اصول کلی سیستم تجزیه و تحلیل کنندهٔ سیگنال الکتروکاردیوگرام

دکتر سیدمحمدرضا هاشمی گلپایگانی
دانشیار دانشکده مهندسی برق دانشگاه صنعتی امیرکبیر
مهندس مهیار زردشتی کرمانی
دانشجوی کارشناسی ارشد رشتهٔ الکترونیک دانشکده مهندسی برق دانشگاه صنعتی امیرکبیر

چکیده

امروزه، یکی از عمده‌ترین موارد استعمال کامپیوتر در زمینهٔ تجزیه و تحلیل اطلاعات کلینیکی مربوط به‌عملکرد قلب و بیماریهای مرتبط با آن است. دلائل متعددی این امر را تایید می‌کند که از آن جمله به‌لحاظ اندازه‌گیری نسبتا" ساده‌ٔ پتانسیل مربوط به‌سیگنال الکتروکاردیوگرام، این سیگنال ابزار خوبی جهت نشان دادن عملکرد قلب و تشخیص نوع عوارض آن بوده و در نتیجه حالت‌های غیرطبیعی کار قلب از تجزیه و تحلیل سیگنال‌های الکتروکاردیوگرام با دقت قابل قبول معین می‌گردد. در این پروژه ابتدا سیگنال‌های دریافتی از شخص مورد آزمایش پس از پردازش‌های اولیه، وارد مبدل آنالوگ به‌دیجیتال شده و سپس توسط نرم‌افزار کامپیوتری روی سیگنال ورودی به‌کامپیوتر عمل پردازش سیگنال، شناسائی شکل سیگنال و بالاخره تشخیص بیماری انجام می‌گیرد.

مقدمه

این مقاله چکیده‌ای از پروژهٔ کارشناسی ارشد رشتهٔ الکترونیک دانشکدهٔ مهندسی برق دانشگاه صنعتی امیرکبیر است. برای این که طیف گسترده‌ای از خوانندگان مجله علمی و مهندسی امیرکبیر بتوانند از آن بهره‌مند گردند، لذا مطالب ارائه شده با کیفیت عمومی و قابل استفاده برای همگان تهیه و تدوین شده است و در شماره‌های آینده، این مبحث به‌صورت تخصصی و کاملا" فنی تقدیم خوانندگان خواهد شد. در قسمت اول که از نظر خوانندگان عزیز می‌گذرد، شمای کلی و عمومی از پروژه بدون وارد شدن به‌جنبه‌های طراحی و کاملا" تخصصی ارائه می‌گردد. به‌امید آن‌که موفق شویم در قسمتهای بعدی بخش‌های طراحی و تکنیک تجزیه و تحلیل و اندازه‌گیری سیگنال الکتروکاردیوگرام و سخت‌افزارهای لازم و شرح نرم‌افزارهای مربوطه را ارائه نمائیم. اینک به‌شرح قسمت اول یعنی تشریح عمومی و کیفی پروژه می‌پردازیم.

علائم حاصل از فعالیت‌های الکتریکی قلب را الکتروکاردیوگرام (ECG) و دستگاهی که قادر به‌ثبت این علائم باشد را الکتروکاردیوگراف گویند.

هدف از انجام پروژه سیستم تجزیه و تحلیل‌کننده سیگنال الکتروکاردیوگرام ساخت سیستمی است که بتواند پارامترهای پزشکی مورد نظر پزشک را محاسبه و آنها را در اختیار او قرار دهد. این پارامترها اغلب با صرف وقت و نیز عدم دقت کافی توسط پزشک و از روی نوار قلبی به‌دست آمده توسط دستگاه الکتروکاردیوگراف اندازه‌گیری می‌شود. حال آن‌که دستگاه به‌سرعت و با دقت بالا و مستقل از فاکتورهای انسانی قادر به‌انجام آن خواهد بود هم‌چنین این سیستم قادر است با ترکیب پارامترهای اندازه‌گیری‌شده و مقایسه آن‌ها با اطلاعات یاد شده به‌سیستم تشخیص بعضی از بیماریهای قلبی را نیز انجام دهد و یا حداقل چند بیماری محتمل را جهت یاری به‌پزشک مشخص نماید.

در این مقاله ابتدا مختصری به‌آناتومو‌فیزیولوژی قلب و منشاء بوجود آمدن الکتروکاردیوگرام اشاره خواهد شد. سپس نحوهٔ دستیابی به‌این سیگنال از طریق الکترودهای پوستی و محل نصب الکترودها و کلا" اشتقاقهای الکتروکاردیوگرامی بالینی بحث خواهد شد. در ادامه به مشخصات یک ECG طبیعی و پارامترهای مورد نظر جهت اندازه‌گیری می‌پردازیم و آن‌گاه بعد از این مقدمات طرح کلی سیستم مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

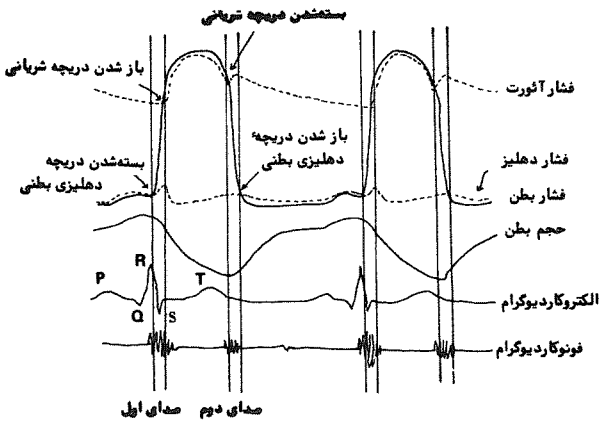
فعالیتهای مکانیکی قلب:

قلب عضوی است چهارحفره‌ای که با ضربان‌های منظم و مداوم خود، خون را در بدن به‌جریان می‌اندازد. به‌هنگام انقباض خون از حفره‌های قلب پمپ می‌شود. این دوره از سیکل قلبی را سیستول (۱) گویند. در هنگام سیستول دهلیزها که اندکی زودتر (حدود چهل میلی‌ثانیه) از سیستول بطن‌ها صورت می‌گیرد، خون از دهلیزها و از طریق دریچه‌های دهلیزی ـ بطنی وارد بطن‌ها می‌شود و در موقع سیستول بطن‌ها وارد سرخرگهای آئورت و ریوی می‌گردد. بعد از سیستول هر چهار حفره قلب به‌حالت استراحت درمی‌آیند که این دوره از سیکل قلبی را دیاستول (۲) گویند. در این دوره خون از طریق Vena Cava به‌دهلیز راست و از

طریق Pulmonary Veins به‌دهلیز چپ می‌ریزد.

فعالیت‌های مکانیکی فوق به‌دنبال وقوع مجموعه‌ای از فعالیت‌های الکتریکی رخ می‌دهد که دارای مولفه‌های مشخص می‌باشد. بدین معنی که در یک سیکل الکتروکاردیوگرام موج P قبل از انقباض دهلیزها و کمپلکس QRS قبل از انقباض‌های بطن‌ها و موج T قبل از شل شدن عضله بطن‌ها مشاهده می‌گردد.

در شکل (۱) تغییرات فشار و حجم حفره‌ای قلب به‌همراه امواج الکتروکاردیوگرام و فونوکاردیوگرام (صدای قلب) مربوط به‌آنها و نیز موقعیت دریچه‌های قلب نشان داده شده‌اند.



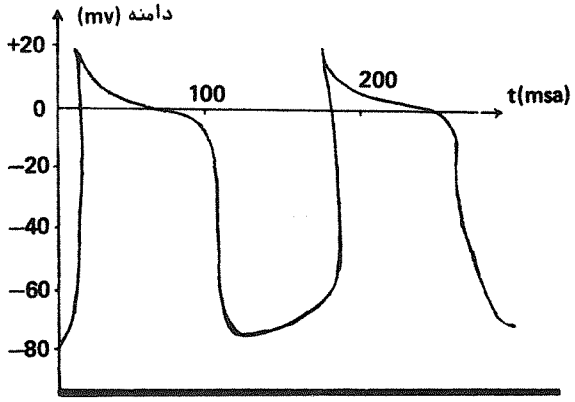
شکل (۱)

منشاء الکتروکاردیوگرام:

قبل از بررسی چگونگی بوجود آمدن الکتروکاردیوگرام لازم است ابتدا منشاء ایجاد الکتریسیته در بدن را مورد بررسی قرار دهیم. اصولاً" پدیده‌ٔ الکتریسیته در بدن یک پدیده‌ٔ الکتروشیمیائی است که در سلول‌های بدن به‌وجود می‌آید به‌این ترتیب که در حالت استراحت به‌علت تفاوت غلظت یون‌های پتاسیم و سدیم در داخل و خارج از سلول پتانسیلی به نام پتانسیل استراحت (۳) به‌وجود می‌آید. این پتانسیل در مورد پستانداران حدود ۸۰- میلی‌ولت (داخل نسبت به‌خارج) است. در هنگام تحریک یک سلول تحریک‌پذیر نفوذپذیری غشاء نسبت به‌یون‌های سدیم و پتاسیم عوض شده و پتانسیل استراحت اضافه شده و حتی تا ۳۰+ میلی‌ولت (داخل نسبت به‌خارج) می‌رسد. این مرحله از تحریک سلول را دپلاریزاسیون گویند. پس از این مرحله، مرحله رپلاریزاسیون قرار دارد که پتانسیل سلول به‌حالت استراحت برمی‌گردد. به‌تغییرات پتانسیلی که به‌این ترتیب بوجود می‌آید یک پتانسیل عمل (۴) گویند.

در دهلیز راست محلی به‌نام گرهٔ SA (۵) وجود دارد که پتانسیل عمل آن در حالت استراحت پایدار نیست و مرتبا" افزایش می‌یابد تا به تحریک‌شدن سلول منتهی شود و پس از بازگشت به‌مرحله استراحت این عمل ادامه پیدا می‌کند و بدین ترتیب یک نوسان‌ساز بیولوژیکی بوجود می‌آید که پتانسیل عمل آن در شکل (۲) نشان داده شده است.

چنانچه ملاحظه می‌شود قبل از این‌که پتانسیل غشاء به‌استراحت برگردد یک قسمت افقی (۶) وجود دارد که آن‌را با پتانسیل عمل دیگر



شکل (۲)

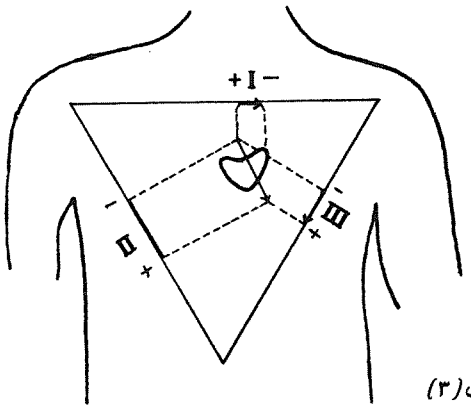
سلول‌های تحریک‌پذیر بدن متمایز می‌سازد.

پتانسیل عمل فوق در بافت‌های هدایتی قبل انتشار پیدا کرده باعث انقباض دهلیزها و سپس بطن‌ها می‌شود.

انتشار پتانسیل عمل به‌صورت دپلاریزاسیون و رپلاریزاسیون سلول‌های میوکارد خواهد بود که توسط برداری قابل نشان دادن می‌باشد. این بردار پتانسیل الکتریکی قسمت دپلاریزه را نسبت به‌قسمت رپلاریزه نشان می‌دهد. الکتروکاردیوگرام در واقع حاصل تصویر بردارهای الکتریکی است که در هر لحظه در تمامی فیبرهای عضله قلب ایجاد می‌گردد. این سیگنال دارای موج P که مربوط به‌دپلاریزاسیون دهلیزها و کمپلکس QRS مربوط به‌دپلاریزاسیون بطن‌ها و موج T مربوط به‌رپلاریزاسیون بطن‌ها است که به‌طور منظم و پشت سر هم ایجاد می‌شوند.

محل نصب الکترودها و اشتقاقهای الکتروکاردیوگراف:

دیدیم که فعالیتهای مکانیکی قلب را یک رشته فعالیتهای الکتریکی کنترل می‌کنند. برای پی بردن به‌صحت فعالیتهای مکانیکی قلب می‌توان از سیگنال الکتریکی کنترل‌کننده آنها که در عمل ساده‌تر است استفاده نمود. هدف الکتروکاردیوگرافی دسترسی به‌چگونگی فعالیتهای مکانیکی قلب از راه ثبت فعالیتهای الکتریکی آن است. برای بدست آوردن



شکل (۳)

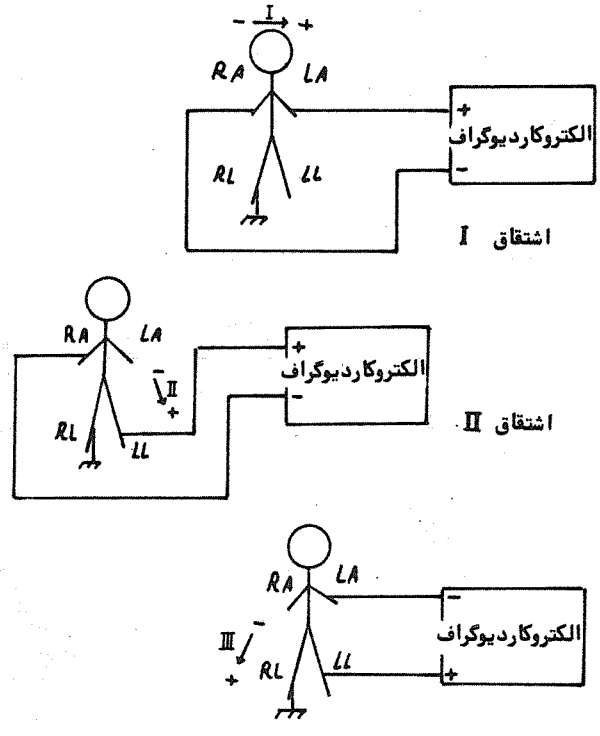
هرچه بهتر سیگنالهای الکتروکاردیوگرام و در نتیجه بهتر منعکس‌نمودن فعالیتهای مکانیکی قلب، بایستی اطلاعات کافی از بردار میدان الکتریکی حاصل این فعالیت را توسط نصب الکترودها در نقاط مختلف بدن به دست آوریم. اگر بردار الکتریکی حاصل از قلب را بر روی صفحه قدامی بدن (۷) تصویر کنیم، بردار قلبی در صفحه قدامی به‌دست می‌آید. برای معلوم نمودن این بردار بایستی حداقل ۲مولفه‌را مشخص‌کنیم. اما در کار الکتروکاردیوگرافی چنین مرسوم است که حداقل ۳ مولفه بردار قلبی را که با یکدیگر زاویه ۱۲۰° می‌سازند تشکیل می‌دهند. مثلثی که از تلاقی این مولفه‌ها به‌وجود می‌آید مثلث Einthoven گویند. شکل(۳) این مطلب را مشخص می‌سازد.

محل قرار گرفتن الکترودها در الکتروکاردیوگرافی بالینی عبارتند از: مچ‌های دست چپ و راست و مچ پای چپ و ۶ ناحیه بر روی سینه که منطقه جلو قلبی (۸) نامیده می‌شود. علاوه بر این‌ها یک الکترود زمین یا مرجع معمولا "بر روی مچ پای راست قرار می‌گیرد. به‌هر گروه‌از الکترودها که الکتروکاردیوگرام بین آنها اندازه‌گیری می‌شود یک اشتقاق (۹) الکتروکاردیوگرام می‌گویند.

سه اشتقال اولیه دست و پا که توسط Einthoven موسوم شده‌اند عبارتند از:

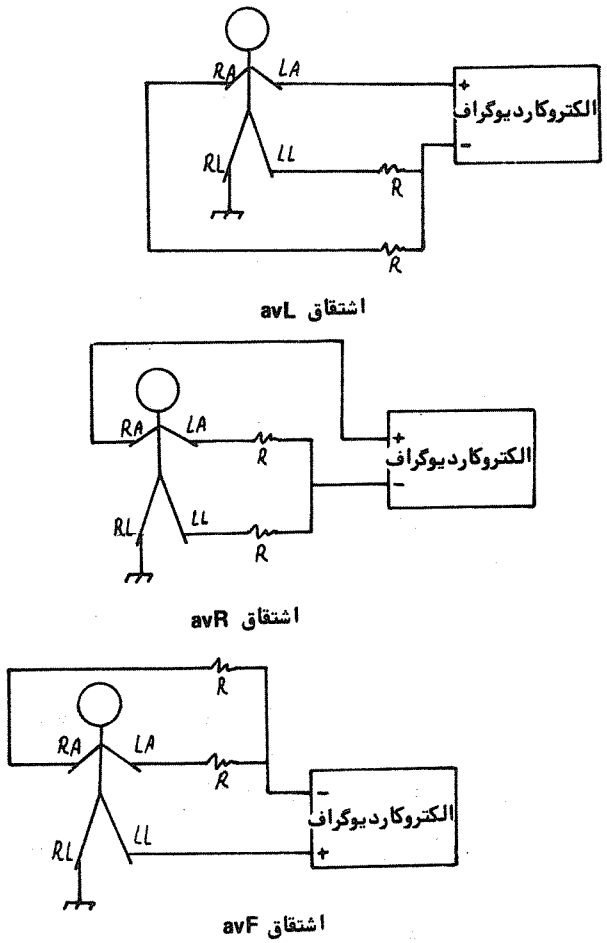
اشتقاق ۱ــ از دست چپ LA(مثبت) تا دست راست RA(منفی)
اشتقاق ۲ــ از پای چپ LL(مثبت) تا دست راست RA(منفی)
اشتقاق ۳ــ از پای چپ LL(مثبت) تا دست راست LA(منفی)

این سه اشتقاق که تفاضل پتانسیل دو نقطه از بدن را نسبت به مرجع ولتاژ پای راست اندازه‌گیری می‌کند اشتقاق دوقطبی دست و پا نامیده می‌شوند که به‌صورت تصاویر شماره (۴) می‌باشند.



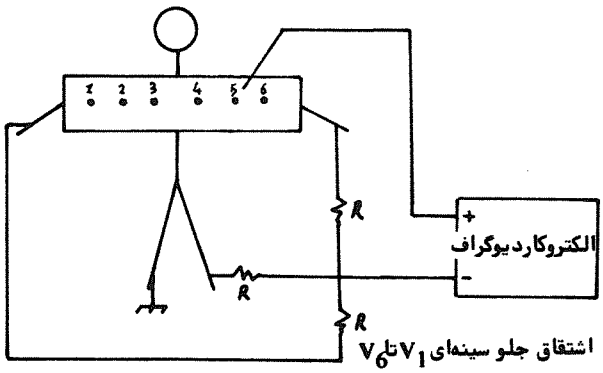
شکل (۴)

علاوه بر سه اشتقاق دوقطبی مذکور، سه اشتقاق تک‌قطبی (۱۰) دست و پا در الکتروکاردیوگرافی کلینیکی وجوددارد و آن ثبت پتانسیل‌های دست چپ و راست و پای چپ نسبت به‌یک نقطه مرجع می‌باشد. پتانسیل مرجع توسط نقطهٔ اتصال سه مقاومت مساوی حدود 5kΩ به‌نقاط مذکور بوجود می‌آید. به‌علت اثر بارگذاری مقاومت‌ها دامنهٔ این پتانسیل‌ها کم خواهد بود که به‌همین دلیل عملا "از اشتقاق‌های افزایشی (۱۱) به صورت شکل (۵) استفاده می‌شود:



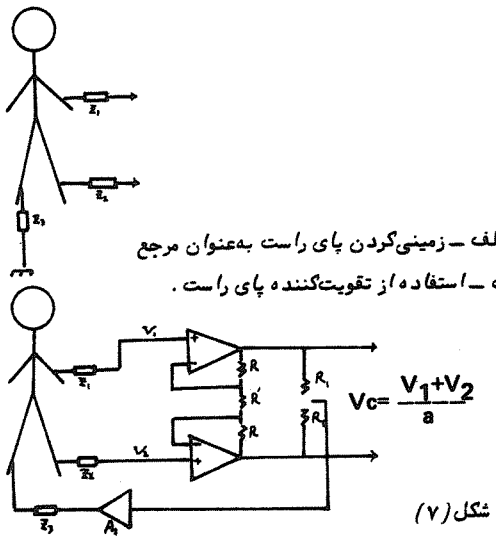
شکل (۵)

در الکتروکاردیوگرافی علاوه بر۶ اشتقاق فوق‌الذکر ۶ اشتقاق دیگر که از نصب الکترود بر روی ۶ نقطه سینه حاصل می‌شوند وجود دارد و به‌اشتقاقهای جلوی سینه‌ای (۱۲) معروفند. ولتاژ هریک از این ۶ اشتقاق نسبت به‌میانگین سه اشتقاق اصلی مچ‌های دست و پا اندازه‌گیری می‌شود. در شکل (۶) اشتقاق جلو سینه‌ای نشان داده شده است.



شکل (۶)

به‌جای اتصال پای راست به‌زمین به‌عنوان مرجع که خطر میکروشوک الکتریکی برای بیمار را نیز به‌همراه دارد، می‌توان پای راست را از طریق یک تقویت‌کننده به‌خروجی Common mode تقویت‌کننده دیفرانسیل ECG متصل نمود. در شکل شماره (۷) این اتصال ارائه شده است:



الف ــ زمینی‌کردن پای راست به‌عنوان مرجع
ب ــ استفاده از تقویت‌کننده پای راست.

شکل (۷)

در شکل‌های فوق Z_1، Z_2 و Z_3 امپدانس معادل الکترودهای نصب شده بر روی بدن هستند.

در شکل الف Z_3 باعث ایجاد یک ولتاژ Common mode ناشی از تداخل برق شهر و منابع دیگر می‌شود. این ولتاژ به‌علت اختلاف Z_1 و Z_2 و نیز بهره Common mode تقویت ECG می‌تواند به‌ولتاژ قابل ملاحظه‌ای تبدیل گردد. برای کاهش این اثر بایستی به‌روشی Z_3 را کاهش داد. به‌این منظور از طریقه ارائه شده در شکل ب استفاده می‌شود. در این صورت امپدانس موثر زمینی حاصل تقسیم Z_3 به‌ضریب تقویت A_1 خواهد بود که باعث کاهش زیادی در ولتاژ Common mode می‌گردد.

به‌طور خلاصه می‌توان گفت که در الکتروکاردیوگرافی کلینیکی ۱۲ اشتقاق وجود دارد:

سه اشتقاق استاندارد دوقطبی I و II و III و سه اشتقاق افزایش یافته (۱۳) تک‌قطبی av_R، av_L، av_F و ۶ اشتقاق تک‌قطبی جلو سینه‌ای (۱۴).

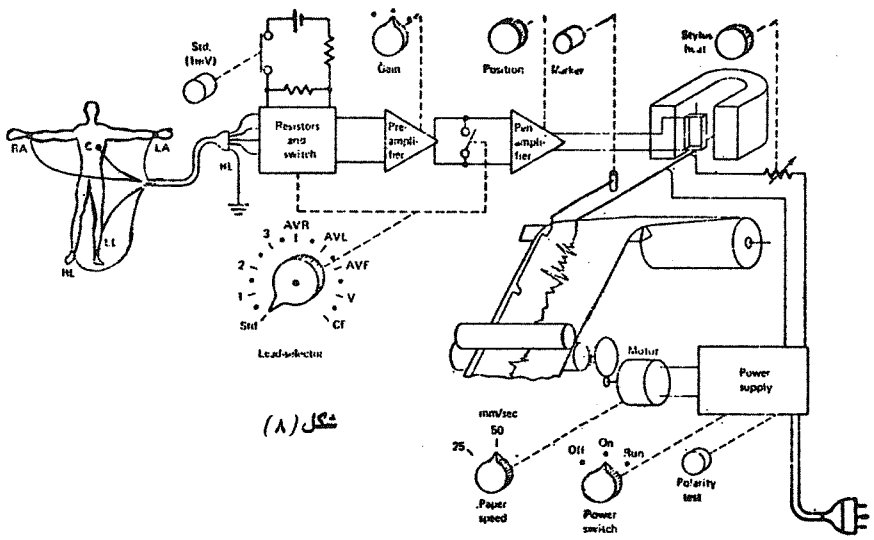
۶ اشتقاق استاندارد و افزایش نشان‌دهنده بردار پتانسیل الکتریکی فعالیت‌های قلب در صفحه قدامی بدن می‌باشند و ۶ اشتقاق جلوسینه‌ای اطلاعات دیگری در مورد مولفه‌های این بردار سه‌بعدی در اختیار پزشک قرار می‌دهد.

ساختمان الکتروکاردیوگراف:

شمای کلی ساختمان یک الکتروکاردیوگراف در شکل شماره (۸) نشان داده شده است.

همان‌طوری‌که معلوم است این دستگاه از یک دسته سیم ورودی تشکیل شده که به‌الکترودهای جلدی ختم می‌شوند. این سیم‌ها وارد بلوک مقاومت و سوئیچ می‌شوند که شامل مقاومت‌های $5k\Omega$ و کلید انتخاب اشتقاق می‌باشد. علاوه بر انتخاب اشتقاق این کلید دارای وضعیت Stand by نیز می‌باشد که خروجی تقویت تفاضلی را زمین کرده مانع حرکت قلم ثبات می‌شود. در این بلوک هم‌چنین یک کلید جهت ایجاد ولتاژ استاندارد 1^{mv} برای تنظیم ضریب تقویت قسمت‌های بعدی دستگاه پیش‌بینی شده است.

بعد از این مرحله طبقه پیش‌تقویت‌کننده (۱۵) تفاضلی قرار دارد که تقویت اصلی سیگنال ECG را انجام می‌دهد و بهره آن توسط کلیدی



شکل (۸)

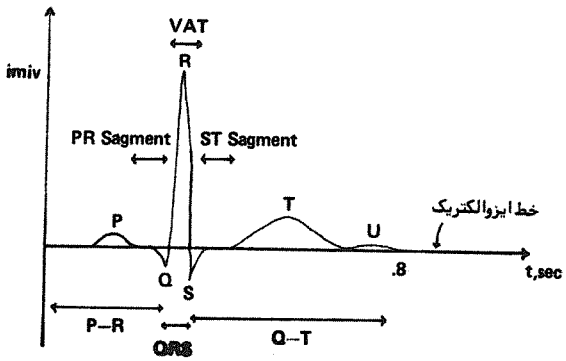
قابل تنظیم است ، به‌طوری‌که 1^{mv} ورودی انحرافی معادل 1^{cm} بر روی قلم ثبات ایجاد کند .

بعد از این طبقه ، تقویت‌کننده‌ٔقلم (۱۶) قرار دارد که ولتاژجریان لازم جهت به‌حرکت درآوردن قلم را تامین می‌کند و نیز با اضافه کردن باپاس مناسب مبنای (۷) قلم را تعیین می‌کند .

با اعمال این ولتاژ به‌سیستم گالوانومتر، قلم نگارش‌دهنده متناسب با ولتاژ ECG شروع به‌حرکت کرده و نوک آن روی کاغذی که با سرعت ثابت توسط سیستم ساعت‌مکانیسمی می‌چرخد ، سیگنال ECG را رسم می‌کند .

الکتروکاردیوگرام طبیعی و پارمترهای تشخیص بیماری :

با توجه به‌مطالب گفته‌شده تاکنون هر سیکل الکتروکاردیوگرام طبیعی دارای موج P و کمپلکس QRS و موج T خواهد بود ، که نمونه‌ای از آن در **شکل شماره (۹)** رسم شده است :



شکل (۹)

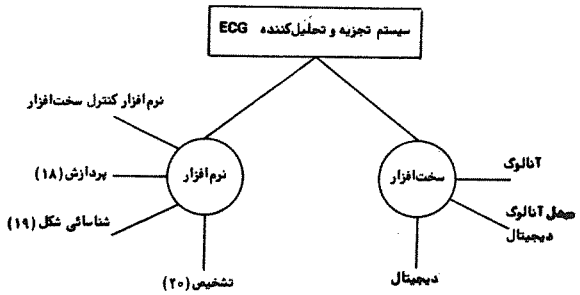
بیماریهای مختلف شکل یا فاصله زمانی هر بخش از آن را تغییر خواهد داد . آنچه اینجا لازم است اشاره شود این است که وضعیت و شکل امواج ECG در هر نوع اشتقاق در حالت سلامت معین و شناخته شده می‌باشد و برای آنها یک حدود طبیعی به‌دست آمده است . به طوری‌که انحراف از حدود مزبور پزشک را برای تشخیص بیماری راهنمائی می‌نماید .

بنابراین بطور خلاصه پزشک در تفسیر یک الکتروکاردیوگرام به‌تعداد سیکل‌های الکتروکاردیوگرام در دقیقه که نماینده تعداد ضربان‌های قلب در دقیقه است ، به‌ریتم الکتروکاردیوگرام ، به‌محور الکتریکی قلب و به تغییرات شکل منحنی در مقایسه با حالت نرمال الکتروکاردیوگرام توجه دارد .

شمای کلی سیستم تجزیه و تحلیل‌کنندهٔ سیگنال الکتروکاردیوگرام :

پس از مقدماتی که تاکنون ذکر گردید اکنون در مرحله شناسائی کلیات سیستم تجزیه و تحلیل‌کنندهٔ سیگنال الکتروکاردیوگرام قرار گرفته‌ایم . شمای کلی این‌چنین سیستمی به‌صورت شکل (۱۰) است .

این سیستم از دو قسمت سخت‌افزاری و نرم‌افزاری تشکیل شده است . در قسمت سخت‌افزار مرحله دریافت سیگنال و پردازش اولیه توسط بخش آنالوگ انجام می‌گیرد . بخش آنالوگ به‌دیجیتال سیگنال



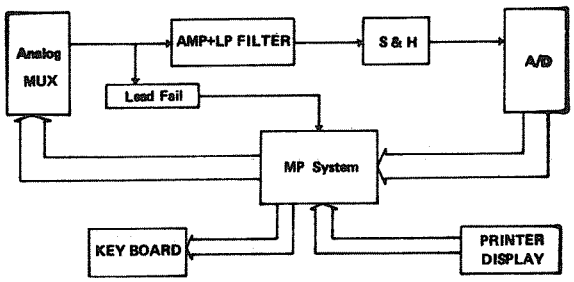
شکل (۱۰)

رقمی (۲۱) شده و آماده دریافت توسط بخش دیجیتالی می‌گردد در بخش دیجیتالی کار اصلی تجزیه و تحلیل سیگنال الکتروکاردیوگرام توسط نرم‌افزارهای لازم صورت می‌گیرد .

در بخش نرم‌افزار قسمتی تحت‌عنوان کنترل سخت‌افزار وجود دارد که نحوهٔ ارتباط بخش‌های مختلف سخت‌افزاری را تحت‌کنترل خود دارد. در بخش پردازش، عوامل ناخواسته همراه با سیگنال الکتروکاردیوگرام ورودی تا حد ممکن کاهش داده می‌شوند و در بخش شناسائی شکل ، مولفه‌های مختلف این سیگنال مورد شناسائی قرارگرفته و اندازه‌گیری‌های لازم صورت می‌پذیرد . و بالاخره در قسمت تشخیص، از روی پارامترهای اندازه‌گیری‌شده تشخیص بیماری امکان‌پذیر خواهد بود .

سخت‌افزار سیستم تجزیه و تحلیل‌کننده سیگنال الکتروکاردیوگرام

بلوک نمودار شماره (۱۱) سخت‌افزار به‌کار رفته جهت تجزیه و تحلیل سیگنال الکتروکاردیوگرام به‌صورت زیر است :



شکل (۱۱)

مالتی‌پلکسر آنالوگ: این مالتی‌پلکسر توسط آدرسی که سیستم میکروکامپیوتر مشخص می‌سازد ۱۲ اشتقاق الکتروکاردیوگرافی را به‌ترتیب جهت اعمالی به‌سیستم انتخاب می‌کند .

آشکارکننده قطع الکترود : جهت اطمینان از اتصال کامل الکترودها به بدن مدار آشکارکنندهٔ قطع الکترود نیز در سخت‌افزار پیش‌بینی شده است .

تقویت‌کننده و فیلتر پایین‌گذر: در این مرحله پس از تقویت لازم، پهنای باند سیگنال الکتروکاردیوگرام توسط یک فیلتر پایین‌گذر جهت انجام عمل نمونه‌برداری محدود می‌شود تا پدیده Aliasing یا fold back اتفاق نیافتد، تقویت‌کننده به‌کار رفته باید دارای امپدانس ورودی بالا (حدود $10^{M\Omega}$) باشد تا سیگنال الکتروکاردیوگرام بر روی امپدانس اتصال الکترود و پوست افت زیادی پیدا نکند. هم‌چنین این تقویت‌کننده دارای عدد نویز (۲۲) پایین است تا نویز جدیدی به سیگنال الکتروکاردیوگرام که دارای دامنهٔ پایین است اضافه نکند. و بالاخره بایستی دارای ورودی تفاضلی (۲۳) باCMRR بالا باشد تا ولتاژ Common mode ناشی از تداخل برق شهر و دیگر دستگاهها را کاهش دهد.

نمونه‌بردار و نگهدارنده: در این مرحله توسط نوسان‌سازی با فرکانس ۲۵۰ HZ سیگنال الکتروکاردیوگرام نمونه‌برداری می‌شود تا آمادهٔ رقمی شدن (۲۴) به‌وسیلهٔ A/D گردد.

مبدل آنالوگ به‌دیجیتال: این مبدل با Resolution ۸ بیت سیگنال الکتروکاردیوگرام را رقمی می‌سازد و آنرا آماده دریافت توسط سیستم میکروکامپیوتر می‌کند.

سیستم میکروکامپیوتر: برای انجام نرم‌افزارهای لازم بر روی سیگنال الکتروکاردیوگرام از یک سیستم میکروکامپیوتر شخصی (۲۵) استفاده گردید. این سیستم دارای یک صفحه کلید (۲۶) جهت تماس با آن، یک صفحه نمایش‌دهنده (۲۷) جهت ارائه نتایج یک چاپگر (۲۸) برای چاپ نتایج و diskdriver جهت ضبط برنامه‌های نرم‌افزاری و هم‌چنین سیگنال الکتروکاردیوگرام می‌باشد.

نرم‌افزار سیستم تجزیه و تحلیل‌کننده سیگنال الکتروکاردیوگرام: این نرم‌افزار به‌غیر از نرم‌افزار کنترل سخت‌افزار چنان‌که‌گفته شده از سه قسمت اساسی پردازش، شناسائی و تشخیص تشکیل شده است.

پردازش سیگنال الکتروکاردیوگرام: در این قسمت عوامل نامطلوب و ناخواسته همراه با الکتروکاردیوگرام توسط تکنیک‌های پردازشی سیگنال‌های رقمی‌شده (۲۹) کاهش داده می‌شوند. برای طراحی این چنین تکنیک‌هائی ابتدا بایستی عوامل نامطلوب مذکور شناسائی گردند. این عوامل عبارتند از:

۱ـ نویز تصادفی (۳۰): که در هر منبع سیگنال به‌دلیل وجود حرارت موجود خواهد بود.

۲ـ تداخلی برق شهر (۳۱): به‌دلیل ایجاد یک حلقه توسط بدن و سیم‌های رابط و نیز خازن بین بدن و سیم‌های انتقال برق ولتاژ برق شهر بر روی سیگنال الکتروکاردیوگرام تاثیر خواهد گذاشت.

۳ـ تغییرات خط مبنا (۳۲): دراثرحرکات بیمارپیل بین الکترو پوستی و بدن بیمار تغییر کرده باعث می‌شود خط مبنای الکتروکاردیوگرام دریافت شده دارای نوساناتی باشد. این نوسانات معمولا "دارای فرکانس پایین هستند.

۴ـ Artifact ها: سیگنال‌هائی هستند که در اثر فعالیت‌های درونی بدن و مربوط به‌اعضاء دیگر آن بوجود می‌آیند.

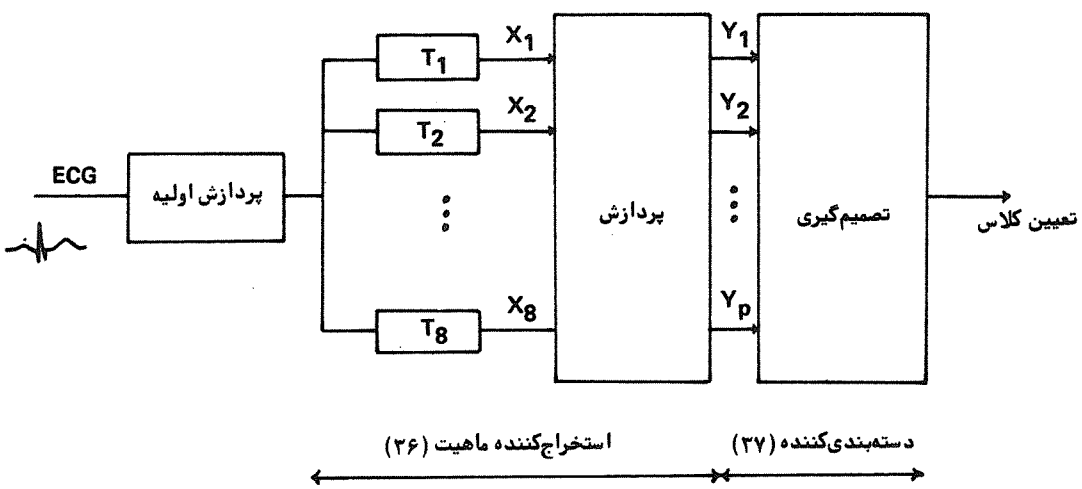
جهت کاهش عوامل فوق از فیلترهای دیجیتالی و نیز تخمین‌زننده‌های خط مبنا (۳۳) استفاده شده است که جزئیات آن در مقالهٔ بعدی عرضه خواهد شد.

شناسائی شکل (۳۴) سیگنال الکتروکاردیوگرام:

مساله شناسائی ECG با توجه به‌اشکال مختلفی که ممکن است داشته باشد به‌مساله کلی شناسائی اشکال برمی‌گردد.

برای شناسائی ECG نیاز به‌طراحی شناساننده شکل (۳۵) داریم. شکل (۱۲) ساختمان کلی این‌چنین سیستمی را نشان می‌دهد.

در این سیستم پس از یک پردازش اولیه بر روی سیگنال ورودی که می‌تواند همان فیلتر کردن باشد تحت یکسری از آزمایش‌های گوناگون قرار می‌گیرد. نتایج آزمایش به صورت $x_1 \cdots x_q$ در خروجی این آزمایش‌کننده ظاهر می‌شود، پس از پردازش لازم بر روی این نتایج خروجی‌های $y_1 \cdots y_q$ ظاهر می‌گردند. مرحله انجام آزمایش و پردازش بر روی آنها را کلا "استخراج ماهیت (۳۸) می‌گویند. زیرا در این مرحله است که تمام خصوصیات مورد نظر برای دسته‌بندی مشخص می‌گردد.



شکل (۱۲)

خروجی این مرحله شامل q مقدار است که به‌صورت هندسی به‌شکل یک نقطه در فضای q بعدی تصمیم‌گیری قابل نشان دادن می‌باشد.

قسمت دسته‌بندی‌کننده (۳۷) شامل قوانین تصمیم‌گیری است. به طوری‌که با ورودی نقطه ($Y_1 \cdots Y$) = Y یکی ازکلاس‌های پیش‌بینی شده مشخص می‌شود. قوانین تصمیم‌گیری مانند سطوحی هستند که فضای q بعدی را به‌فضاهائی تقسیم می‌کند و هرگاه نقطه q در یکی از این فضاها قرار گیرد کلاس آن مشخص شده است.

با استفاده از اصول فوق و بکارگیری روش‌های شناسائی شکل ترکیبی (۳۹) کلیه مولفه‌های سیگنال الکتروکاردیوگرام شناسائی و مقادیر لازم اندازه‌گیری می‌گردند.

تشخیص بیماری (۴۰):

تشخیص بیماری از روی سیگنال الکتروکاردیوگرام مانند دیگر سیستم‌های دسته‌بندی‌کننده شامل سه قسمت می‌باشد.

الف: مجموعهٔ گروههای مختلف بیماری

ب: مجموعهٔ عارضه‌های مختلف

ج: روابط بین دو مجموعهٔ فوق

مجموعه بیماری‌ها و عوارض مربوط به‌هریک و ارتباط بین آنها را می‌توان به‌صورت زبان ریاضی درآورد و در نتیجه فرآیند تشخیص بیماری را با الگوریتمی مناسب توسط کامپیوتر انجام داد. برای این منظور روش‌های متعددی بکار می‌روند که معایب و محاسن و نیز جزئیات آنها در قسمت‌های بعدی مقاله ذکر خواهد شد.

پاورقی

1. Systole
2. Diastole
3. Rest Potential
4. Action Potential
5. Sinu–Atrial node
6. Plateau
7. Frontal Plane
8. Pricordial
9. Lead
10. Unipolar
11. Augmented
12. Pricordial Leads
13. Augmented
14. Pricordial
15. Pre Amplifier
16. Pen Amplifier
17. Base Line
18. Processing
19. Pattern Recognition
20. Diagnosis
21. Digitize
22. Noise Figure
23. Differential input
24. Digitize
25. Personal Microcomputer
26. Key board
27. Crt Display
28. Printer
29. Digital Signal Proc
30. Random noise
31. Line Interference
32. Base Line Wandering
33. Base Line Stimator
34. Pattern Recognition
35. Pattern Recognizer
36. Feature Extracter
37. Categorizer
38. Feature Extraction
39. Syntatic Pattern Recogmition
40. Diagnosis

منابع

1. Medical Physiology; "GUYTON"; Academic press; 1980
2. Principals of Electro cardiography; "Goldman"; Academic press; 1980
3. Bioelectric potentials - Their Sourse, Recording and Significance; "OFFNER"; IEEF Trans on Biomedical Engineering; vol BME 31; No 12; 1984
4. Introduction to pattern Recognition and Scence Analysis; "DUDA & HEART"; Academic press; 1978
5. Syntatic models in pattern Recognition and applications;"K.S.FU"; pattern Recognition in practice; North Holland Publishing Company; 1980
6. Application of pattern Recognition to Knolege System Design and Diagnostic Inference; "JULIUS T. TOU"; pattern Recognition Theory and applications 413–424; D. Reidel publishing Company; 1982
7. Recognition of Noisy Peaks in ECG Waveforms; "E.SKOR–DALAKIS"; Computers and Biomedical Research 17, 208–271; 1984