دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی

دانشکده مکانیک

پایان‌نامه

برای دریافت درجه کارشناسی ارشد

در رشته: مهندسی مکانیک- طراحی کاربردی

توصیف و تشخیص سیگنال‌های الکتریکی قلب

(ارائه الگوریتمی برای شناسایی و توصیف موج T)

استاد راهنما: پروفسور علی غفاری

نگارش: مهدی اکرمی‌نیا

تابستان ۱۳۸۹

بسم الله الرحمن الرحيم

تقدیم به:

پدر و مادر عزیزم که هر آنچه در آن توفیق یافتم از دعا و مراقبت‌های آنان است.

دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی

دانشکده مکانیک

تائیدیه هیئت داوران

هیئت داوران پس از مطالعه پایان‌نامه و شرکت در جلسه دفاع از پایان‌نامه تهیه شده تحت عنوان:

توصیف و تشخیص سیگنال‌های الکتریکی قلب

(ارائه الگوریتمی برای شناسایی و توصیف موج T)

توسط آقای **مهدی اکرمی‌نیا**، صحت و کفایت تحقیق انجام شده را برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته: **مهندسی مکانیک**، گرایش **طراحی کاربردی (دینامیک کنترل)** با رتبه مورد تأیید قرار می‌دهند.

۱- استاد راهنما: آقای پروفسور علی غفاری امضاء .....

۲- ممتحن خارجی: آقای دکترحمید ابریشمی مقدم امضاء .....

۳- ممتحن داخلی: آقای دکتر فرید نجفی امضاء .....

۴- نماینده تحصیلات تکمیلی دانشکده:

آقای دکتر فرید نجفی امضاء .....

اظهارنامه دانشجو

موضوع پایان‌نامه: توصیف و تشخیص سیگنال‌های الکتریکی قلب (ارائه الگوریتمی برای شناسایی و توصیف موج T)

استاد راهنما: پروفسور علی غفاری

دانشجو: مهدی اکرمی‌نیا

شماره دانشجویی: ۸۶۰۵۵۰۴

اینجانب **مهدی اکرمی‌نیا** دانشجوی دوره کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، گرایش طراحی کاربردی (دینامیک-کنترل) دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی گواهی می‌نمایم که تحقیقات ارائه شده در این پایان‌نامه توسط اینجانب انجام شده و صحت و اصالت مطالب نگارش شده مورد تأیید می‌باشد. همچنین در موارد استفاده از کار دیگر محققان به مرجع مورد استفاده اشاره شده است. به علاوه گواهی می‌نمایم که مطالب مندرج در این پایان‌نامه تاکنون برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی توسط اینجانب یا فرد دیگری در هیچ جا ارائه نشده است و در تدوین متن پایان‌نامه چارچوب مصوب دانشگاه را به طور کامل رعایت کرده‌ام.

امضاء دانشجو :

تاریخ :

فرم حق طبع، نشر و مالکیت نتایج

۱- حق چاپ و تکثیر این پایان‌نامه متعلق به نویسنده آن می‌باشد. هر گونه کپی‌برداری به صورت کل پایان‌نامه یا بخشی از آن تنها با موافقت نویسنده یا کتابخانه دانشکده مکانیک دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی مجاز می‌باشد.

همچنین متن این صفحه نیز باید در نسخه تکثیر شده وجود داشته باشد.

۲- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی می‌باشد و بدون اجازه کتبی دانشگاه به شخص ثالث قابل واگذاری نیست.

استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان‌نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

با تشکر از

جناب آقای پروفسور علی غفاری (دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی)

جناب آقای پرفسور سید علی اکبر موسویان (دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی)

آقای محمدرضا همایی‌نژاد، دانشجوی دکتری (دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی)

آقای مهندس محمد دوایی‌ها (بیمارستان دی)

آقای مهندس مصطفی خزایی (دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی)

اعضای آزمایشگاه کنترل و رباتیک دانشکده مکانیک دانشگاه خواجه نصیر الدین طوسی

چکیده

هدف اصلی این پایان‌نامه ارائه الگوریتمی برای شناسایی و توصیف امواج الکتریکی قلب است. در گام نخست برای یافتن موج R، الگوریتمی بر مبنای تبدیل هیلبرت ارائه شده است. این تبدیل، با تغییر فاز سیگنال به میزان نود درجه، نقاط کمینه و بیشینه‌ی محلی یک سیگنال را به صفر می‌نگارد. با استفاده از این ویژگی تبدیل هیلبرت، الگوریتمی برای شناسایی موج R به نام Modified Hilbert Transform (MHT) معرفی گردیده است. همچنین، از این الگوریتم برای شناسایی قله‌های امواج فشاری قلب استفاده شده است. در ارزیابی این الگوریتم برای شناسایی موج R، حساسیت ۹۹/۸۰ و پیش‌بینی مثبت ۹۹/۸۵ و برای شناسایی امواج فشاری حساسیت ۹۹/۸۰ و پیش‌بینی مثبت ۹۹/۸۶ حاصل شده است. به دلیل آن که نویزها و اغتشاشات موجود در سیگنال‌های ECG اغلب دارای انرژی بیشتری نسبت به دیگر مولفه‌های این موج هستند امکان استفاده از الگوریتم MHT برای شناسایی آنها فراهم نبوده است. برای یافتن سایر الگوهای موج در امواج الکتریکی قلب، نیاز به روش‌هایی است که قدرت تفکیک بیشتری نسبت به تبدیل هیلبرت بر روی سیگنال داشته باشد. لذا در گام بعدی، با استفاده از ویژگی‌های تبدیل موجک، الگوریتمی به نام Area Curve Length (ACL)، برای شناسایی و توصیف امواج الکتریکی قلب، ارائه گردیده است. علاو بر این، الگوریتم ACL همانند الگوریتم MHT، برای شناسایی امواج فشاری قلب به کار می‌رود. حساسیت ۹۹/۸۴ و پیش‌بینی مثبت ۹۹/۸۰ در ارزیابی این الگوریتم در شناسایی امواج الکتریکی قلب و حساسیت ۹۹/۸۰ و پیش‌بینی مثبت ۹۹/۸۶ در بررسی عملکرد این الگوریتم در شناسایی امواج فشاری قلب حاصل شده است.

کلمات کلیدی: توصیف امواج الکتریکی قلب، شناسایی امواج فشاری قلب، تبدیل هیلبرت، تبدیل موجک، آستانه‌ی تطبیقی

فهرست مطالب

فهرست علائم و اختصارات س

فهرست شکل‌ها ش

فهرست جداول ص

فصل اول: مقدمه و تاریخچه ۱

۱-۱ معرفی امواج الکتریکی قلب ۲

۱-۲ تاریخچه ۵

۱-۳ اهداف پایان نامه ۷

۱-۴ نحوه‌ی سامان‌دهی پایان نامه ۸

فصل دوم: ارائه الگوریتم تعمیم یافته تبدیل هیلبرت، Modified Hilbert Transform (MHT) ۹

۲-۱ مقدمه ۱۰

۲-۲ شناسایی موج R با استفاده از الگوریتم تعمیم یافته تبدیل هیلبرت (MHT) ۱۱

۲-۲-۱ طراحی آستانه‌ی تطبیقی بر روی سیگنال $y_4(t)$ ۱۳

۲-۲-۲ استفاده از پنجره و گزینش مناسب بیشینه‌ی محلی ۱۴

۲-۲-۳ حذف امواج اشتباه گزینش شده ۱۵

فصل سوم: ارائه الگوریتمی بر مبنای تبدیل موجک (ACL) ۲۳

۳-۱ مقدمه ۲۴

۳-۲ تاریخچه توصیف سیگنال‌های الکتریکی قلب به روش موجک ۲۶

۳-۳ ابزارها و روش ها ۲۸

۳-۳-۱ تبدیل موجک گسسته با استفاده از الگوریتم á trous ۲۸

۳-۳-۲ معرفی کمیتی جدید: حاصل ضرب سطح در طول قوس ۳۰

۳-۴ نحوه شناسایی سیگنال‌ها در الگوریتم حاضر ۳۲

۳-۴-۱ شناسایی توصیف کمپلکس QRS ۳۲

۳-۴-۲ توصیف و شناسایی امواج P و T ۳۳

۳-۵ تعیین END-SYSTOLIC AND END-DIASTOLIC POINTS بر روی امواج فشار خون آئورتی با استفاده از الگوریتم ACL ۳۹

فصل چهارم: ارائه نتایج ۴۲

۴-۱ ارائه نتایج اعمال الگوریتم MHT بر روی سیگنال‌های ECG ۴۳

۴-۲ ارائه نتایج اعمال الگوریتم MHT بر روی سیگنال‌های ABP ۴۸

۴-۳ ارائه نتایج اعمال الگوریتم ACL بر روی سیگنال‌های ECG ۵۰

۴-۴ ارائه نتایج اعمال الگوریتم ACL بر روی سیگنال‌های ABP ۵۴

فصل پنجم: نتیجه گیری ۵۶

۵-۱ نتیجه گیری ۵۷

۵-۲ پیشنهاد برای تحقیقات آینده ۵۹

لیست مقالات ارائه شده ۶۱

فهرست مراجع ۶۳

فهرست علائم و اختصارات

ABP	arterial blood pressure
ACL	area curve length
CSEBD	common standards for electrocardiography database
DBP	diastolic blood pressure
DWT	discrete wavelet transform
ECG	electrocardiogram
EBD	European ST-T database
FIR	finite-duration impulse response
FP	false positive
FN	false negative
MAP	mean arterial pressure
P+	positive predictivity
QTDB	QT Database
SBP	systolic blood pressure
Se	sensitivity
PVC	premature ventricular contraction
PAC	premature atrial contraction

فهرست شکل‌ها

عنوان	صفحه
شکل ۱-۱: نمایشی از سیگنال‌های الکتریکی قلب به همراه مولفه‌های اصلی آن[18]	۳
شکل ۱-۲ : نمایشی از لیدهای معمول عضوی و سینه‌ای متداول که به وسیله‌ی آن اطلاعات سیگنال‌های الکتریکی قلب ثبت می شود[18]	۴
شکل ۱-۳: ساختار مشترک شناساگر های امواج الکتریکی قلب[8]	۵
شکل ۲-۱: بلوک دیاگرام الگوریتم MHT	۱۷
شکل ۲-۲: نمایش گرافیکی عملکرد الگوریتم MHT در شناسایی کمپلکس‌های QRS	۱۸-۲۱
شکل ۳-۱: تبدیل موجک امواج مصنوعی ECG در پنج مقیاس اول زمانی [Martinez و همکاران، ۲۰۰۴]	۲۷
شکل ۳-۲: اجرای بانک فیلتر FIR به منظور ایجاد تبدیل موجک با استفاده از الگوریتم à trous	۲۹
شکل ۳-۳: نمایش گرافیکی منطق پیشنهاد شده برای تشخیص ابتدا و انتهای امواج. در حالت اول هر دوکمیت مساحت و طول قوس کمینه می باشند، (ACLI < ACLII ≤ ACLIII)	۳۲
شکل ۳-۴: فلوچارت الگوریتم توصیف سیگنال‌های ECG پیشنهاد شده بر مبنای تبدیل موجک	۳۵
شکل ۳-۵: قسمتی از سیگنال‌های توصیف شده	۳۶-۳۷
شکل ۳-۶: روش شناسایی و توصیف موج P و T با استفاده از الگوریتم ACL بین دو کمپلکس QRS متوالی	۳۸
شکل ۳-۶: نمایش پارامترهای موج ABP	۳۹
شکل ۳-۷: فلوچارت الگوریتم پیشنهادی برای شناسایی موج ABP بر مبنای تبدیل موجک	۴۰
شکل ۴-۱: نمایش عملکرد الگوریتم MHT بر روی سیگنال های ABP به همراه خط سیر پارامترهای شناسایی شده	۴۸
شکل ۴-۲: نمایشی از شناسایی و توصیف سیگنال ABP با استفاده از الگوریتم ACL	۵۵

فهرست جداول

عنوان	صفحه
جدول ۴-۱: جزییات نتایج الگوریتم MHT که بر روی سیگنال‌های ECG پایگاه داده‌ی MIT-BIH Arrhythmia Database اعمال شده است.	۴۵-۴۶
جدول ۴-۲: مقایسه عملکرد این الگوریتم با الگوریتم‌های مشابه که بر روی MITDB اعمال شده است.	۴۷
جدول ۴-۳: مقایسه عملکرد این الگوریتم با الگوریتم‌های مشابه که بر روی QTDB اعمال شده است.	۴۷
جدول ۴-۴: مقایسه عملکرد این الگوریتم با الگوریتم‌های مشابه که بر روی EDB اعمال شده است.	۴۷
جدول ۴-۵: کاربرد الگوریتم MHT بر روی MIT-BIH Polysomnographic Database و نتایج بدست آمده	۴۹
جدول ۴-۶: عملکرد الگوریتم ACL بر روی MITDB و مقایسه آن با الگوریتم‌های مشابه	۵۱
جدول ۴-۷: عملکرد الگوریتم ACL بر روی QTDB و مقایسه آن با الگوریتم‌های مشابه	۵۲
جدول ۴-۸: عملکرد الگوریتم ACL بر روی EDB و مقایسه آن با الگوریتم‌های مشابه	۵۲
جدول ۴-۹: عملکرد الگوریتم ACL بر روی QTDB و مقایسه آن با الگوریتم‌های مشابه	۵۳
جدول ۴-۱۰: عملکرد الگوریتم ACL بر روی CSEDB و مقایسه آن با الگوریتم‌های مشابه	۵۳
جدول ۴-۱۱: عملکرد الگوریتم ACL بر روی اطلاعات بیمارستان دی	۵۴
جدول ۴-۱۲: عملکرد الگوریتم ACL بر روی MIT-BIH Polysomnographic Database	۵۵

فصل اول:

مقدمه و تاریخچه

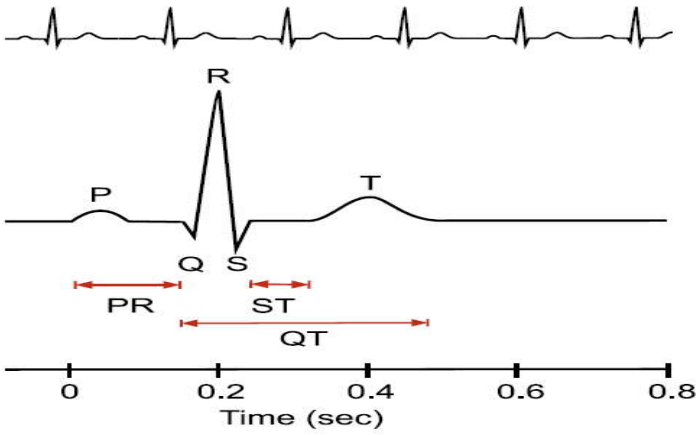
۱-۱ معرفی امواج الکتریکی قلب

قلب یک واحد الکترومکانیکی است که فعالیت‌های مکانیکی و الکتریکی گوناگونی دارد تا به وسیله‌ی این فعالیت‌ها، وظیفه‌ی رساندن و بازگرداندن خون از سایر اندام‌ها را به انجام رساند. فعالیت‌های مکانیکی قلب به وسیله‌ی دستوراتی که از مغز و بعضی از سلول‌های قلبی به نام ضربان‌سازها[1] به طور پیاپی به سایر سلول‌های قلبی فرستاده می‌شود، تعیین می‌شود [۱۸]. این فرامین توسط عصب‌ها و پالس‌های الکتریکی به سلول‌های قلبی منتقل می‌گردد [۱۸]. قلب با دریافت این سیگنال‌های الکتریکی در سلول‌های خود درمی‌یابد که چگونه به عنوان یک واحد انتقال و پخش خون در سراسر بدن عمل نماید [۱۸]. سیگنال‌های الکتریکی که قلب دریافت و یا ایجاد می‌کند، نمایانگر فعالیت‌هایی است که سلول‌های این عضو در راستای انجام وظایف خود انجام می‌دهند. با ثبت و اندازه‌گیری این سیگنال‌های الکتریکی، چگونگی فعالیت‌های قلب سنجیده می‌شود و در صورت وجود آریتمی‌ها و برخی از بیماری‌ها، اثرات آن در این سیگنال‌ها قابل مشاهده خواهد بود. سیگنال‌های الکتریکی قلب[2] که برای تنظیم حرکات انقباضی و انبساطی آن ارسال می‌شود، باعث ایجاد اختلاف پتانسیل‌هایی بسیار کوچک در سطح پوست بدن می‌شوند [۱۸]. به وسیله‌ی نصب لیدهای قلبی در سطح پوست، این سیگنال‌ها جمع‌آوری می‌گردد. یک نمونه از شکل شماتیک این سیگنال‌ها در شکل (۱-۱) آورده شده است. همان‌طور که در شکل (۱-۱) می‌توان دید، این سیگنال از سه مولفه‌ی اصلی تشکیل می‌شود. مولفه‌ی اول یا همان موج P که بیانگر دیپلایز دهلیزی یا همان انقباض دهلیزی است که دامنه‌ی نسبتاً کوتاهی دارد. مولفه‌ی دوم یا همان کمپلکس QRS است که بزرگترین پیک در سیگنال الکتریکی قلب را در میان مجموعه‌ی خود دارد و به موج R معروف است. این مجموعه همچنین دارای دو کمینه به نام امواج Q وS است. کمپلکسQRS معرف دیپلرایز بطنی یا همان

[1] Pacemaker cells

[2] Electrocardiogram(ECG)

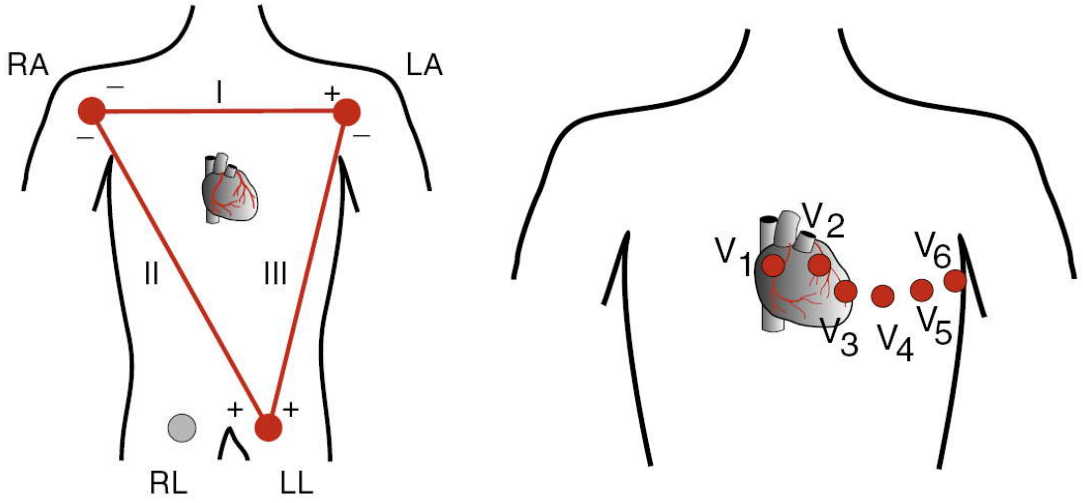
انقباض بطنی است. در تمامی الگوریتم‌های شناسایی، موج R نقش اساسی در شناسایی امواج الکتریکی قلب دارد.



شکل ۱-۱ : نمایشی از سیگنال‌های الکتریکی قلب به همراه مولفه‌های اصلی آن[18]

چرا که این موج قوی‌ترین و بزرگ‌ترین موج الکتریکی قلب است. به همین دلیل شناسایی این موج با دامنه‌ی بلند خود از امواج دیگر ساده‌تر است (در فصل ۲ به تفصیل در این باره بحث خواهد شد). در نهایت مولفه‌ی سوم سیگنال ECG یا همان موج T که نمایانگر ریپلرایز بطنی است. به دنبال این موج، موج کوچک دیگری گاهاً در بعضی از سیگنال‌های الکتریکی قلب دیده می‌شود و به نام موج U معروف است. موج T دارای ارزش زیادی در سیگنال‌های ECG است، چرا که اطلاعات فراوانی را درباره چگونگی فعالیت‌های قلبی در خود جای داده است. برای مثال با وقوع کم‌خونی در ناحیه‌ی بطنی، شکل موج T از حالت طبیعی خارج می‌شود و به سمت تخت شدن می‌رود. کم‌خونی بطنی، جزء موارد بسیار خطرناک است که می‌تواند منجر به مرگ بیمار شود. یکی از روش‌های شناسایی این بیماری بررسی شکل موج T در سیگنال‌های الکتریکی قلب است.

باید توجه داشت که سیگنال‌های قلبی می‌تواند از شکل‌های متنوعی[1] برخوردار باشد. یعنی اگر به ECG افراد مختلف که در یک لید ثبت شده است، نگریسته شود، تنوع شکلی زیادی در بین آنها دیده می‌شود. این اختلافات لزوماً به معنی بیماری یا نقص عملکردی قلب نیست. همین مساله پیچیدگی تشخیص و شناسایی امواج با اشکال مختلف که ممکن است دارای هیچ نوع آریتمی هم نباشند را پیچیده‌تر می‌نماید. نکته دیگر که باید به آن اشاره کرد، لیدهای قلبی است. لیدهای قلبی در واقع سنسورهایی هستند که به نقاط مختلف بدن متصل شده و پتانسیل الکتریکی قلب یا همان سیگنال‌های الکتریکی قلب را اندازه گیری می‌کنند. در شکل (۱-۲)، انواع لیدهای قلبی و مکان نصب آنها در بدن نمایش داده شده است.



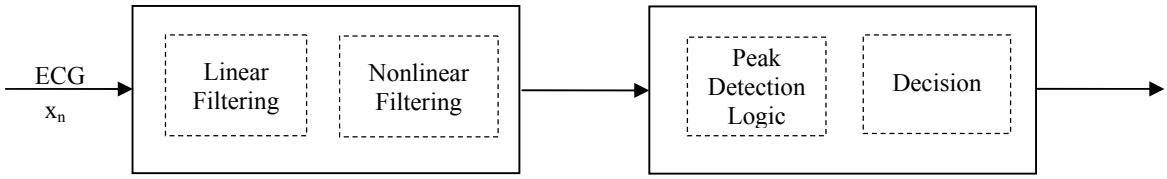
شکل ۱-۲ :نمایشی از لیدهای معمول عضوی و سینه‌ای متداول که به وسیله‌ی آن اطلاعات سیگنال‌های الکتریکی قلب ثبت می شود[18]

این لیدها و محل نصب آنها دارای استانداردی برای متخصصین قلب و عروق است. درواقع این لیدها، تصویر امواج الکتریکی قلب را در جهات مختلف ثبت می‌نمایند [۱۸].

[1] Morphology

۱-۲ تاریخچه

اگر چه امروز متخصصین قلب و عروق ادوات و تجهیزات فراوانی را برای شناسایی بیماری‌ها و نارسایی‌های قلبی در اختیار دارند، اما اولین قدم آنها در تشخیص بیماری‌ها و نارسایی‌ها هنوز هم استفاده از تحلیل سیگنال‌های الکتریکی قلب است [۱]. از طرف دیگر تحلیل آماری ویژگی‌های سیگنال‌های الکتریکی قلب در مدت زمان طولانی مانند آنچه از اطلاعات ذخیره شده از هولتر[1]ها به دست می‌آید، یک راه حل بسیار مهم درتشخیص بیماری‌ها و نارسایی‌های قلبی خواهد بود. از جمله این بیماری‌ها که می توان آن‌ها را به این طریق شناسایی کرد، عبارتند از T Wave Alternans (TWA)، Atrial Fibrillation (AF)، QT-prolongation [۱]. همچنین برخی دیگر از کاربردهای تشخیص و شناسایی امواج الکتریکی قلب، استفاده از آن در الگوریتم‌های تشخیص الگوی خودکار به منظور طبقه‌بندی بیماری‌ها و نارسایی‌های قلبی است [۲]. بنابراین شناسایی و توصیف پارامترهای مهم سیگنال‌های ECG اولین قدم در تحلیل رایانه‌ای با استفاده از الگوریتم‌های هوشمند خواهد بود [۲]. تاکنون روش‌های گوناگونی برای شناسایی و تشخیص سیگنال‌های ECG به کار گرفته شده است. می توان ساختار کلی این روش‌ها را، همان‌طور که در شکل (۱-۳) دیده می‌شود، به دو قسمت عمده تقسیم کرد[۸]:



شکل ۱-۳: ساختار مشترک شناساگرهای امواج الکتریکی قلب[8]

[1] Holter

قسمت نخست شامل یک مرحله پیش پردازش است که شامل فیلترهای خطی یا غیرخطی است. در این مرحله با توجه به ویژگی خاصی که موج مد نظر دارد سعی می‌شود تا فیلتری طراحی گردد که فقط امواجی را با این ویژگی عبور دهد و مابقی امواج اضافی حذف شوند. لازم به ذکر است که قسمت نخست معرفی شده در شکل (۱-۳) ممکن است شامل چندین مرحله فیلتر و نگاشت‌های مختلف گردد که همگی آنها به طور واحد در قسمت اول در نظر گرفته شده‌اند. قسمت دیگر شامل مرحله تصمیم گیری است. خروجی مرحله‌ی تصمیم گیری، موج مد نظر با ویژگی‌های منحصر بفرد خود است[۸]. قسمت دوم شکل (۱-۳) مانند قسمت نخست آن، ممکن است شامل چندین مرحله باشد که همگی آنها به طور واحد قسمت دوم را شکل داده‌اند. در قسمت نخست روش‌های فراوانی برای شناسایی امواج ECG به کار رفته است که از جمله‌ی این روش‌ها می‌توان به مدل ریاضی [۸] ، تبدیل هیلبرت[۱] و استفاده از مشتق اول [۸] و [۹]، مشتقات مرتبه‌ی دوم [۸]، تبدیل موجک و بانک فیلتر[۲] [۸] ، محاسبات نرم[۳] (روش‌های فازی، عصبی ، ژنتیک الگوریتم) [۱۱] ، رشته‌های هیدن مارکوف[۴] [۸] اشاره کرد. مرجع [۸] یک مقاله‌ی مروری است که روش‌های شناسایی امواج الکتریکی قلب را به طور جامع جمع آوری کرده است. در این مقاله، عملکرد هر الگوریتم و نحوه‌ی صحه گذاری آن به طور خلاصه شرح داده شده است و برای بررسی جامع و فراگیر در زمینه‌ی شناسایی امواج الکتریکی قلب، می‌توان به این مقاله رجوع نمود. در قسمت دوم الگوریتم‌های شناساگر موج ECG به طور معمول از آستانه‌های تطبیقی[۵] استفاده شده است [۸]. عملکرد روش‌های مختلف شناسایی سیگنال‌های ECG در ارتباط با شناسایی موج R را می‌توان با استفاده از پایگاه‌های

[1] Hilbert Transform

[2] Wavelet Transform and Filter Bank

[3] Soft Computing

[4] Hidden Markov Models (HMM)

[5] Adaptive Threshold