

# آشنایی با ضربان سازهای قلب و مکانیزم‌های تطبیق آنها

ایمان محمد رضا زاده<sup>۱</sup>، سامان پروانه<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup> دانشکده مهندسی پزشکی - دانشگاه آزاد اسلامی - واحد علوم و تحقیقات

<sup>۲</sup> دانشکده مهندسی پزشکی - دانشگاه آزاد اسلامی - واحد علوم و تحقیقات

E-mail: I.REZAZADEH@HOTMAIL.COM, SAMAN\_PARVANEH@YAHOO.COM پست الکترونیک:

## چکیده:

در این مقاله ابتدا به معرفی ساده فیزیولوژیکی قلب و عوارضی که استفاده از ضربان ساز را لازم می‌دارد پرداخته می‌شود. سپس اجزای ضربان ساز معرفی می‌شود و در ادامه برای هر قطعه توضیحی کوتاه آورده می‌شود. سپس به معرفی چند روش پیس کردن و انواع پیس میکر اشاره خواهد شد و در ادامه روش‌های Sense کردن مورد بررسی قرار گرفته و مزایا و معایب هر یک بیان می‌شود و در انتها نکات بالینی مورد توجه قرار گرفته می‌شود.

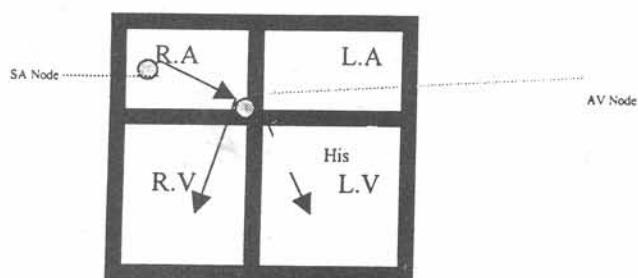
کلمات کلیدی: ضربانساز Rate Adaptive Pace Maker ، Pace Maker سنسور، کنترل حلقه بسته

## I. مقدمه:

قلب عضله توخالی و پرکاری است که با جثه کوچک خود و بواسطه انقباض مرتب و خودکار، خون را در بدن به گردش در می‌آورد. برای اینکه عضله قلب بتواند با انقباضات منظم و موثر خود وظیفه اصلی خود را که خونرسانی به تمامی اعضاء بدن است به خوبی انجام دند لازم است: ۱- اکسیژن و مواد سوختی انرژی زا از طریق شریان مخصوص قلب دائم در دسترس سلولهای عضله قلب قرار گیرند. ۲- تحریکات منظم الکتریکی تولید شده از مراکز خودکار ضربان سازی قلب از طریق شبکه هدایت کننده مخصوص به همین کار تمامی سلولهای عضله قلب را در بر بگیرند. مرکز تحریکات قلب در محلی از قسمت فوقانی بنام گره سینوسی دهلیزی (SA Node) قرار گرفته که امواج محرک انقباض به طور متوالی و منظم از این نقطه شروع شده و پس از اینکه این امواج دهلیزها را فرا گرفت به مرکز دیگری به نام گره دهلیزی بطنی (AV Node) رسیده و از آنجا توسط رشته های هدایت کننده (His) به بطن ها که قسمت اصلی پمپاژ قلب هستند انتشار می‌یابد. انتشار این امواج همزمان با انقباض بطن ها موجب تخلیه

خون از قلب می‌گردد. (شکل ۱) [۶۵]

شکل ۱- شکل قلب و دو گره و دسته هیس



اگر شروع و یا انتشار تحریکات عضلات قلب متوقف گردد انقباض وجود نداشته و عمل پمپاز نیز متوقف می‌گردد. در حالات بیماری ممکن است تحریکات منظم در SA Node به کندی انجام گیرد و یا اینکه تحریکات ضمن انتشار در شبکه هدایتی مسدود شوند که نتیجه آن کم شدن تعداد انقباضات لازم قلب بوده که به این عارضه بلوک قلبی گفته می‌شود. برخی از این بلوکها عبارتند از:

- ۱- بلوکه شدن ایمپالس قبل از ورود به عضله دهلیزی که در الکتر کاردیوگرام قلب موج P را ملاحظه نمی‌کنیم.
- ۲- بلوک دهلیزی بطنی: هدایت ایمپالس از دسته هیس به کندی صورت گیرد و یا به طور کامل قطع شود
- ۳- بلوک ناقص قلبی: طولانی شدن فاصله P-R و یا P-Q
- ۴- بلوک داخل بطنی ناقص: موجب تناوب الکتریکی سیگنانل می‌شود و ممکن است کمپلکس QRS به طور غیر طبیعی به نظر رسد.

علل دیگر انتقال نامناسب تحریکات برای انقباض، آریتمیهای سینوسی و یا ضعف عضله قلبی می‌باشد. در قسمتهای بالا به بیان این مطلب پرداخته شد که چگونه قلب می‌تواند تحت تاثیر عوامل بلوکه کننده قرار گرفته و سیگنانل خروجی قلبی تغییر کند. یکی از راههای درمان این عوارض استفاده از دارو می‌باشد. اگر استفاده از دارو به تنها ی کارساز نباشد آنگاه استفاده از یک ضربان ساز موقت (یا دائمی) مصنوعی پیشنهاد می‌شود که موقت یا دائمی بودن آن وابسته به نوع بیماری است [۱]. تاریخچه استفاده از ضربان سازها (Pace Makers) به حدود سال ۱۹۵۳ می‌رسد [۲]. نمونه‌های اولیه فقط قادر به تحریک یک پمپ قلبی بودند و نیز غیر همزمان و غیر قابل برنامه ریزی. نمونه‌های جدید قادر به تحریک هر دو پمپ قلبی هستند و قابلیت پذیرش چندین برنامه ریزی را دارند و دارای کیفیت و قابلیت بالایی نیز هستند و امروزه نیز در ایران، سالانه بیش از ۱۰۰۰ پیس میکر برای بیماران مورد استفاده قرار می‌گیرد [۲].

## Pace Maker (P.M.) – اجزا II

شکل ۳ قسمتهای اصلی یک PM را نشان می‌دهد. (باید توجه کرد که این قسمتها کلی هستند ولی ممکن است در نوعی از ضربان سازها موجود نباشند، اما کلیت مساله تغییری نمی‌کند.)

- **Power Source**: برای بکار انداختن مدار داخلی PM به کار می‌رود. باتریهای اولیه از نوع مس - روی بودند ولی طول عمر آنها کوتاه بود. برای PM های کاشتی در بدن، منبع آنها عموماً از نوع شیمیایی می‌باشد هر چند جدیداً از منابع هسته ای (مانند عنصر پلوتونیم با نیمه عمر ۸۷ سال) و نیز باتریهای بیولوژیکی (که از محیط بدن به عنوان یک محیط شیمیایی که مانند یک باتری اختلاف پتانسیل ایجاد می‌نماید استفاده می‌شود). استفاده می‌کنند. عیب اساسی در استفاده از باتریهای هسته ای تشعشعات خطرناک آن، سمی بودن و نیمه عمر خیلی زیاد آن می‌باشد. باتریهای بیولوژیکی نیز هنوز در مرحله آزمایش قرار دارند. PM های مدرن عموماً از باتریهایی با آند لیتیم و کاتد ید استفاده می‌کنند. یکی از

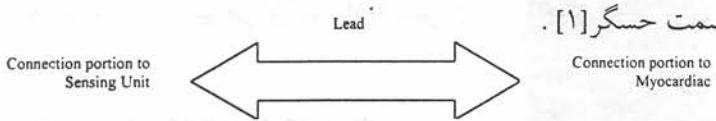
مزایای آنها عدم تولید گاز در بدن است و نیز این باتریهارا طوری میتوان فابریکیت کرد که باتری را از مواد داخلی بدن مصنون نگاه دارد [۱و۴].

-۲ **Pulse Generator** : مکانی است که اجزا تولید کننده پالس در آنجا قرار دارند. این قسمت برای تولید ولتاژ لازم ( اندازه گیری شده ) برای درست کردن میدان الکتریکی که بتواند عضله قلب را تحریک کند به کار می رود [۱].

-۳ **Electrode** : در حالت کلی مفیدبودن PM به توانایی الکترودهای آن برای برقرار کردن رابطه بین دو قسمت فیزیولوژیکی و الکترونیکی است. در PM های مدرن الکترودها عموماً دو وظیفه اصلی را بر عهده دارند : اول رساندن تحریک کاتدی تولید شده توسط پالس ژنراتور به عضله مایو کاردیال (که باید تحریک شود) و دوم اگر PM کاشتی باشد حس کردن الکتروکاردیام عضله اینترا کاردیاک و برگرداندن آن برای پردازش سیگنال و انجام الگوریتم کنترل [۱]. انواع الکترودها مورد استفاده در عمل ضربان سازی عبارتند از: الکترودهای پلاتینی، الکترودهای نقره ای و الکترودهای از نوع استیل خرد زنگ و آلیاژ کبالت [۴].

-۴ **Lead** : لیدها یکی از اجزا مهم PM هستند که عموماً با همان مشخصات الکترودها آدرس داده میشوند (شکل ۲). بسیاری از لیدها به طور قابل ملاحظه ای با الکترودهای خود متفاوتند. الکترودهای PM دائمی برای باقی ماندن در یک موقعیت ثابت طراحی شده اند حال آنکه لیدها باید قابلیت انعطاف داشته باشند و نیز با رشد فیزیکی بیمار رشد کنند. وظیفه عمدی لیدها در Pacing عبارت است از: رساندن تحریک تولید شده توسط پالس ژنراتور به الکترودها و برگرداندن سیگنال الکتروکاردیو

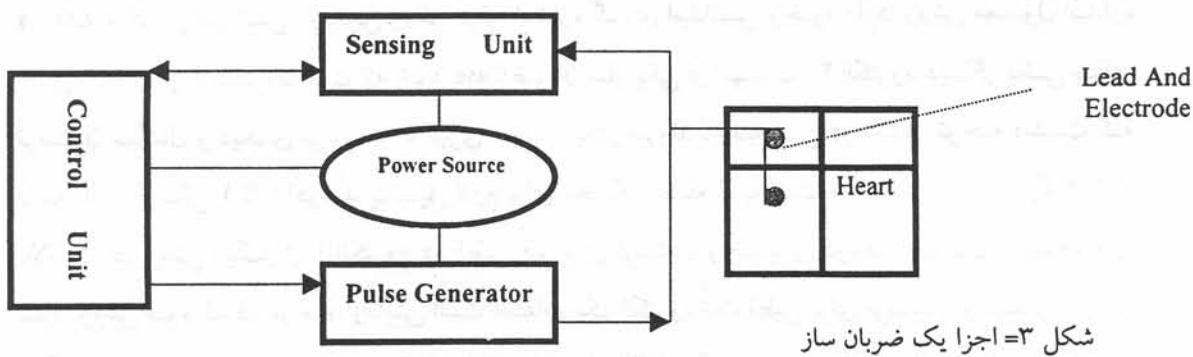
گرام حس شده بوسیله الکترود به قسمت حسگر [۱].



شکل ۲ - شماتیک ساده یک لید با دو انتهای آن

-۵ **Sensor** : قسمت تعویت کننده و فیلتر کننده اطلاعات دریافتی است که، بوسیله الکترود و لید دریافت می شود. برای اینکه از سیگنال تضعیف شده اجتناب شود از OP Amp هایی با امپدانس ورودی بالا استفاده می کنند و نیز برای حذف قسمتها بیایی از سیگنال که ناخواسته باشند از یک فیلتر میان گذر استفاده می شود. در ضمن این قسمت یک مقایسه گر دارد که مشخص کند که QRS دریافت شده است یا خیر (بطن ها منقبض شده اند یا نه) و در صورت مثبت بودن جواب سیگنال اضافه الکتریکی ارسال نشود و اگر جواب منفی بود سیگنال ارسال شده و زمانسنج مدار Reset شود. (حالت Inhibited)

-۶ **Control** : وظیفه دارد که در مورد آنکه چه زمانی باید پالس ارسال شود ، چه زمانی باید Mode پالس عوض شود و داده ها در RAM/ROM ضبط شود تصمیم بگیرد. این واحد برای اکثر PM ها دارای یک Timing Device است . در حال حاضر این وسائل از کریستال ساخته می شوند که توانایی تولید سیگنال با دقت بالا را دارند [۱].



### ( PACING MODES ) - III

پالس ساز ها بر طبق استاندارد مشخصی طبقه بندی شده اند و هر دسته کد مخصوص خود به نام



حرف اول نشان دهنده پمپ راست یا چپ قلبی است که تحریک می شود. حرف دوم پمپ قلبی را نشان می دهد که بخواهیم تحریک الکتریکی را برای کنترل ضربان ساز با این سیگنال مقایسه کنیم و حرف سوم نیز نوع پاسخ به سیگنال می باشد که می تواند ۳ حالت زیر را داشته باشد [۴] :

O با نرخ ثابت ، I (inhibited) و T(triggered) دو روش را به طور نمونه معرفی می کنیم :  
 که نام دیگر آن Standby یا Demand است. PM وقتی شروع به فعالیت میکند که، موج R در یک پریود زمانی اتفاق نیفتند. این روش حسنی که دارد این است که حالت کانسرواتیو در باتری پدید می آید(در برابر دو روش Triggered و Fixed Rate) [۱]. VVIR : مشابه VVI است ولی در این نمونه PM ها ، طول پریودی که Reset Timing اتفاق می افتد بر خلاف VVI ثابت نیست و بستگی به فعالیتهای فیزیولوژیکی بدن دارد. [۱]

دو نوع ذکر شده از مهمترین نمونه ها بوده . نمونه های دیگر را در مراجع میتوان یافت .  
 انواع PM را می توان به سه بخش : با نرخ ثابت (که نسبت به تغییرات فیزیولوژیکی و قلب حساس است ) ، همزمان ( که خود را با فعالیت قلب تطبیق می دهد ) و منطبق با نرخ تغییرات (که بر حسب فعالیتهای فیزیولوژیکی بدن و موقعیت خارج قلب نرخ ضربان قلب تغییر می کند) تقسیم کرد.

### - IV- متد های تطبیق

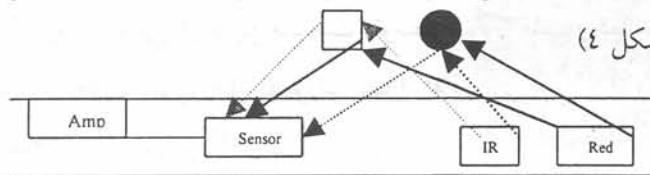
در این بخش به خلاصه ای از روشها و تکنیکهای Adaptive Sensing که توسط PaceMaker(RAP) برای تطبیق کار قلب با ضربان ساز استفاده میشود اشاره می شود:

**A. اندازه گیری امپدانس :** چندین روش برای اندازه گیری امپدانس وجود دارد. روش معمول اندازه گیری استفاده از ۳ الکترود است که خود Case ضربان ساز یکی از آنهاست . ۲ الکترود دیگر یکی برای فرستادن سیگنال و دیگری برای اندازه گیری سیگنال بکار میروند. باید به این دو نکته توجه داشت که دامنه پالس ارسالی ۱ تا ۱۰ ادرصد پتانسیل لازم برای تحریک عضله قلب است و فرکانس این سیگنال نیز بالاست. در روش دیگر از ۱ الکترود دو قطبی هم برای فرستادن و هم برای دریافت سیگنال استفاده می شود. روش سوم که در مرحله آزمایش است، استفاده یک الکترود تک قطبی برای فرستادن و اندازه گیری سیگنال است. به هر حال در این روشها ولتاژ و جریان را اندازه گرفته و میزان امپدانس را بدست می آورند. مزیت روش ۳ بر این است که ولتاژ همان پالس ضربان است و در این صورت این سیسم هیچ منع تغذیه اضافی نمی خواهد. عیب اساسی که کاربرد آنرا محدود می کند این است که اگر از روش Inhibited استفاده شود و قلب بیمار برای مدت زمانی که نیاز به پیس اضافه نداشته باشد نمی توان امپدانس مورد نظر را اندازه گرفت [۱و۳] .

**B. Atrial Sensing :** در بیمارانی که سیگنال تحریکی دهیزی به قدر کافی بزرگ است میتوان از یک حسگر برای آشکارسازی کردن سیگنال دهیز استفاده کرد. هنگامی که سیگنالی از دهیز تشخیص داده شد سیگنال تحریکی مناسبی برای بطن ارسال می شود که کاملاً وابسته به فرکانس SA Node Signal است و دیگر نیازی به تنظیم PM در موقع کاشت در بدن نیست. یک روش مرسوم برای برداشت سیگنال استفاده از یک لید استاندارد که در تماس با دیواره دهیز است می باشد. در هرحال این روش در هنگامی که سیگنال دهیزی کافی وجود ندارد مفید نمی باشد [۱] .

**C. Direct Metabolic Sensors :** خروجی قلبی باید همزمان با افزایش سوخت و ساز بدن افزایش پیدا کند. این روند به بدن اجازه میدهد که اکسیژن بیشتری برای فعالیتهای خود دریافت نماید و موادزايد تولید شده از محیط عمل هر چه سریعer دور شوند [۶]. در زیر به بررسی دو حسگر می پردازیم :  
**-Central Venouse pH . cI** - یکی از اولین سنسورهایی بوده که مورد آزمایش در RAP ها قرار گرفت ( ۱۹۷۷ ) [۳]. هرگاه شدت فعالیت شخص افزایش پیدا کند اسیدیته خون انسان بالا می رود. این سنسور شامل یک الکترود Ag-AgCl به عنوان مرجع است که در Case ضربان ساز قرار گرفته می شود و نیز شامل یک الکترود Ir-IrO<sub>2</sub> که در دهیز راست قرار گرفته و حساس به pH می باشد. این الکترودها توانایی تشخیص دادن تفاوت در میزان pH خون را دارند. هنگامیکه pH خون تغییر پیدا کند نرخ ضربان باید مطابق با آن تغییر پیدا کند. استفاده از این سیستم مانند هر سیستم حلقه بسته دیگری به ضربانساز اجازه می دهد که نرخ ضربان را طوری تنظیم کند که pH خون ثابت بماند. این سیستم هیچ گونه مصرف توان اضافه ای از نظر انرژی الکتریکی ندارد [۱]. به هر حال چندین مساله وجود دارد. خود الکترودها مساله مهمی هستند زیرا بدن محیطی اسیدی است و میزان پایداری و مانایی الکترودها در بدن کاهش می یابدو در ضمن الکترودها مدتی پس از کاشت با یک پوشش رشته ای از بافتها احاطه می شوند که این امر باعث می شود که میزان حساس بودن آنها به pH کاهش پیدا کند.

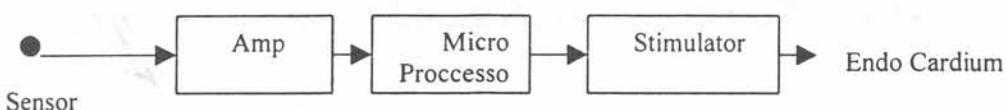
**Mixed Venouse O<sub>2</sub> Saturation . c2** یکی از وظایف عمدۀ کاردیاک سیستم رساندن اکسیژن به بدن است اگر قلب مقدار خون کافی را به بدن نرساند میزان SO<sub>2</sub> خون کاهش می یابد. برای جبران این نقصه بدن باید خروجی قلبی را افزایش دهد. RAP های کنترلی با SO<sub>2</sub> نیز بر همین اساس ساخته می شوند. یکی از راههای اندازه گیری SO<sub>2</sub> خون استفاده از دو LED و یک Photodetector - که می تواند یک فتو ترانزیستور که به هر دو طول موج LED ها حساس است باشد - است. یکی از LED ها در طول موج قرمز (660nm) و دیگری در طول موج مادون قرمز (805nm) کار می کند. معین شده که میزان انعکاس نور قرمز در بدن بستگی زیادی به هموگلوبین ها دارد. این امر را میتوان این گونه بیان کرد که رنگ خون اکسیژن دار قرمز و رنگ خون بدون اکسیژن آبی مانند است. وظیفه فتو دتکتور تعیین میزان انعکاس دو فرکانس ذکر شده از خون می باشد. این اندازه گیری باید در قسمت ونوس قلبی انجام گیرد زیرا در آنجا تنوع تغییرات SO<sub>2</sub> بیشتری ملاحظه می شود. خونی که از نظر اکسیژن غنی باشد نور LED را منعکس میکند و بدیهی است که میزان این انعکاس از خون بدون اکسیژن بیشتر است و همین امر باعث می شود که جریان detector افزایش پیدا کند. اگر SO<sub>2</sub> کاهش پیدا کند جریان detector نیز کاهش می یابد و همین امر سبب می شود که با مکانیزم کنترلی سرعت ضربان قلب افزایش پیدا کند. نور LED مادون قرمز با افزایش SO<sub>2</sub> تغییری نمیکند و به همین علت می تواند یک مرجع خوب به حساب آید. اگر شدت دو نور با هم کاهش پیدا کنند PM آنرا نادیده می گیرد ولی اگر تنها قرمز افزایش پیدا کند میین این امر است که SO<sub>2</sub> افزایش یافته است. این حسگر از یک مکانیزم حلقه بسته استفاده می کند که می تواند به استرس و احساسات نیز حساس باشد. نقایص این سیستم: وجود دیود و ترانزیستور در درون لید، جراحی باز برای قرار دادن لید در داخل بطن راست و از دست رفتن عمر موثر باشی تا میزان ۶ ماه بعلت مصرف این انرژی توسط دیودها می باشد [۱ و ۳]. (شکل ۴)



شکل ۴ - دایره هموگلوبین بدون اکسیژن و مریع با اکسیژن

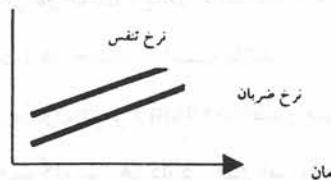
**Indirect Metabolic Sensors . D** : روش غیر مستقیم اندازه گیری مصرف متابولیک بدن اجازه می دهد که فعالیت متابولیک بدن را بوسیله آن تخمین بزنیم. اگر این تخمین درست استفاده می توان یک سیستم کنترل حلقه بسته را جایگزین آن کرد. در زیر به دو روش اشاره می شود.

**Venouse Temperature . d1** : هرگاه نرخ متابولیک افزایش پیدا کند دمای بدن و به طور وابسته به آن دمای خون افزایش پیدا می کند. اندازه گیری دمای ونوس می تواند یک مشخصه خوب برای نشان دادن نرخ فعالیتهای متابولیک بدن باشد. قرار دادن یک قطعه سرامیکی ترمیستور می تواند منجر به اندازه گیری دمای خون شود. (شکل ۵)



شکل ۵ - سخت افزار سنسور تطبیقی با دما

**d2 . سنسورهای تنفسی :** با افزایش فعالیت بدن میزان تنفس نیز افزایش می یابد(شکل ۷). برای اندازه گیری این افزایش میتوان از روش اندازه گیری امپدانس استفاده کرد. از طرف دیگر می توان با قرار دادن یک مبدل پیزو الکتریک در کنار دیافراگم میزان حرکت دیافراگم را که متناسب با نرخ تنفس - و پیرو آن با متناسب با نرخ پس قلب است - به سیگنال تبدیل کرده و اندازه گرفت [۱و۳].



شکل ۶ - نمودار ساده شده نرخ تغییرات ضربان و تنفس

**e . Non Metabolic Physiological sensors . E** : این نوع سنسور ها روند تغییرات فیزیولوژیکی که منجر به تغییر ضربان قلب می شود را اندازه میگیرند. در زیر به چند روش اشاره می شود :

**e1 . فاصله Q-T :** این روش از موفق ترین متدهای کنترل و اندازه گیری فیزیولوژیکی برای RAP است. وقتی که بدن سعی میکند که ضربان قلب را بالا ببرد نه تنها فرکانس ارسال شده از SA Node افزایش می یابد بلکه در این مرحله کاتکولامین ها نیز به عضله قلب تزریق شده و مدت زمان انقباض را پایین می آورندو فاصله Q-T کاهش می یابد. برای اندازه گیری فاصله Q-T می توان از یک لید برای برداشتن سیگنال قلبی استفاده کرد. این سیستم از لید استاندارد استفاده میکند و نیازی به منبع تغذیه اضافه ندارد ، مگر اینکه در این خلال وظیفه پردازش این سیگنال را نیز به عهده بگیرد. یکی از محدودیتهای این روش آن است که در هنگام تشکیل سیگنال رپولاریزه مشکل تشخیص موج داریم [۱] .

**e2 . Venticular Depolarization Gradient :** مانند QT Interval است فقط بجای فاصله Q-T مساحت زیر QRS را اندازه می گیرد. این مساحت توسط ضربان قلب و فعالیتهای neuroendocrine تحت تاثیر قرار می گیرد. در حال حاضر VDG بصورت تنها استفاده نمی شود و از دو روش تنفسی و آن به صورت Multiple Sensor استفاده میشود [۱و۳] .

**e3 . Systolic Indices :** شامل حجم ضربه ای (SV) و فاز قبل از خروج (PEP) می باشد. PEP زمان بین دپولاریزه شدن بطنها و باز شدن دریچه آئورت می باشد. این پارامترها مشخصه های خوبی برای تطبیق نرخ سرعت پیس هستند. از اندازه گیری امپدانسی که بین الکترود پیس دهنده و خود پیس میکر است می توان برای اندازه گیری مقدار خون خارج شده از قلب در یک ضربان (SV) استفاده کرد. اگر SV بالا رود PEP کم شده و با توجه به اینکه فاکتور اصلی در تنظیم برون ده نرخ سرعت است تا حجم ضربه ای - و SV فقط می تواند تا ۵۰ درصد حالت عادی خود افزایش یابد و نیز در این حالت هم فشار زیادی به عضله قلبی می آید - می توان از PM برای کم کردن فشار واردہ بر این عضله استفاده کر [۱] .

**e4 . Pressure :** یکی از کارهای سیستم کنترلی قلبی - عروقی نگه داشتن فشار خون دهلیزی در حد ثابتی است. بنابراین طبیعی به نظر می رسد که ضربانسازی طراحی شود که همین کار را انجام دهد. هم دامنه و هم نرخ تغییرات فشار با افزایش فعالیتهای فیزیکی بدن افزایش پیدا می کند. می توان با کاشت یک

سنسور پیزو الکتریک در بطن راست میزان تغییرات فشار نسبت به زمان را اندازه گرفت و از روی آن فشار متوسط را بدست آورد. البته میتوان با استفاده از یک Silicon Strain Gage Sensor نیز این کار را انجام داد [۱و۳].

**F . Multiple Sensors .** روشهای بالا اغلب تنها به کار نرفته بلکه با ترکیبی از دو یا چند نوع از آنها سیستم کنترلی ضربانساز اداره می شود مانند بکارگیری همزمان VDG و Ventilation sensor که در بالا به آن اشاره شد [۱].

در خاتمه این قسمت باید به این نکته توجه نمود که الگوریتم کنترل یک پیس میکر، قلب آن می باشد و هر چقدر این الگوریتم بهتر باشد کار ضربانساز دقیق تر خواهد بود و به همان نسبت پیچیدگی الگوریتم بیشتر. اکثر PM ها از طریق سه پارامتر اساسی حداکثر و حداقل ضربان قلب بیمار و حساسیت به سیگنال دریافتی از طریق سنسور، کنترل می شوند که با توجه به این سه مشخصه میتوان نمودار ضربان خواسته شده از PM بر حسب سیگنال دریافتی را با یک خط تقریب زد.

#### ۷. کاشت ضربان ساز در بدن

امروزه لید بیشتر ضربانسازها با روش آندوکاردیال کار گذاشته می شوند [۲]. در این روش لید از طریق یکی از عروق ناحیه فوقانی سینه بداخل حفره قلب هدایت شده و در محل مورد نظر قرار می گیرد. بطوریکه الکترود آن مجاور دیوار داخلی قلب قرار گیرد. در روش دیگر برش مختصراً در ناحیه تحتانی قفسه سینه و در خط وسط داده می شود بطوریکه جراح بتواند به نوک قلب دسترسی مستقیم داشته باشد و سپس نوک الکترود در محل مناسبی روی عضله قلب کار گذاشته می شود [۲و۷].

#### VI . زندگی با PM

افرادی که از PM استفاده می کنند میتوانند از وسایلی همچون رادیو، تلویزیون، جاروبرقی و وسایلی از این دست با خیالی آسوده استفاده نمایند [۲]. البته گزارشاتی مبنی بر تداخل کارکرد ضربانسازها با وسایلی از قبیل ماشین ریش تراش و مسوک برقی در دست می باشد. استفاده از تلفن همراه برای این افراد در برخی مواقع می تواند مشکل ساز شده و باعث تعویض حالت ضربانسازی شود که راه حل آن این است که گوشی را کمی دورتر نگه دارند. این افراد تا حد امکان باید در محلهایی که آتنهای رادار و یا سیمهای فشار قوی برق است قرار نگیرند [۲و۷].

#### VII . تداخل کارکرد تجهیزات پزشکی با PM

تجهیزات بیمارستانی از منابع عمدۀ تداخل در کار PM ها هستند. در زیر به چند مورد اشاره می شود [۲] :

- ۱- از نظر آماری الکتروکوتور متداول‌ترین عامل تداخل می باشد. جریان بالای دستگاههای الکتروکوتور می تواند موجب توقف و یا تغییر وضعیت PM شود. در PM های دو حفره ای به (VVI) در صورتیکه الکترودهای الکتروکوتور در نزدیکی پیس میکر یا لید قرار گیرند انرژی RF آن می تواند موجب آسیب میکاردیال در محل الکترود-بافت و فیبریلاسیون بطنی و یا آسیب به مدارات داخلی PM شود. لذا باید در

صورت التزام الکتروکوتور، الکتروودها حداقل ۱۰cm از PM فاصله داشته باشند. همچنین برای این بیماران استفاده از الکتروکوتور دوقطبی بجای تک قطبی توصیه می شود زیرا جریان الکتریکی تک قطبی با نفوذ در بدن بیمار تولید میدان الکتریکی خواهد نمود که توسط PM میتواند به عنوان سیگنال طبیعی قلب شناسایی گردیده و در Sensing ضربانساز اختلال ایجاد کند.

۲- قرار گرفتن تحت تاثیر میدانهای RF در دستگاههای MRI میتواند موجب تداخل PM شود.

۳- تنها در صورتیکه PM در کانون میدان دستگاه لیتوتریپسی قرار گیرد آسیب خواهد دید، لذا رعایت فاصله ۵ سانتی متری برای پیشگیری از اثرات مخرب لیتوتریپسی برای PM ضروری است

۴- بدھای دیفیریلاتور به منظور آنکه در هنگام اعمال الکترووشوک آسیبی به PM وارد نکند باید حداقل ۱۳cm نسبت به PM فاصله داشته باشند. باید توجه داشت که در دیفیریلاسیون امکان صدمه موقت و یا دائم در محل اتصال الکترود بافت و همچنین افزایش میزان ولتاژ آستانه وجود دارد..

۵- پیس میکرها در برابر اشعه X و تابش فلوروسکوپیک هیچ گونه مشکلی ندارند.

۶- PM باید در میدان اصلی وسائل پرتو درمانی همانند شتابدهنده های خطی و دستگاههای کبات قرار گیرند و در صورت ضرورت رادیوتراپی باید از فیلترهای سربی برای محافظت PM استفاده کرد.

۷- در صورتیکه دیاترمی مستقیما بر روی پیس میکر اعمال گردد امکان آسیب به تجهیزات داخلی پیس میکر براثر حرارت زیاد وجود دارد. با پرهیز از این امر دیاترمی خطری را متوجه بیمار نمیکند.

۸- پیس میکر های تک قطبی از بدن خود به عنوان یک قطب استفاده می کنند که این امر حساسیت به نویزهای محیط و سیگنالهای بیولوژیکی حاصل از عضلات را افزایش می دهد. برخلاف آنها الکترودهای دوقطبی در این مورد از امنیت بیشتری برخوردارند. [امکان تفاوت در نتایج بالا با توجه به نوع PM وجود دارد.]

## VIII. نتیجه

با توجه به مطالعات انجام شده، RAP ها از خود این قابلیت را نشان دادند که توانایی فرد بیمار را برای ادامه حیات و انجام امور روزمره و عادی بالا برپنند. تحقیقات آینده پیرامون سنسورهایی از قبیل  $\text{SO}_2$  و pH ادامه خواهد داشت و در آینده شاهد Multiple Sensor هایی با الگوریتم های بسیار جالب و پیچیده خواهیم بود. در این مقاله چندین تکنیک سنس کردن مورد اشاره قرار گرفت. جدول زیر خلاصه ای از مطالب کلیدی درباره این حسگرها را بیان می دارد.

جدول ۱ - انواع سنسورها و ویژگیهای هر یک

دسترسی بیماریه آن	راحتی کاشت	سرعت پاسخ	حساسیت به استرس	نوع لید	مکانیزم حلقه بسته	احتیاج به توان اضافه	مانا در بدن	نوع حسگر
Yes	Difficult	Fast	Yes	Extra	No	No	Yes	Atrium
No	Difficult	Slow	Yes	Special	Yes	No	No	PH
No	Medium	Slow	Yes	Special	Yes	Yes	Yes	$\text{SO}_2$
Some	Difficult	Slow	No	Extra	No	Yes	Yes	Ventilation
Yes	Medium	Slow	Little	Special	Yes	Some	Yes	Temperature
Yes	Easy	Slow	Yes	Standard	No	No	Yes	Q-T interval
No	Easy	Fast	Yes	Standard	Yes	No	Yes	VDG

زاده جدول در صفحه بعد ...

Systolic Indices	Yes	Yes	No	Standard	Some	Fast	Easy	No
Pressure	N/A	No	Yes	Special	Yes	Fast	Medium	No
Activity	Yes	No	No	None	No	Fast	Easy	Yes

### تشکر و قدردانی

از تمامی استادان و دوستانی که مارا در تهیه این مقاله یاری دادند تشکر می نمایم .

### مراجع:

[1]- John G .Webster,Design of cardiac Pacemakers,IEEE Press,1995

[2]-Medtronic company,Living with PaceMakers,1993

[3]-H.J.Smith,"Concepts of Rate Responsive Pacing",IEEE E.M.B,June 1990

[۴]-دکتر محمد حسن مرادی ،جزوه درس پردازش سیگنالهای بیولوژیکی،دانشگاه صنعتی امیر کبیر  
دانشکده مهندسی پزشکی

[۵]-آ.گایتون ، فیزیولوژی ، ترجمه دکتر فرخ شادان ، انتشارات چهر ، ۱۳۷۰

[۶]-ج .گرین ، اساس فیزیولوژی بالینی ، ترجمه دکتر فرخ شادان ، نشر و تبلیغ بشری ، ۱۳۷۵

[۷]-جستجوی اینترنت در سایت گوگل