مجله دانشکده پزشکی اصفهان
سال سی و دوم/شماره ۳۰۲/هفته سوم آبان ماه ۱۳۹۳

تاریخ دریافت: ۱۳۹۳/۲/۲۱
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۳/۷/۲۵

تبدیل خطی محلی بین لیدهای Frank (XYZ) سیگنال وکتورکاردیوگرام و سیگنال الکتروکاردیوگرام ۱۲ کاناله

نیلوفر صالح‌پور[۱]، دکتر علیرضا مهری دهنوی[۲]، دکتر حسین ربانی[۲]، محدثه بهجتی[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: یکی از تکنیک‌های مورد استفاده در تشخیص بیماری‌های قلبی، استفاده از سیگنال الکتروکاردیوگرام (ECG یا Electrocardiography) می‌باشد. در برخی موارد خاص مانند مراقبت‌های سیار در آمبولانس و شرایط اورژانسی، می‌توان با استفاده از سیگنال ۳ لیدی وکتورکاردیوگرام (VCG یا Vectorcardiography)، ضمن صرفه‌جویی در وقت، با زحمت کمتری از بیمار سیگنال گرفت. اما از طرفی، به دلیل شکل و ساختار سه بعدی سیگنال وکتورکاردیوگرام، تحلیل آن پیچیده‌تر و تمایل به استفاده از آن کمتر است. از این رو، هدف از این مطالعه، یافتن روش مناسبی برای تبدیل سیگنال وکتورکاردیوگرام به الکتروکاردیوگرام بود. با این کار، ضمن دریافت سیگنال با تعداد لید کمتر، حجم اطلاعات نیز کاهش و سرعت انتقال آن افزایش می‌یابد.

روش‌ها: ابتدا هر دو سیگنال ECG و VCG از ۵۰ فرد سالم گرفته شد و سپس با ارایه‌ی یک روش تخمینی آماری، سیگنال VCG به سیگنال ECG ۱۲ کاناله تبدیل شد که بر اساس تبدیل خطی محلی (روش مربع حداقل) استوار است. سپس روش جدید معرفی شده، با سایر روش‌های موجود تبدیل این دو سیگنال (روش Dower و Affine) مقایسه شد.

یافته‌ها: روش تبدیل خطی محلی معرفی شده، ضرایب تبدیل متفاوتی برای هر قطعه از سیگنال مورد نظر را ارایه داد؛ در حالی که ضرایب تبدیل روش داور (Dower) و افاین (Affine) برای همه‌ی قطعات سیگنال ثابت می‌باشد.

نتیجه‌گیری: با توجه به مطالعه‌ی انجام شده، سیگنال ECG که با به کارگیری روش تبدیل خطی محلی از سیگنال VCG به دست آمده است، دارای شاخص‌های آماری مقایسه‌ای بهتر و Correlation بالاتر با سیگنال ECG اصلی است که به طور مستقیم از فرد گرفته می‌شود. بنابراین استفاده از این روش تبدیل به منظور دریافت سیگنال ECG نزدیک به نوع اصلی آن، روشی کارا و مناسب می‌باشد.

واژگان کلیدی: سیگنال الکتروکاردیوگرام، سیگنال وکتورکاردیوگرام، تبدیل خطی محلی

ارجاع: صالح‌پور نیلوفر، مهری دهنوی علیرضا، ربانی حسین، بهجتی محدثه. **تبدیل خطی محلی بین لیدهای Frank (XYZ) سیگنال وکتورکاردیوگرام و سیگنال الکتروکاردیوگرام ۱۲ کاناله.** مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۳؛ ۳۲ (۳۰۲): ۱۵۶۶-۱۵۵۷

مقدمه

یکی از روش‌های ابتدایی تشخیص عارضه‌های قلبی، آزمایش با سیگنال الکتروکاردیوگرام (ECG یا Electrocardiography) می‌باشد که به صورت پیش فرض برای هر شخصی که با علایم درد در قفسه‌ی سینه و دست چپ و یا پشت کتف به بیمارستان مراجعه می‌کند، در نظر گرفته می‌شود. استفاده از

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی و کمیته‌ی تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۲- دانشیار، گروه فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۳- گروه داخلی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
نویسنده‌ی مسؤول: نیلوفر صالح‌پور
Email: niloo64_slp@gmail.com

سیگنال ECG برای پزشکان متخصص در امر تشخیص اولیه، سابقه‌ای طولانی دارد. از این رو، کار کردن با این سیگنال برای این قشر متداول‌تر و راحت‌تر است. از سوی دیگر، سیگنال الکتروکاردیوگرام از منابع مختلفی در قلب به دست می‌آید (۱) و همچنین مشخص شده است که اختلالات و عارضه‌های قلبی به وضوح بر روی سیگنال الکتروکاردیوگرام از لحاظ طول قطعات مختلف سیگنال و شکل ظاهری آن‌ها تأثیر به‌سزایی خواهد داشت.

نوع دیگری از ثبت سیگنال الکتریکی قلب، استفاده از چیدمان فرانک (Frank) یا همان وکتورکاردیوگرافی (VCG یا Vectorcardiography) می‌باشد (۲). در این نحوه‌ی چیدمان، الکترودهای سینه‌ای به صورت عمود بر هم و در سه راستای X، Y و Z قرار می‌گیرند (۳). به این ترتیب، با هر ضربان قلب این سه جفت الکترود، بردار فضایی را که نمایانگر بردار قلب است، نشان می‌دهند که در اثر ضربان‌های متوالی شکل به دست آمده به صورت یک لوپ سه بعدی در فضا مشخص می‌شود.

در واقع، وکتورکاردیوگرافی نمایانگر اندازه و راستای بردار قلب خواهد بود. با توجه به این قابلیت، سیگنال وکتورکاردیوگرام که اطلاعات قلب را در سه راستای X، Y و Z فراهم می‌کند (۴). با استفاده از این سیگنال به راحتی و با یک بار ثبت سیگنال از بیمار، می‌توان به اطلاعات جداره‌ی خلفی قلب نیز دسترسی پیدا کرد. از جمله مزایای دیگر سیگنال وکتورکاردیوگرام نسبت به الکتروکاردیوگرام، کمتر بودن تعداد الکترودها در هنگام ثبت سیگنال می‌باشد که این قابلیت، شرایط را برای ثبت سیگنال در شرایط اورژانسی و یا حالتی که بیمار توسط آمبولانس در حال انتقال می‌باشد، ساده‌تر می‌سازد و با توجه به حجم کمتر نمونه‌ها، انتقال اطلاعات به روش تله‌مدیسین (۵) به مرکز پزشکی تخصصی سریع‌تر خواهد بود (۶).

با در نظر گرفتن همه‌ی مزایای مطرح شده برای سیگنال وکتورکاردیوگرام و پوشش مناسبی که برای همه‌ی قسمت‌های قلب فراهم می‌کند، اگر بتوان با یک تبدیل دقیق و مناسب، سیگنال وکتورکاردیوگرام را به الکتروکاردیوگرام مفهوم‌تر برای پزشکان تبدیل کرد، علاوه بر این که تشخیص سریع‌تر و مطمئن‌تری برای آن موارد خاص داده می‌شود، کار کردن و تحلیل و تفسیر سیگنال الکتروکاردیوگرام برای پزشکان نسبت به وکتورکاردیوگرام ساده‌تر خواهد بود. تبدیل سیگنال وکتورکاردیوگرام و الکتروکاردیوگرام ۱۲ کاناله تبدیلی موجود می‌باشد (۸).

هدف از این مطالعه، به دست آوردن روشی دقیق‌تر و قابل اطمینان‌تر برای به دست آوردن اطلاعات سیگنال الکتروکاردیوگرام ۱۲ کاناله از روی وکتورکاردیوگرام می‌باشد. در این روش، هم تبدیل مورد نظر از دقت بالاتری برخوردار خواهد بود و هم هر بیماری خاص، بر روی یک قسمت از سیگنال الکتروکاردیوگرام علایم و نشانه‌های ویژه‌ای دارد؛ بنابراین برای هر کدام از سگمنت‌های P و QRS و ST، ضرایب جداگانه‌ای به دست می‌آید.

بررسی مطالعات گذشته

تاکنون چندین روش به منظور تبدیل سیگنال VCG و ECG به یکدیگر به کار رفته است. از جمله معروف‌ترین این روش‌ها، به کار بردن ماتریس داور (Dower) (۱۰-۹) و روش تبدیل ماتریس لوکو

(Loco) (۱۱) می‌باشد و همچنین تبدیل ماتریس افاین (Affine) (۶) با اضافه کردن مقدار ثابت به منظور جبران رانش خط پایه‌ی سیگنال می‌باشد.

روش تبدیل Dower

در بین سیستم‌های لیدگذاری در ECG، روش الکترودگذاری عمود بر هم (فرانک یا Frank) از جمله روش‌هایی است که در آن از تعداد کمتری الکترود استفاده شده است. از طرفی، این طریق لیدگذاری اطلاعات سه بعدی قلب را در اختیار قرار می‌دهد.

اولین مطالعات انجام شده، برای تبدیل این دو سیگنال (VCG و ECG) به یکدیگر توسط Dower صورت گرفته است و گرفتن ۱۲ ECG کاناله از روی بردار قلب را ممکن می‌سازد.

Dower برای تبدیل خود، از اصول هندسی جهت به دست آوردن ماتریس تبدیل استفاده نمود. پس از مدتی، معکوس این تبدیل توسط تعدادی از محققین مطرح شد که به منظور دریافت سیگنال VCG از روی سیگنال ECG به کار برده می‌شد (۱۳-۱۲).

در روش تبدیل Dower، ماتریس زیر در سیگنال وکتورکاردیوگراف ضرب می‌شود و سیگنال ECG را نتیجه می‌دهد.

$$S = D \times V \qquad (۱)$$

$$(۲)\begin{bmatrix} -0.515 & 0.157 & -0.917 \\ 0.044 & 0.164 & -1.387 \\ 0.882 & 0.098 & -1.277 \\ 1.213 & 0.127 & -0.601 \\ 1.125 & 0.127 & -0.086 \\ 0.831 & 0.076 & 0.230 \\ 0.632 & -0.235 & 0.059 \\ 0.235 & 1.066 & -0.132 \end{bmatrix} = D$$

$$V_3(n)\ V_4(n)\ V_5(n)\ V_6(n)\ I(n)\ II(n)]^{T} \quad (۳)$$

$$S(n) = [V_1(n)\ V2(n)$$

و

$$V(n) = [X(n)\ Y(n)\ Z(n)]^{T} (۴)$$

در رابطه‌ی بالا، D نشان دهنده‌ی ماتریس Dower می‌باشد. همان‌طور که نشان داده شده است، ابعاد این ماتریس ۳ × ۸ می‌باشد. در واقع، در سیگنال الکتروکاردیوگرام تنها ۸ لید مستقل وجود دارد که توسط تابع S(n) نشان داده می‌شوند و سایر لیدها از ترکیب لید I و II به دست می‌آیند. در رابطه‌ی بالا، تابع V(n) نشان دهنده‌ی سیگنال وکتورکاردیوگرام در سه راستای X، Y و Z می‌باشد. بر طبق رابطه‌ی بالا، با ضرب برداری ماتریس Dower در سیگنال VCG سیگنال ECG به دست می‌آید. با به کار بردن معکوس این رابطه نیز عکس این تبدیل امکان پذیر خواهد بود.

معرفی تبدیل Affine

تحقیقات بعد از Dower نشان داد که این تبدیل برای همه‌ی موارد، جامع و مناسب نیست و مناسب‌تر است که برای هر دسته و گروهی که از لحاظ سلامت و یا نوع بیماری، جنسیت، سن و وزن با یکدیگر متفاوت هستند، ضرایب تبدیل جدید و در نتیجه، ماتریس تبدیل جداگانه‌ای به دست آید تا تبدیل از صحت و دقت مناسب‌تری برخوردار باشد.

این عدم قطعیت، برخی از محققان را بر آن داشت که به دنبال تبدیل دقیق‌تری بین این دو سیگنال باشند. روش تبدیلی که در آن مطالعات (۶) مطرح شده است، بر اساس تخمین مربع حداقل استوار می‌باشد.

واضح است که عارضه‌ها و اختلالات قلبی به طور مشخص بر روی سیگنال ECG تأثیر می‌گذارند. تغییراتی در طول سگمنت‌های سیگنال و تفاوت در شکل و ساختار سیگنال الکتروکاردیوگرام از شکل پایه و استاندارد، خود نشانه‌ی بروز عارضه‌ی قلبی

می‌باشد. بنابراین در قدم اول مهم است که قبل از پردازش اصلی بر روی سیگنال، پیش پردازش انجام شود تا اختلالاتی در شکل سیگنال که ناشی از حرکت بیمار و یا تنفس شخص و یا نویزهای اطراف است و همچنین در ثبت‌های طولانی رانش، خط پایه حذف شود تا صحت و دقت پردازش سیگنال را تحت تأثیر قرار ندهد.

در این روش، ماتریس تبدیل ضرایب از تخمین آماری با روش مربع حداقل به دست می‌آید و نام آن را ماتریس Affine می‌نامند. در این تابع، هر لید از یک ترکیب خطی از مقادیر مشخص لیدهای VCG یعنی X، Y و Z به علاوه‌ی یک مقدار ثابت به دست می‌آید. تبدیل Affine در واقع یک میانگینی را فراهم می‌کند که می‌تواند بایاس ثابت سیگنال را جبران سازد و در نتیجه، سیگنال به دست آمده قابل اعتمادتر خواهد بود.

روش‌ها

داده‌های اولیه‌ی پژوهش، از سایت فیزیونت استخراج شد. این داده‌ها شامل ۸۰ مورد سالم و ۳۶۲ مورد بیمار با مشکل انفارکتوس میوکارد بودند. از هر کدام از نمونه‌ها به اندازه‌ی ۱ دقیقه و با فرکانس ۱ kHz و تعداد ۲۰۰۰ نمونه گرفته شد.

برای به دست آوردن ECG ۱۲کاناله از روی بردار قلب و لیدهای Frank، ۲۰ مورد سالم به شکل تصادفی از ۸۰ مورد موجود انتخاب گردید و ۲۰۰۰ نمونه نیز از هر سیگنال گرفته شد. همه‌ی نمونه‌های انتخابی برای آموزش سیستم تبدیلی استفاده شد و ورودی ماتریس مورد نظر را فراهم نمود. ماتریس تبدیل یک ماتریس ۳ × ۸ می‌باشد؛ چرا که فقط ۸ لید از سیگنال الکتروکاردیوگراف مستقل است و سایر لیدها از این ۸ لید به دست می‌آید. روابط در این تبدیل به صورت زیر نمایش داده می‌شوند:

$$Y = \{y_1, y_2, ..., y_8\}^T \quad (۵)$$

$$X = \{x_1, x_2, x_3\} \quad (۶)$$

$$y_1 = AX + e = a_0 + a_1x_1 + a_2x_2 + a_3x_3 + \quad (۷)$$

در روابط بالا Y نشان دهنده‌ی ۸ لید ECG و بردار X نشان دهنده‌ی ۳ لید VCG می‌باشد.

مدل این تابع به صورت بازگشتی خطی مفروض شده است و در این رابطه هر لیدی از ECG از ترکیب خطی لیدهای VCG به دست آمده‌اند؛ به طوری که در روابط بالا a_n، ...، a_i، a_0 ستون‌های ضرایب تبدیل هستند و A ماتریس تبدیل و e میزان خطا می‌باشد. بنابراین با در نظر گرفتن این نکته که مقدار لیدهای ورودی مشخص است، بردارهای ضرایب معادل می‌توانند برای به دست آوردن هر یک از ۸ لید مورد استفاده قرار گیرند. برای رسیدن به نتیجه‌ی مطلوب، حداقل ۴۰ ثبت سیگنال لازم می‌باشد تا اعداد به دست آمده برای ضرایب از لحاظ آماری قابل اعتماد باشند. این انتخاب تصادفی از میان داده‌های سالم، بار دیگر انجام شد و این بار، ضرایب با نمونه‌های جدید به دست آمدند که با ضرایب قبلی نزدیک به هم می‌باشند.

در این مطالعه، صحت کلی تبدیل Dower و Affine و همچنین تبدیل جدید معرفی شده (تبدیل خطی محلی) بین دو سیگنال VCG و ECG مورد مقایسه قرار گرفت و نتایج آن در این مقاله آمده است.

روشی که در این مطالعه به منظور استخراج سیگنال ECG از VCG به کار رفته است، به کار بردن یک تبدیل خطی محلی می‌باشد که ضرایب آن از

طریق روش تخمین آماری مربع حداقل به دست می‌آید (۱۵). در این مطالعه، از دستگاه کاردیاکس به منظور ثبت سیگنال‌های الکتروکاردیوگرام و وکتورکاردیوگرام از نمونه‌های مورد نظر استفاده شده است. از جمله قابلیت‌هایی که دستگاه کاردیاکس در ثبت سیگنال دارد، این است که طول هر بخشی از سیگنال مانند P، QRS و ST را بر حسب میلی‌ثانیه مشخص می‌کند. همچنین می‌دانیم که نرخ نمونه‌برداری از سیگنال‌ها در این دستگاه، ۵۰۰ Hz می‌باشد و تعداد نمونه‌هایی که در یک ثبت سیگنال ۱۶ ثانیه‌ای از سیگنال مورد نظر برداشته می‌شود، برابر ۸۰۰۰ نمونه می‌باشد. با در دست داشتن این اطلاعات، می‌توان از طریق یک رابطه‌ی تناسبی تعداد نمونه‌هایی را که در هر بخش از سیگنال وجود دارد، تعیین کرد. بنابراین بر طبق روابط زیر داریم:

Freq = ۵۰۰ Hz (۸)

Samples = ۸۰۰۰ (۹)

ST = x ms (۱۰)

برای مثال، می‌توان به صورت زیر تعداد نمونه‌ها در هر سگمنت را به صورت زیر مشخص نمود:

ST سگمنت = ۴۰ ms

$$\Rightarrow \quad (11) \quad \frac{1000(ms)}{500(ms)} = \frac{40(ms)}{X\ sample}$$

فرکانس نمونه‌برداری = ۵۰۰ Hz

در نتیجه، با در دست داشتن طول قطعه‌ی ST و فرکانس نمونه‌برداری، می‌توان تعداد نمونه‌هایی را که در قطعه‌ی ST دیده می‌شود، مشخص نمود. این عملیات بر روی هر دو سیگنال VCG و ECG انجام می‌گیرد و تعداد نمونه‌هایی که در هر کدام از قطعات P، QRS، ST تعیین می‌شود.

در قدم اول، باید دو سیگنال الکتروکاردیوگرام و وکتورکاردیوگرام را با یکدیگر سنکرون کنیم؛ چرا که موقعیتی که بیمار برای ثبت سیگنال VCG و ECG بیمار در آن قرار می‌گیرد، متفاوت است.

در هنگام ثبت سیگنال الکتروکاردیوگرام، بیمار به پشت می‌خوابد و برای ثبت وکتورکاردیوگرام، بیمار باید روی پهلوی راست بخوابد تا بتوان الکترودها را روی پشت کمر و گردن بیمار نیز متصل نمود. بنابراین در وهله‌ی اول باید دو سیگنال را با یکدیگر سنکرون کنیم. برای همزمان کردن دو سیگنال، ابتدا باید پیک R سیگنال‌ها را استخراج کرد. برای این منظور، از روش مشتق‌گیری و آستانه‌گذاری استفاده می‌شود. پس از شناسایی پیک‌های R دو سیگنال ECG و VCG را برای هر شخصی و با مشخص بودن طول هر کدام از قطعات سیگنال و معلوم بودن تعداد نمونه‌ها در هر کدام از قطعات به صورت جداگانه ضرایب تبدیل خطی محلی را می‌توان به شکل جداگانه و برای هر کدام از قطعات به دست آورد.

در این مطالعه، روش تبدیل خطی محلی برای به دست آوردن اطلاعات سیگنال الکتروکاردیوگرام از روی وکتورکاردیوگرام پیشنهاد شده است؛ چرا که با به کار بردن روش خطی محلی برای دستیابی به شاخص‌های آماری قابل قبول‌تری مانند ضریب R^2 و همبستگی بین سیگنال اصلی و سیگنال به دست آمده از روی وکتورکاردیوگرام، حجم اطلاعات کمتری نیاز است و از طرفی، اگر بخواهیم این تبدیل را به صورت غیر محلی بر روی سیگنال وکتورکاردیوگرام اعمال کنیم، هم باید تعداد پارامتر بیشتری –در حدود ۱۰ پارامتر– از سیگنال استخراج کنیم و هم این که تعداد نمونه‌ی سیگنال‌ها باید چندین برابر حالت

تبدیل محلی باشد، تا شاخص‌های آماری معادلی داشته باشند. از طرفی، با محلی کردن شکل نهایی تبدیل خطی‌تر خواهد بود و این نکته در این مطالعه لحاظ شده است (۱۴).

روش دستیابی به تبدیل مورد نظر

روش دستیابی به این تبدیل به این شکل بود که در گام اول، طول قطعات P، QRS و ST و تعداد نمونه‌های هر قطعه برای هر فرد خاصی مشخص می‌شد. بنابراین با توجه به روابطی که در ادامه آمده است، دو ماتریس Y و U موجود بود. طبق روش تخمین مربع حداقل، a، b و c که ضرایب تبدیل بین هر کدام از سگمنت‌های دو سیگنال وکتورکاردیوگرام و الکتروکاردیوگرام بودند، ابتدا برای یک بیمار و سپس برای ۵، ۱۰، ۲۰، ۳۰ و ۴۰ بیمار تعیین شدند.

نتایج نشان می‌دهد زمانی که تعداد افرادی که در این رابطه قرار می‌گیرند بیشتر از ۲۰ نفر باشد، تغییر در ضرایب بسیار ناچیز خواهد بود و این مطلب نشان دهنده‌ی قابل اطمینان بودن این تبدیل برای تعداد بالاتر از ۲۰ نفر می‌باشد؛ در نتیجه، تعداد جامعه‌ی آماری در این مطالعه ۵۰ نفر نمونه‌ی سالم در نظر گرفته شد. در گام بعدی، برای اطمینان از این مطلب که تبدیل مورد نظر و ضرایب به دست آمده تا چه حد دقیق می‌باشند، ضرایب به دست آمده از ۴۰ نفر، بر روی ۱۰ نفر دیگر که در این مجموعه قرار نگرفتند، اعمال شدند و نتیجه‌ی آن بر روی سیگنال VCG با سیگنال ECG اصلی مقایسه شد.

در ادامه، برای بالاتر بردن عوامل صحت و دقت در تبدیل مورد نظر، جای ۱۰ نفر نمونه‌های آزمایشی، به صورت چرخشی، در گروه آموزش دهنده‌ی ۴۰ نفری، جابه‌جا شد و با هر بار اعمال جابه‌جایی، ضرایب روی ۱۰ نفر خارج از گروه آموزش دهنده‌ی برنامه اعمال گردید تا از این طریق، قابل اطمینان بودن ضرایب به دست آمده برای تبدیل محلی ثابت گردد. با به کار بردن این روش چرخشی و جابه‌جایی نمونه‌های آموزش دهنده‌ی الگوریتم با نمونه‌هایی که تبدیل، روی آن‌ها اعمال می‌شود، مشاهده شد که ضرایب تبدیل محلی به دست آمده برای هر سگمنتی، از سیگنال وکتورکاردیوگرام مورد نظر در آزمون‌های مختلف بسیار نزدیک به یکدیگر بودند که نشانه‌ی قابل اعتماد بودن ضرایب به دست آمده می‌باشد.

در گام بعدی، نتایج حاصل از اعمال این تبدیل خطی محلی بر روی سیگنال وکتورکاردیوگرام و استخراج لیدهای الکتروکاردیوگرام از روی آن، با دو روش موجود دیگر، یعنی تبدیل Dower و تبدیل Affine مقایسه شد و دقت و صحت تبدیل معرفی شده در این مطالعه، مورد بررسی قرار گرفت.

در ادامه، نحوه‌ی به دست آوردن ضرایب تبدیل خطی محلی به اختصار آمده است.

$$(۱۲)d) + t(cVCG_z) + t(bVCG_y) + t(aVCG_x = ECG_t$$

$$ECG_t = [VCG_x(t)\ VCG_y(t)\ VCG_z(t)].\begin{bmatrix}a\\b\\c\\d\end{bmatrix} \quad (۱۳)$$

$$(۱۴)[a\ b\ c]^T \times U = Y$$

$$(۱۵)U^T.U)^{-1}.U^T.Y = (\begin{bmatrix}a\\b\\c\\d\end{bmatrix}$$

$$U=\begin{bmatrix}VCG_x(1)VCG_y(1)VCG_z(1)\\ \vdots\\ \vdots\\ \vdots\\ VCG_x(n)VCG_y(n)VCG_z(n)\end{bmatrix} \quad (۱۶)$$

$$(۱۷)Y=\begin{bmatrix}ECG(1)\\ \vdots\\ \vdots\\ \vdots\\ ECG(n)\end{bmatrix}$$

در روابط بالا ۱ تا n نشان دهنده‌ی تعداد کل نمونه‌های گرفته شده از افراد مورد مطالعه می‌باشد. این روابط نشان می‌دهد که هر لید سیگنال ECG از روی سیگنال VCG و با ضرایبی به دست می‌آید. سپس این ضرایب تبدیل محلی از طریق روش تخمین مربع حداقل به دست خواهد آمد.

برای ارزیابی روش مورد نظر و مقایسه‌ی نتایج آن با سایر روش‌های موجود، یکی از شاخص‌های آماری که مورد استفاده قرار می‌گیرد، شاخص R^2 می‌باشد که بر طبق نوع تعریف خود میزان شباهت بین سیگنال ECG اصلی و ECG به دست آمده از روی سیگنال وکتورکاردیوگرام را نشان می‌دهد. این شاخص آماری با فرمول زیر بیان می‌شود:

(۱۸)

$$R^2=\frac{1-\Sigma \text{ All EKG samples } [\text{Derived(sample K)-Measured(sample)}]^2}{\Sigma \text{ All EKG samples } [\text{Measured(sample)}]^2}$$

علاوه بر مورد ذکر شده، شاخص دیگری که به منظور مقایسه‌ی نتایج روش تبدیل معرفی شده با سایر روش‌های موجود به کار می‌رود، کرولیشن بین سیگنال به دست آمده از روی VCG و سیگنال ECG اصلی می‌باشد.

یافته‌ها

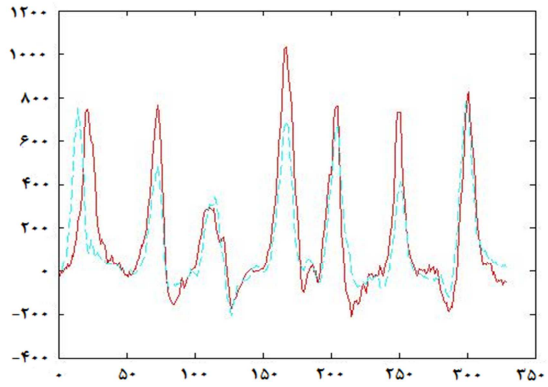
با مقایسه‌ی دو شاخص آماری ضریب همبستگی (C.C یا Correlation) و R^2 بین روش تبدیل خطی محلی ارایه شده در این مطالعه و سایر روش‌های موجود مانند تبدیل Dower و تبدیل Affine مشاهده شد که روش جدید به کار گرفته شده یعنی روش تبدیل خطی محلی نسبت به روش‌های Dower و Affine، از دقت و صحت بیشتری برخوردار است؛ این نتایج در جدول ۱ آمده است.

این نتایج نشان می‌دهد که برای افراد سالم روش تبدیل خطی محلی که در این مطالعه بیان شده است، سیگنال وکتورکاردیوگرام را با دقت بیشتری نسبت به دو روش Dower و Affine به سیگنال الکتروکاردیوگرام تبدیل می‌کند. گراف‌هایی که در شکل‌های ۱، ۲ و ۳ نشان داده شده‌اند، شباهت سیگنال ECG اصلی و ECG به دست آمده از روی VCG را در مورد کلیه‌ی روش‌های معرفی شده برای لید II و قطعه‌ی QRS و برای ۷ فرد مورد آزمون به صورت پشت سر هم مورد مقایسه قرار می‌دهند. رنگ قرمز نشان دهنده‌ی سیگنال ECG اصلی و رنگ سبز سیگنال ECG به دست آمده از روی سیگنال VCG می‌باشد.

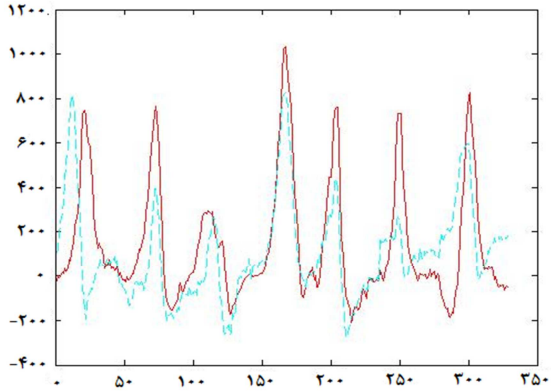
جدول ۱. مقایسه‌ی دو شاخص آماری Correlation و R^2 بین روش تبدیل خطی محلی، تبدیل Dower و تبدیل Affine

لیدها	R^2 روش تبدیل خطی محلی	R^2 روش Dower	R^2 روش Affine	C.C روش خطی محلی	C.C روش Dower	C.C روش Affine
I	۶۰/۷۰	۲۰/۹۰	۳۷/۰۸	۰/۷۹	۰/۶۷	۰/۸۰
II	۶۸/۶۴	۳۴/۶۶	۵۷/۴۵	۰/۷۹	۰/۶۸	۰/۴۳
V_1	۶۸/۴۴	۵۶/۱۱	۵۹/۳۸	۰/۸۴	۰/۴۳	۰/۶۴
V_2	۷۵/۱۷	۳۵/۵۱	۶۷/۳۰	۰/۶۹	۰/۵۴	۰/۲۲
V_3	۵۸/۵۱	۳۵/۶۰	۵۳/۶۱	۰/۷۶	۰/۳۱	۰/۴۰
V_4	۷۸/۱۰	۱۷/۲۵	۷۸/۱۵	۰/۷۰	۰/۱۰	۰/۷۹
V_5	۷۵/۳۶	۷۴/۳۶	۷۴/۷۵	۰/۷۷	۰/۱۶	۰/۵۰
V_6	۴۳/۰۸	۲۳/۲۸	۳۳/۳۶	۰/۷۷	۰/۳۵	۰/۷۲

در گراف‌های زیر، بردار افقی نشان دهنده‌ی تعداد نمونه‌های سیگنال و بردار عمودی نشان دهنده‌ی دامنه‌ی سیگنال در مورد قطعه‌ی QRS است (شکل‌های ۱، ۲ و ۳).



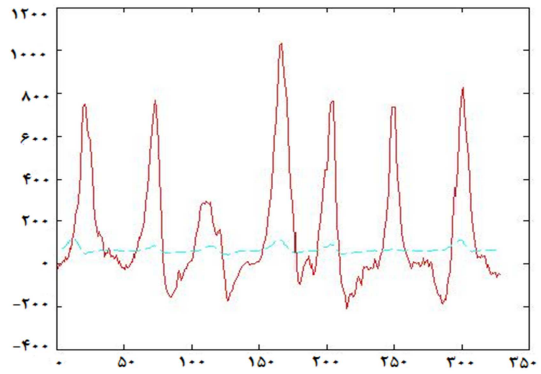
شکل ۱. تبدیل خطی محلی برای لید II و قطعه‌ی QRS



شکل ۲. تبدیل Dower برای لید II و قطعه‌ی QRS

بحث

بر اساس نتایج به دست آمده، سیگنال‌های ECG که از سیگنال VCG با روش تبدیل خطی محلی به دست می‌آیند، شباهت و همبستگی بیشتری با سیگنال ECG اصلی در مقایسه با سایر روش‌های موجود (تبدیل Dower و Affine) دارند. بنابراین با دستیابی به روش تبدیل مناسبی بین دو سیگنال VCG و ECG، فراهم شدن اطلاعات همه جانبه‌ای از قسمت‌های مختلف قلب تنها با به کار بردن ۳ لید و در زمان کوتاه‌تر امکان پذیر خواهد بود. از طرف دیگر، اطلاعات خروجی به صورت سیگنال آشنای ECG در اختیار کاردیولوژیست‌ها قرار می‌گیرد و مشکل تفسیر سیگنال به نسبت پیچیده بودن سیگنال وکتورکاردیوگرام از بین خواهد رفت.



شکل ۳. تبدیل Affine برای لید II و قطعه‌ی QRS

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان‌نامه‌ی دوره‌ی کارشناسی ارشد نیلوفر صالح‌پور در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان است. بدین وسیله از تمامی کسانی که در اجرای این مطالعه با پژوهشگران همکاری داشته‌اند، سپاسگزاری می‌گردد.

References

1. Malmivuo J, Plonsey R. Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields. 1st ed. Oxford, UK: Oxford University Press; 1995.
2. Frank E. A Direct experimental study of three systems of spatial vectorcardiography.

Circulation 1954; 10(1): 101-13.
3. Frank E. An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography. Circulation 1956; 13(5): 737-49.
4. Dehnavi AR, Farahabadi I, Rabbani H, Farahabadi A, Mahjoob MP, Dehnavi NR. Detection and classification of cardiac ischemia using vectorcardiogram signal via neural network. J Res Med Sci 2011; 16(2): 136-42.
5. Augustyniak P. Optimal coding of vectorcardiographic sequences using spatial prediction. IEEE Trans Inf Technol Biomed 2007; 11(3): 305-11.
6. Dawson D, Yang H, Malshe M, Bukkapatnam ST, Benjamin B, Komanduri R. Linear affine transformations between 3-lead (Frank XYZ leads) vectorcardiogram and 12-lead electrocardiogram signals. J Electrocardiol 2009; 42(6): 622-30.
7. Carlson J, Havmoller R, Herreros A, Platonov P, Johansson R, Olsson B. Can orthogonal lead indicators of propensity to atrial fibrillation be accurately assessed from the 12-lead ECG? Europace 2005; 7(Suppl 2): 39-48.
8. Horacek BM, Warren JW, Wang JJ. On designing and testing transformations for derivation of standard 12-lead/18-lead electrocardiograms and vectorcardiograms from reduced sets of predictor leads. J Electrocardiol 2008; 41(3): 220-9.
9. Dower GE, Yakush A, Nazzal SB, Jutzy RV, Ruiz CE. Deriving the 12-lead electrocardiogram from four (EASI) electrodes. J Electrocardiol 1988; 21(Suppl): S182-S187.
10. Dower GE. The ECGD: a derivation of the ECG from VCG leads. J Electrocardiol 1984; 17(2): 189-91.
11. PipbergER HV, Bialek SM, Perloff JK, Schnaper HW. Correlation of clinical information in the standard 12-lead ECG and in a corrected orthogonal 3-lead ECG. Am Heart J 1961; 61(1): 34-43.
12. Edenbrandt L, Pahlm O. Vectorcardiogram synthesized from a 12-lead ECG: superiority of the inverse Dower matrix. J Electrocardiol 1988; 21(4): 361-7.
13. Rautaharju PM, Zhou SH, Hancock EW, Horacek BM, Feild DQ, Lindauer JM, et al. Comparability of 12-lead ECGs derived from EASI leads with standard 12-lead ECGS in the classification of acute myocardial ischemia and old myocardial infarction. J Electrocardiol 2002; 35(Suppl): 35-9.
14. Wiberg M, van der Linden WJ. local linear observed-score equating. Journal of Educational Measurement 2011; 48(3): 229-54.
15. Nicholson WK. Linear Algebra and with applications. Boston, MA: PWS Publishing Company; 1995.

Journal of Isfahan Medical School
Received: 11.05.2014
Vol. 32, No. 302, 3rd Week, November 2014
Accepted: 17.10.2014

Partial Linear Transformation between Frank XYZ Leads Vectorcardiogram and 12-Lead Electrocardiogram Signals

Niloofar Salehpour[1], Alireza Mehridehnavi PhD[2], Hossein Rabbani PhD[2], Mohaddeseh Behjati[3]

Original Article

Abstract

Background: Various techniques are used in diagnosing cardiac diseases, one of those is using electrocardiogram tool. In special situations, like ambulatory care and emergency condition, using vectorcardiogram (VCG) regarding its fewer electrodes is much easier and more useful. However, most cardiologists are accustomed to the 12-lead electrocardiogram, even though some of the leads are either nearly aligned with or derived from the others and consequently contain redundant information. The ability to transform from orthogonal 3-lead vectorcardiogram to 12-lead electrocardiogram enables the use of fewer leads for computer visualization, signal analysis and wireless transmission of signals. This can also improve mobility, albeit limited, to the patients.

Methods: Vectorcardiogram and electrocardiogram signals used in this study obtained from 50 healthy persons. We presented a statistical approach to transform 3-lead Frank vectorcardiogram to 12-lead electrocardiogram signals and vice versa, based on partial linear transformation (Least Square Method). In addition, our linear transformation function would be compared with Dower and affine transformation function.

Findings: For healthy subjects, the partial linear transformation method had different transformation coefficients from other existed methods like Dower and affine ones. Using these new coefficients in partial linear method lead to gain more accurate statistical parameters in calculating the efficiency and accuracy of new method.

Conclusion: Regarding the obtained results in this study, electrocardiogram signals derived from vectorcardiogram signals by using our method had more correlation with general electrocardiogram leads than ones derived by using Dower transformation. Therefore, by using this transformation function, achieving to general information of the case's heart would be possible and useful.

Keywords: Vectorcardiogram signal, 12-lead electrocardiogram signal, Partial linear transformation

Citation: Salehpour N, Mehridehnavi A, Rabbani H, Behjati M. **Partial Linear Transformation between Frank XYZ Leads Vectorcardiogram and 12-Lead Electrocardiogram Signals.** J Isfahan Med Sch 2014; 32(302): 1557-66.

1- MSc Student, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine AND Student Research Committee, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
2- Associate Professor, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
3- Department of Internal Medicine, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Niloofar Salepour, Email: niloo64_slp@gmail.com