ابعاد $9(\text{cm}) \times 9(\text{cm})$ از یک جنس پلاستیکی نرم و قابل انعطاف و یک پوشش آهنی در پشت پروپ ساخته شد. هر فرد در زمان هر یک از سه ثبت خود در یک تخت نرم به شکم خوابیده و حس‌گر در ناحیه کتف در قسمت عضلات دوزنقه فرد قرار می‌گیرد. در حالت نخست سیگنال حجم‌سنجی نوری بدون اعمال فشار ثبت می‌شود. در دو حالت بعدی سیگنال حجم‌سنجی نوری در فشارهای چهل و هشتاد میلی‌متر جیوه ثبت می‌شود، شکل (۲).



(شکل-۲): محل و نحوه قرارگیری پروپ و وزنه

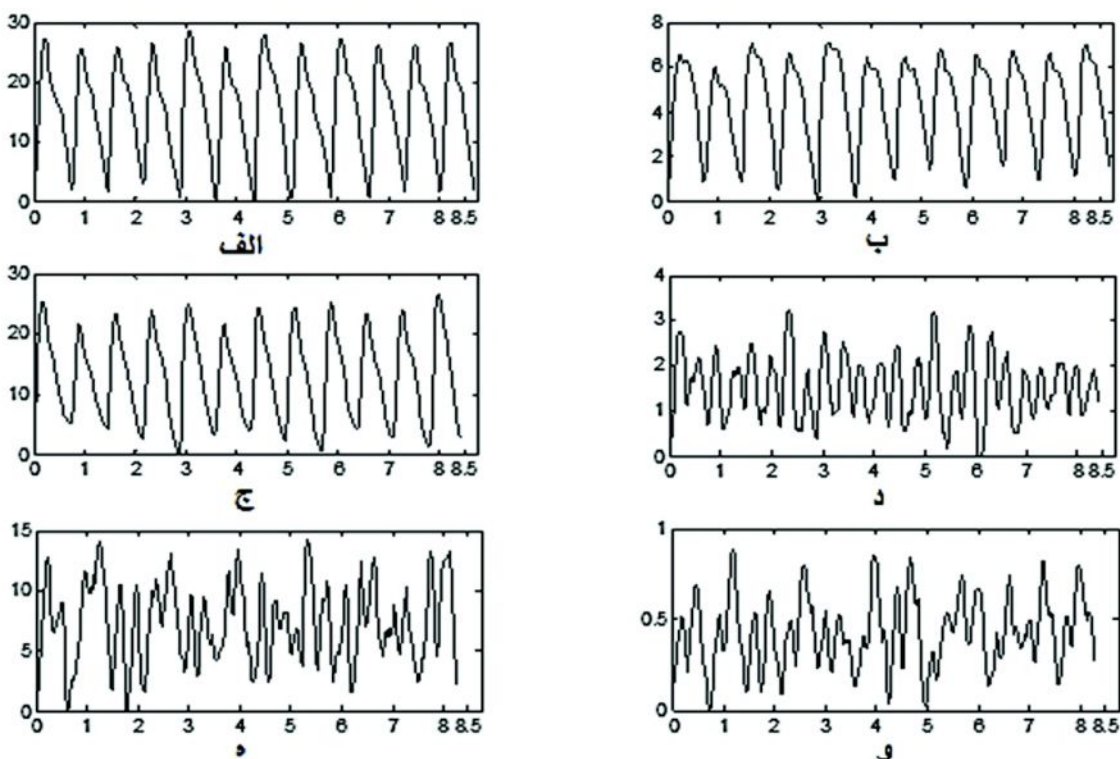
لازم به ذکر است که دو ثبت دوم به خاطر این‌که روی هم تأثیر نگذارند، با فاصله زمانی یک روز ثبت شدند. اعمال فشار با قراردادن وزنه‌هایی در پشت پروپ در قسمتی که دارای پوشش فلزی است، انجام شد. مدت‌زمان هر ثبت

پیوسته از سیگنال $u(t)$ می‌تواند به صورت معادله (۱) تعریف شود (استفان مالت، ۱۹۹۸):

$$(2) \text{CWT}(A,B) = \frac{1}{\sqrt{A}} \int_{-\infty}^{+\infty} U(T) \psi^* \left(\frac{T-B}{A} \right) dT$$

که در این معادله ψ مربوط به تابع موجک، اندیس * مربوط به مزدوج مختلط، B مربوط به جایگاه موجک و A مربوط به مقیاس هست. انتخاب تابع موجک مناسب یکی از مهم‌ترین بخش‌ها در یک تحلیل موجک است، چون موجک مناسب در تحلیل و رسیدن به نتایج بهتر بسیار مؤثر است. در این پژوهش از تابع موجک مرلت استفاده شد. تابع موجک مرلت یک تابع گوسی است که با یک موج سینوسی

مدوله شده است که بهترین تمرکز در زمان - فرکانس را بر اساس اصل عدم قطعیت هایزنبرگ ایجاد می‌کند (براسیک و استفانوسکا، ۱۹۹۸ و فویان و برنس، ۲۰۱۳). از طرفی ویولت مرلت بالاترین همبستگی با سیگنال حجم‌سنجی نوری را دارد؛ از این رو نسبت به توابع ویولت دیگر بهتر می‌تواند سیگنال حجم‌سنجی نوری را مورد تحلیل قرار دهد. بر اساس آنچه در مقدمه گفته شد فرکانس‌های اصلی سیگنال حجم‌سنجی نوری در محدوده دو هرتز هست؛ لذا تبدیل موجک در بازه فرکانسی ۲ - ۰/۰۰۵ هرتز محاسبه شد. در شکل (۳) تبدیل موجک سیگنال حجم‌سنجی نوری سطحی با مقیاس لگاریتمی، از یک فرد در حالت بدون اعمال فشار آمده است.



(شکل - ۳): سیگنال حجم‌سنجی نوری ثبت‌شده از دو کانال برای یک فرد در فشارهای مختلف. الف، ج و ه در کانال نخست (سطحی) به ترتیب برای بدون فشار، با فشارهای چهار و هشتاد میلی‌متر جیوه. ب، د، و در کانال دوم (عمقی). محور عمودی دامنه (mv)، محور افقی زمان (sec)

۲-۴- استخراج ویژگی

با توجه به شکل (۳) واضح است که تحلیل طیف موجک سیگنال کار سخت و دشواری است. برای راحتی کار و تحلیل دقیق‌تر داده‌ها از طیف سیگنال در پنجره‌های زمانی مشخص، میانگین زمانی گرفته می‌شود (چنگ یانگ و همکاران، ۲۰۱۱). با این کار تغییرات در بازه فرکانسی اشاره شده در متن مقاله آشکارتر خواهد شد. برای استخراج ویژگی از ۹۶ سیکل انتهای سیگنال حجم‌سنجی نوری استفاده شد. طول هر پنجره زمانی بر اساس معیار ایستادن بودن دوازده سیکل از سیگنال حجم‌سنجی نوری در نظر گرفته شد (براسیک و استفانوسکا، ۱۹۹۸). بر این اساس برای هر سیگنال هشت پنجره زمانی خواهیم داشت.

۲-۴-۱- ویژگی‌های زمانی

دامنه سیگنال حجم‌سنجی نوری با اعمال فشار خارجی کاهش معناداری دارد (هاگلد و همکاران، ۲۰۱۰). بر این اساس ابتدا پوش بالایی سیگنال حجم‌سنجی نوری را که یک معیار ارزشمند از تغییرات دامنه است استخراج و سپس میانگین، آنروپی و انرژی این سیگنال را به‌عنوان ویژگی‌های زمانی استخراج می‌کنیم. گفتنی است که این کار برای هر پنجره زمانی به‌صورت جداگانه انجام می‌شود.

۲-۴-۲- ویژگی‌های زمان - فرکانس

با اعمال فشار خارجی دامنه تبدیل موجک سیگنال حجم‌سنجی نوری تغییرات معناداری دارد (چنگ یانگ و همکاران، ۲۰۱۱). بعد از به‌دست آوردن طیف سیگنال در حوزه موجک با استفاده از معادله (۳)، در پنجره‌های زمانی که در بالا اشاره شده است، میانگین زمانی گرفته می‌شود.

(۳)

$$A_{ave}(F1, F2) = \frac{1}{t_{win}} \int_0^{t_{win}} \int_{\frac{1}{F2}}^{\frac{1}{F1}} \frac{1}{s^2} \hat{w}(s,t) ds dt$$

در این معادله $\hat{w}(s, t)$ ضرایب موجک، f_1 ، f_2 مربوط به بازه فرکانسی موردنظر و t_{win} مربوط به پنجره زمانی است که عمل میانگین‌گیری را انجام می‌دهد. این مقدار را طوری در نظر می‌گیریم که دوازده سیکل از سیگنال حجم‌سنجی نوری را در برگیرد. در اینجا فرض شده، سیگنال حجم‌سنجی نوری در دوازده سیکل خود تمام تغییرات را داشته است. این بدان معنی است که در این بازه سیگنال به‌صورت ایستادن در نظر گرفته شده است که البته با توجه به ثابت بودن فشار اعمال شده به بافت، دور از واقعیت نیست

(شین چین فانگ و لانگ چان، ۲۰۰۹). به همین ترتیب این کار برای هر بازه فرکانسی تا هشت بار انجام می‌شود، یعنی در نهایت در هر بازه فرکانسی از هشت پنجره که هر کدام شامل دوازده سیکل است، پروسه میانگین‌گیری انجام می‌شود. در شکل (۴) سیگنال میانگین‌گیری شده از تبدیل موجک سیگنال حجم‌سنجی نوری یک فرد در فشارهای مختلف آورده شده است. حال برای هر بازه فرکانسی هشت سیگنال میانگین‌گیری شده داریم. از هر سیگنال به‌دست آمده در این بخش میانگین، کمینه، بیشینه، آنروپی و انرژی به‌عنوان ویژگی استخراج شد.

۲-۴-۳- کاهش ابعاد ویژگی

با توجه به مطالب بالا برای هر سیگنال ۲۳ ویژگی استخراج و برای شناسایی حالات مختلف اعمال فشار این ویژگی‌ها به شبکه‌های عصبی اعمال خواهد شد. برای کاهش زمان شناسایی سامانه و همچنین حذف برخی از ویژگی‌های نامناسب از آزمون t-test استفاده شد. ۴۵۶ داده در آزمون T به‌ازای هر ویژگی استفاده شد. در این آزمون p-value هر ویژگی که از 0.05 بیشتر بود، حذف شد.

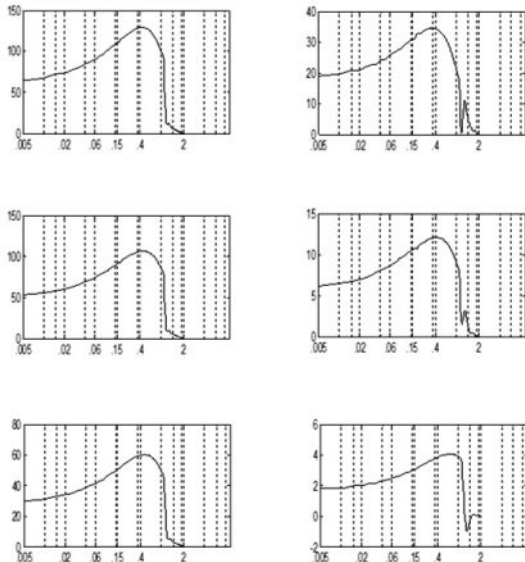
۲-۴-۴- شبکه‌های عصبی

امروزه شبکه‌های عصبی چندلایه پرسپترون در کاربردهای فراوان مانند مدل‌سازی و شناسایی الگو استفاده می‌شوند (ایکسیانگ و برگر، ۲۰۰۳). در این پژوهش برای شناسایی حالات مختلف اعمال فشار خارجی، از شبکه عصبی چندلایه دو الگوریتم پس‌انتشار و برازش استفاده شد.

۲-۴-۵- الگوریتم برازش

الگوریتم این شبکه عصبی نخستین بار توسط آقای اسپچت در سال ۱۹۹۱ ارائه شد (اسچلکانوا و پانديا، ۲۰۱۵). این شبکه عصبی براساس برازش هسته غیرخطی در آمار کار می‌کند. این شبکه قادر است نگاشت موجود بر هر دسته از داده را تخمین بزند و این تخمین حتی اگر تعداد داده کم باشد، می‌تواند به سطح برازش بهینه هم‌گرا شود. شبکه GRNN (Generalized Regression Neural Network) مانند شبکه BPNN (Back Propagation Neural Network) نیاز به تکرار آموزش برای رسیدن به جواب ندارد. این شبکه قابلیت تخمین هر تابع قراردادی را بین بردار ورودی و خروجی دارد و این تخمین را به‌طور مستقیم با استفاده از داده‌های آموزش ترسیم

آزمون شد. در هر آزمایش ۴۳۲ داده برای آموزش و ۲۴ داده برای آزمون انتخاب شدند. نتایج طبقه‌بندی داده‌های آموزش دیده شده، توسط شبکه عصبی ۸۹/۹۱٪ بود؛ که در واقع نشان‌دهنده این است که این شبکه عصبی تا حدود زیادی توانایی تفکیک حالات را از یکدیگر دارد. صحت تفکیک بر اساس نسبت داده‌های صحیح تشخیص داده شده به کل داده‌ها، مربوط به کارایی شبکه‌های عصبی در شناسایی حالات مختلف اعمال فشار در جدول (۱) آمده است.



(شکل - ۴): میانگین زمانی از تبدیل سیگنال حجم سنج نوری مبتنی بر ویولت مرلت از دو کانال در حالت‌های مختلف اعمال فشار در یک پنجره زمانی شامل دوازده سیکل. الف، ج و ه در کانال اول (سطحی) به ترتیب برای بدون فشار، با فشارهای چهل و هشتاد میلی‌متر جیوه. ب، د، و در کانال دوم (عمقی). محور عمودی دامنه (واحد قراردادی) (arbitrary unit)، محور افقی فرکانس (HZ)

(جدول - ۱): صحت شبکه عصبی در شناسایی حالات مختلف اعمال فشار

| روش | GRNN |
|--------------------|--------|
| حجم‌سنجی نوری سطحی | ۴۹.۱۲٪ |
| حجم‌سنجی نوری عمقی | ۷۹.۶٪ |

در جداول (۲) و (۳) نتایج مربوط به تشخیص شبکه عصبی GRNN برای دو کانال در حالات مختلف اعمال فشار آمده است.

کند. ساختار این شبکه عصبی شامل چهار لایه است: ورودی شبکه، لایه لگو، لایه جمع‌کننده و خروجی شبکه عصبی. لایه لگو بر اساس تخمین گر بهینه در احتمال شرطی عمل می‌کند. این لایه بر طبق تعریف برازش متغیر وابسته y نسبت به x را ارزیابی کرده و سپس مقدار احتمال شرطی y نسبت به x را بر اساس معادله (۴) محاسبه می‌کند:

$$E(y|X) = \hat{y}(x) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} y f(x,y) dy}{\int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) dy}$$

که در این معادله امید ریاضی y به شرط x محاسبه می‌شود البته قابل ذکر است که تابع چگالی احتمال f را نداریم و باید آن را بر اساس یک نمونه از مشاهده‌های x و y تخمین بزنیم (فوایان و برنس، ۲۰۱۳). دلیل استفاده از شبکه عصبی و طبقه‌بندی حالات مختلف اعمال فشار در این پژوهش، کمی‌سازی سیگنال حجم‌سنجی نوری برای ارزیابی و سطح‌بندی میزان جریان خون بافت در چند حالت (به عنوان مثال: طبیعی، احتمال خطر و خطرناک) است، که مهم‌ترین عامل در ایجاد زخم فشار است. در واقع این پژوهش به دنبال ارزیابی یک سامانه تشخیص میزان خون‌رسانی به بافت با هدف پیش‌گیری از زخم فشار است.

۳- نتایج

پس از استخراج ویژگی با استفاده از آزمون t-test و ویژگی برتر انتخاب شدند. این مقایسه به صورت دوه‌دو انجام و براساس تأمین شرایط برای سه دسته فشار پژوهش تصمیم‌گیری شد. برای سیگنال حجم‌سنجی نوری عمقی چهارده ویژگی شرایط آزمون t-test را با $P < 0.005$ ارضا کرده بود. برای سیگنال حجم‌سنجی نوری سطحی هیچ‌کدام از ویژگی‌ها شرایط آزمون t-test را ارضا نکردند و p-value آن‌ها بیشتر از ۰/۰۵ بود. در این گروه داده ده ویژگی که دارای کمترین p-value بودند، انتخاب شدند. ویژگی‌های منتخب بیش‌ترین تغییرات را در دسته‌های مختلف داشته و امید است ترکیب آن‌ها بهترین نتیجه را داشته باشد؛ اگرچه این موضوع به‌طور جداگانه قابل بررسی است. در مرحله طبقه‌بندی این ویژگی‌ها به شبکه‌های عصبی گفته شده در متن مقاله اعمال شد. برای اعتبارسنجی در طبقه‌بندی داده‌ها توسط شبکه عصبی از روش Loo استفاده شد. این روش برای حذف وابستگی به فرد در سامانه شناسایی برگزیده شد. در کل دو گروه داده به صورت مجزا به سامانه شناسایی اعمال شدند. در هر گروه ۴۵۶ داده وجود داشت و شبکه عصبی نوزده بار آموزش و

(جدول-۲): تشخیص شبکه GRNN برای حجم‌سنج نوری سطحی

| تشخیصی صحیح | ۰ mmHg | mmHg۴۰ | mmHg۸۰ |
|----------------|----------------|---------------|---------------|
| mmHg۰ | ۱۰۶ (۶۹,۷٪) | ۳۷ (۲۴,۳٪) | ۹ (۶٪) |
| ۴۰ mmHg | ۴۷ (۳۱٪) | ۴۴ (۲۹٪) | ۶۱ (۴۰٪) |
| ۸۰ mmHg | ۱۴ (۹,۲٪) | ۶۴ (۴۲,۱٪) | ۷۴ (۴۸,۷٪) |

(جدول-۳): تشخیص شبکه GRNN برای حجم‌سنج نوری عمقی

| تشخیصی صحیح | ۰ mmHg | mmHg۴۰ | mmHg۸۰ |
|----------------|----------------|---------------|--------------|
| mmHg۰ | ۱۳۲ (۸۶,۸٪) | ۲۰ (۱۳,۲٪) | ۰ |
| ۴۰ mmHg | ۳۲ (۲۱٪) | ۸۵ (۵۶٪) | ۳۵ (۲۳٪) |
| ۸۰ mmHg | ۰ | ۶ (۴٪) | ۱۴۶ (۹۶٪) |

۴- بحث و نتیجه‌گیری

ارزیابی میزان خون‌رسانی به بافت، کاربردهای فراوانی پیدا کرده است. پیش‌گیری و ارزیابی عوارض ناشی از کاهش گردش خون از جمله کاربردهاست (جان وبستر، ۱۹۹۱؛ شی، ۱۹۷۵؛ وای لی سو و همکاران، ۱۹۹۹ و پنس، ۱۹۴۸). هر کاهش یا افزایش معنادار در سامانه گردش خون باعث می‌شود تا سامانه‌های کنترل موضعی و مرکزی گردش خون که مرتبط با عوامل متابولیک، نورونیک و میوژنیک هستند، فعال شده و سعی بر بازگرداندن این تغییرات به حالت اولیه داشته باشند (گایتون، ۱۹۹۶). با توجه به این که بازه‌های فرکانسی اشاره‌شده در حوزه مویک از سیگنال حجم‌سنجی نوری ارتباط مستقیم با این عوامل کنترلی دارد، این تغییرات در شناسایی میزان خون‌رسانی به بافت بسیار بااهمیت است. استفاده از سیگنال حجم‌سنجی نوری در این زمینه به‌خاطر سادگی ثبت، ارزانی، پیوستگی و غیرتهاجمی بودن یک روش بسیار ارزشمند است که موردپذیرش پژوهش‌گران است (هاگیلد و همکاران، ۲۰۱۰؛ لی و همکاران، ۲۰۰۶؛ ۲۰۱۰ و اسچلکانوا و پانديا، ۲۰۱۵). کارهای قبلی در این زمینه نشان داده است که با افزایش جریان خون میزان دامنه سیگنال حجم‌سنجی نوری افزایش معنی‌داری خواهد داشت (هاگیلد و همکاران، ۲۰۱۰). از طرفی با تحلیل مویک در بازه‌های فرکانسی مرتبط با عوامل متابولیک، نورونیک، میوژنیک، تنفس و فعالیت قلبی، کاهش

معنی‌داری در دامنه اجزای فرکانسی، بعد از اعمال فشار در بازه فرکانسی ۰/۰۵ تا ۲ هرتز مشاهده شده است. همچنین کاهش معنادار جریان خون با اعمال فشار خارجی ($P = 0.08$) (۰.۱۰ به‌دست آمده است (لی و همکاران، ۲۰۰۶؛ لی و همکاران، ۲۰۱۰ و فویان و برنس، ۲۰۱۳). در تمامی موارد ذکرشده در بالا مشکل اصلی این است که ارزیابی گردش خون در حالات خاص انجام شده است. افزایش معنی‌دار دامنه سیگنال حجم‌سنجی نوری بعد از انجام حرکات ورزشی و با کاهش معنی‌دار برخی اجزای فرکانسی در حوزه مویک سیگنال بعد از اعمال فشار نشان داده شده است (هاگیلد و همکاران، ۲۰۱۰ و لی و همکاران، ۲۰۱۰) که برای ارزیابی خون‌رسانی به بافت در کاربردهایی که در پژوهش حاضر ذکر شده است کافی نیست. در پژوهش‌های قبلی (هاگیلد و همکاران، ۲۰۱۰؛ لی و همکاران، ۲۰۱۰ و لی و همکاران، ۲۰۰۶) کارهایی نزدیک به این مقاله انجام شده است؛ ولی نکته اصلی اینجاست که در این پژوهش‌ها دو حالت فشار در نظر گرفته شده و برای همین دو حالت فشار هم نتایج تا حد به‌دست‌آوردن ویژگی‌هایی است که تغییرات معنادار دارد. البته اکثر مراجع موجود در این مقاله، کارهای مشابه با پژوهش فعلی انجام داده است؛ ولی به‌دلیل مشابهت فراوان با پژوهش‌های بالا کمتر یاد شده است. در این پژوهش سه حالت اعمال فشار در نظر گرفته شده و با استفاده از ترکیب ویژگی‌های جدید به صحت بالایی دست یافته است.

به‌طوراساسی نیاز است که بتوان یک سطح‌بندی در میزان خون‌رسانی به بافت انجام شود. در این پژوهش با ارزیابی گردش خون بافت، تحت فشارهای صفر و چهل و هشتاد میلی‌متر جیوه با استفاده از سیگنال حجم‌سنجی نوری تا حد زیادی یک سطح‌بندی در میزان گردش خون بافت انجام شد. در صورت تفکیک درست این سیگنال‌ها از هم می‌توان دانش جدیدی در بررسی و ارزیابی سیگنال گردش خون به‌صورت غیرتهاجمی ایجاد کرد. این دانش می‌تواند در بررسی بافت‌هایی که به‌دلایل مختلف تحت فشار هستند و خون‌رسانی به آن‌ها به‌خوبی انجام نمی‌شود، کمک کند و می‌تواند به‌عنوان یک امکان اضافه در سامانه مانیتورینگ بیمارستان در بحث پالس اکسیمتری برای بررسی ساده و سریع‌تر گردش خون بافت، اضافه شود. این فهم برای پیش‌گیری، بهبود و ارزیابی عوارضی که مرتبط با گردش خون است، کمک زیادی به پزشکان خواهد کرد تا بتوانند در اسرع وقت عارضه به‌وجودآمده در میزان خون‌رسانی به بافت فرد را تشخیص داده و به‌سرعت به درمان آن بپردازند. سرعت عمل در تشخیص این‌گونه عوارض مرتبط با گردش خون به‌قدری

در ادامه این پژوهش می‌توان بر روی نواحی دیگر بدن و همچنین ایجاد سامانه عملیاتی برای به‌کارگیری در محیط کلینیکی و ارزیابی‌های تکمیلی کار کرد.

۵- مراجع

A.-C. Ek, D.H.Lewis, H.Zetterqvist, and P.G. Svensson, "Skin blood flow in an area at risk for pressure sore", *Scand. J. Rehabil. Med*, 16, 85-89, 1984.

Bergstrand, Sara, Lindberg, Lars-Göran, Lindén, Maria, Ek, Anna-Christina, Lindgren, Margareta. Blood flow measurements at different depths using photoplethysmography and laser Doppler techniques. *Skin Research and Technology* 15,139-147, 2009.

Bracic, M., Stefanovska, A., Wavelet based analysis of human blood flow dynamics. *Bull. Math. Biol* 60, 919-935, 1998.

Brienza, D.M., Geyer, M.J., Jan, Y.K., A comparison of changes in rhythms of sacral skin blood flow in response to heating and indentation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 86 (6), 1245-1251, 2005.

C. Guyton, M.D. Text book of medical physiology. Philadelphia, Pennsylvania 19103-2899, Elsevier, 161-169, 1996.

E Zahedi, Kalaivani Chellappan, Mohd Alauddin Mohd Ali, Harwant Singh. Analysis of the Effect of ageing on rising edge characteristics of the photoplethysmogram using a modified windkessel model. Springer, 10.1007/s10558-007-9037-5, 2007

Fuyuan, L.S., Burns Yih-Kuen Jan. Skin blood flow dynamics and its role in pressure ulcers. *Journal of Tissue Viability*. Vol.22 (2):25-36. 2013.

Gan KB, Zahedi E, Mohd Ali MA, "Transabdominal fetal heart rate detection using NIR photoplethysmography: instrumentation and clinical results". *IEEE Trans Biomed Eng* 56(8), 2075-2082, 2009.

I. Schelkanova, A. Pandya, A. Douplik. Early optical diagnosis of pressure ulcers. *Biophotonics for Medical Applications*, 347-375, 2015.

J.D. Shea, "Pressure sores classification and management" *Clin. Orthop.*, 112, 89 - 100, 1975.

Jakobsson A, Nilsson GE, "Prediction of sampling depth and photon pathlength in laser Doppler flowmetry". *Med Biol Eng Comput* 31(3), 301-307, 1993.

J. Hagblad, L.G. Lindberg, A. Kaisdotter Andersson, S. Bergstrand, M. Lindgren, A.C. Ek, M. Folke, M. Lindén. A technique based on laser Doppler flowmetry and photoplethysmography for simultaneously monitoring blood flow at different tissue depths. *Med Biol Eng Comput* 48,415-422, 2010.

Jan, Y.K., Struck, B.D., Foreman, R.D., et al., Wavelet analysis of sacral skin blood flow oscillations to assess soft tissue viability in older adults. *Microvasc. Res.* 78, 162-168, 2009.

مهم است که در صورت تشخیص نابه‌هنگام، پزشک نخواهد توانست در پیش‌گیری به فرد کمک دهد (وای لی سو و همکاران، ۱۹۹۹ و پنس، ۱۹۴۸). در این کار با تحلیل طیفی سیگنال حجم‌سنجی نوری که در حوزه موجک انجام شده بود و استخراج ویژگی‌های زمانی و زمان - فرکانس در حوزه موجک در بازه‌های فرکانسی که مرتبط با عوامل متابولیک، نروژنیک، میوزنیک، فعالیت‌های قلبی و تنفس بودند، این ارزیابی انجام شد. نتایج حاصل از آزمون t-test تغییرات معناداری در ویژگی‌های استخراج‌شده از دامنه و بازه‌های فرکانسی موردنظر از سیگنال حجم‌سنجی نوری عمقی نشان داد. در سیگنال حجم‌سنجی نوری سطحی تغییرات، کاهش یا افزایش معناداری از خود نشان ندادند. البته با توجه به این‌که فشار خارجی بر لایه‌های بافت عمقی تأثیر بیشتری گذاشته، می‌توان این مسئله را توجیه کرد (شی، ۱۹۷۵). در نهایت با استفاده از شبکه عصبی GRNN صحت تفکیک ۷۹/۶٪ برای سیگنال حجم‌سنجی نوری عمقی در شناسایی حالت‌های مختلف اعمال فشار به دست‌آمد. نتایج نشان می‌دهند که این روش تا حد بالایی وضعیت گردش خون در لایه‌های عمقی بافت فرد را به ما بازگو می‌کند، و با توجه به این‌که زخم فشار از عدم خون‌رسانی کافی به لایه‌های عمقی بافت فرد شروع می‌شود (جان وبستر، ۱۹۹۱)، کمک زیادی در شناسایی و پیش‌گیری از این عارضه خواهد کرد. باید گفت که با توسعه و بهبود این سامانه می‌توان روشی معتبر و بالینی در پیش‌گیری از زخم فشار و همچنین ارزیابی عضلات مختلف بدن از جهت میزان خون‌رسانی به آن‌ها بنیان نهاد که کاربردهای زیادی خواهد داشت (جان وبستر، ۱۹۹۱؛ شی، ۱۹۷۵؛ وای لی سو و همکاران، ۱۹۹۹؛ هاگبلد و همکاران، ۲۰۱۰ و لی و همکاران، ۲۰۱۰) و کمک شایانی به پزشکان و گروه درمانی و تشخیصی خواهد کرد. این سامانه در مورد افرادی که در بستر بیماری هستند، به‌خصوص دوران بستری بعد از عمل جراحی قلب باز و فقط تا زمانی که فرد در بستر است، به ناحیه موردنظر باید متصل باشد و در آن مدت میزان خون‌رسانی به بافت عضله فرد را بازگو کند و اگر در آن مدت مشکلی پیش نیاید بعد از مرخص شدن بیمار دیگر نیازی به سامانه نخواهد بود. این سامانه در مورد افرادی که دچار زخم فشار شده‌اند، کاربردی نداشته و فقط وظیفه سامانه بازگو کردن وضعیت خون‌رسانی بافت در زمان‌های با خطر بالا مانند طولانی شدن بستری بیمار است. در پایان باید گفت این سامانه، هدف درمانی نداشته و فقط به دنبال مراقبت و تشخیص وضعیت خون‌رسانی بافت است.

near-infrared spectroscopy in persons with spinal cord injury. *Microvascular Research* 81, 81–87, 2011.



محمدعلی خلیل‌زاده تحصیلات خود را در مقطع کارشناسی مهندسی برق الکترونیک در سال ۱۳۶۹ در دانشگاه صنعتی شریف به پایان رساند، سپس مقاطع کارشناسی ارشد خود را در همان دانشگاه در سال ۱۳۷۲ و

دکترای مهندسی پزشکی را در سال ۱۳۷۸ در دانشگاه تربیت مدرس تکمیل کرد. ایشان مؤسس و مدیر گروه مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد واحد مشهد از سال ۱۳۸۲ تا ۱۳۹۱ و در سال‌های ۱۳۹۱ تا ۱۳۹۳ معاون پژوهش و فناوری همان دانشگاه بوده است. وی از مهر ۱۳۹۰ به درجه دانشیاری نائل شده است. زمینه‌های پژوهشی مورد علاقه ایشان اندازه‌گیری، اخذ، پردازش و تحلیل سیگنال‌های حیاتی، مدل‌سازی و شبیه‌سازی سامانه‌های بیومدیکال، سلامت الکترونیک و پزشکی از راه و طراحی و ساخت سامانه‌های تشخیص و درمانی پزشکی هستند.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از :

makhalilzadeh@mshdiau.ac.ir



حجت دوستدار نوقابی تحصیلات خود را در مقطع کارشناسی مهندسی برق مخابرات در سال ۱۳۸۶ در دانشگاه آزاد واحد گناباد به پایان رساند سپس مقطع کارشناسی ارشد خود را در سال

۱۳۹۱ در دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد تکمیل کرد. از سال ۱۳۹۱ به‌عنوان مدرس در دانشگاه آزاد مشهد مشغول به فعالیت است. زمینه‌های پژوهشی مورد علاقه ایشان اندازه‌گیری و اخذ سیگنال‌های حیاتی، طراحی و ساخت سامانه‌های تشخیص و درمانی پزشکی هستند.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از :

Hojjat.dustdar.n@gmail.com

J. G. Webster. Prevention of pressure sores, IOP Publishing Ltd, 20-45, 1991.

L.Bennett, D.Kavner, B.K.Lee, and F.A.Trainor," Shear vs pressure as causative factors in skin blood flow occlusion", *Arch. Phys. Med. Rehabil*, 60(July), 309–314, 1979.

Li, Z.Y., Tam, E.W.C., Kwan, M.P.C., et al., Effects of prolonged surface pressure to the skin blood flow motions in anesthetized rats- assessment by spectral analysis of laser Doppler flowmetry signals. *Phys. Med. Biol.* 51 (10), 2681–2694, 2006.

Li, Z.Y., Tam, E.W.C., Mak, A.F.T., et al., Effects of prolonged compression on the variations of hemoglobin oxygenation - assessment by spectral analysis of reflectance spectrophotometry signals. *Phys. Med. Biol.* 51 (21), 5707–5718, 2006.

Li, Z.Y., Wang, Y.H., Li, Y., et al., Wavelet analysis of cerebral oxygenation signal measured by near infrared spectroscopy in subjects with cerebral infarction. *Microvasc. Res.* 80 (1), 142–147, 2010.

Manorama, A., Meyer, R., Wiseman, R., Reid Bush T. Quantifying the effects of external shear loads on arterial and venous blood flow: Implications for pressure ulcer development, *clinical biomechanics*, Published online. 2013.

Nele Famaey, Erik Verbeken, Stefan Vinckier, Bert Willaerte, Paul Herijgers, Jos Vander Soltten,"In vivo soft tissue damage assessment for application in surgery" *medical engineering & physics*, 32, 437-443, 2010.

Penne's H.H., "Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Forearm", *J.Appl. Physiol.*, pp., 93-101, 1948.

Sandberg M, Zhang Q, Styf J, Gerdle B, Lindberg L, "Non-invasive monitoring of muscle blood perfusion by photoplethysmography: evaluation of a new application", *Acta Physiol Scand*, 183,335–343, 2005.

Stephane Mallat. *A Wavelet Tour of Signal Processing*, San Diego, CA: Academic Press, 1998.

Shih-Chin Fang, Hsiao-LungChan. Human identification by quantifying similarity and dissimilarity in electrocardiogram phase space. *Pattern Recognition* 42, 1824 – 1831, 2009.

Specht, D. F. A general regression neural network. *IEEE Transactions on Neural Networks*, 19(4), 1560–1568, 1991.

Xiang, B., Berger, T. Efficient text-independent speaker verification with structural Gaussian mixture modes and neural network. *IEEE Transactions on Speech and Audio Processing*, 11, 447–456, 2003.

Y.L. Hsu, C.Y. Tai, T.C. Chen., "Improving thermal properties of industrial safety helmets", *J Biomech Eng*, vol.8, pp.125-131, 1999.

Zengyong Li, Ming Zhang, Yan Wang, Yonghui Wang, Qing Xin, Jianping Li, Changhou Lu. Wavelet analysis of sacral tissue oxygenation oscillations by