

Capitolo 6:**Algoritmi per la rilevazione del QRS ed il riconoscimento di aritmie****6.1 Algoritmi per la rilevazione del complesso QRS**

Esistono varie classi di algoritmi di riconoscimento del QRS presenti in letteratura; classificabili in funzione della loro *complessità* e delle loro *prestazioni*. La classe con minore complessità e che presenta tempi di calcolo più bassi si basa sull'utilizzo di soglie. Appartengono a questa classe 4 differenti tipi base di algoritmi:

AF	Algoritmi basati sull' <i>ampiezza</i> del segnale ECG e sulla sua <i>derivata prima</i>
FD	Algoritmi basati sulla sola <i>derivata prima</i> del segnale ECG
FS	Algoritmi basati sulla <i>derivata prima</i> e <i>seconda</i> del segnale ECG
DF:	Algoritmi basati su una versione del segnale ECG filtrata numericamente

In questa appendice per ognuno di queste categorie si riportano alcuni degli algoritmi presenti in letteratura. I dati riportati fanno riferimento ad un segnale di ampiezza compresa tra -10 mv e 10 mv amplificato con guadagno 1000, campionato a 250 Hz (intervallo di campionamento = 4 ms). La durata tipica del QRS fisiologico è pari 100 ms, che corrisponde a 25 punti per una frequenza di campionamento di 250 campioni/secondo, l'ampiezza tipica varia tra 1 e 3 mv.

6.1.1 Algoritmi basati sull'ampiezza e la derivata prima***Algoritmo di Fraden-Newman (AF2)***

Il primo passo dell'algoritmo prevede il calcolo della soglia di ampiezza scelta pari al 40% del massimo del segnale

$$soglia = 0.4 \max [X(n)]$$

Il segnale viene poi rettificato usando il seguente algoritmo:

$$Y0(n) = X(n) \quad \text{se } X(n) \geq 0$$

$$Y0(n) = -X(n) \quad \text{se } X(n) < 0$$

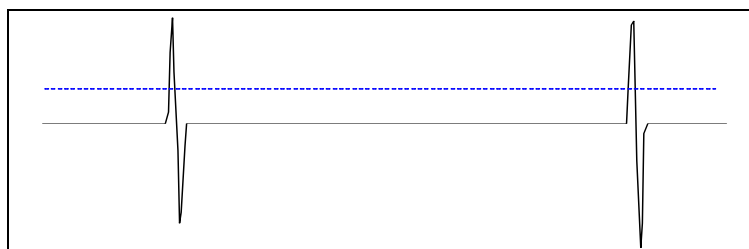
Il segnale rettificato è sottoposto ad un processo detto "low level clipper":

$$Y1(n) = Y0(n) \quad \text{se } Y0(n) \geq soglia$$

$$Y1(n) = soglia \quad \text{se } Y0(n) < soglia$$

Successivamente si calcola la derivata prima con l'operazione:

$$Y2(n) = Y1(n+1) - Y1(n-1)$$



Derivata prima

ed infine si applica la seguente regola di decisione: si è in presenza di un QRS se

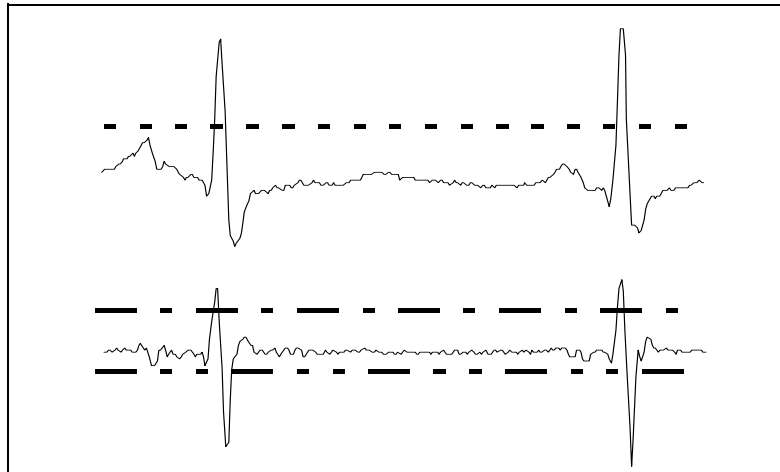
$$Y2(i) > 0.7 \text{ (linea a tratti)}$$

Algoritmo di Moriet-Mahoudeaux (AF1)

Il primo passo dell'algoritmo prevede il calcolo di una soglia di ampiezza pari al 30% del massimo del segnale: $soglia = 0.3 \max [X(n)] \quad 0 < n < M$

Successivamente si calcola la derivata prima usando la formula

$$Y(n) = X(n+1) - X(n-1)$$



Tracciato ECG e sua derivata prima

Si cercano 3 punti consecutivi della derivata che superino la soglia di 0.5 mv, poiché il fronte di salita del QRS dura tipicamente non più di 30 ms, che equivale a massimo 7 punti e poiché la sua ampiezza tipica varia da 1 a 3 mv la derivata calcolata avrà almeno tre valori superiori a 0.5. Nei successivi 23 punti, 25 punti corrispondono alla durata tipica del QRS, è necessario individuare un tratto decrescente, derivata positiva. La soglia è posta a -0.3 poiché RS risulta meno pendente del tratto QR. Successivamente si verifica anche che nel tratto individuato tutti i punti superino la soglia di ampiezza.

La regola di decisione adottata è:

$$Y(i), Y(i+1), y(i+2) > .5 \quad \text{(linea a tratti e punti)}$$

$$y(j), Y(j+1) < -.3 \quad \text{(linea a tratti e doppio punto)}$$

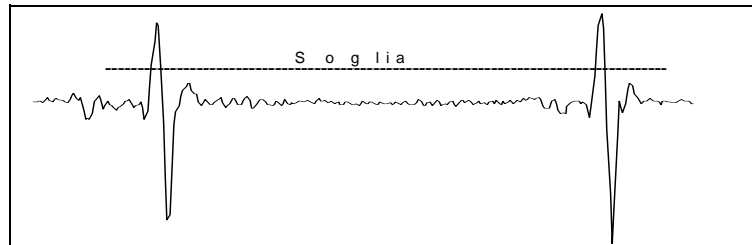
$$(i+2) < j < (i+25) \quad 25 \equiv \text{durata in punti del QRS}$$

$$X(i), X(i+1), \dots, X(j+1) > \text{soglia ampiezza} \quad \text{(linea a tratti)}$$

Algoritmo di Gustafson (AF3)

Il primo passo dell'algoritmo prevede il calcolo della derivata in accordo con la formula:

$$Y(n) = X(n+1) - X(n-1)$$



Derivata prima e soglia per la decisione

Si è in presenza di un QRS se per quattro punti consecutivi la derivata supera 0.15 e nei due punti centrali la derivata e il segnale hanno lo stesso segno

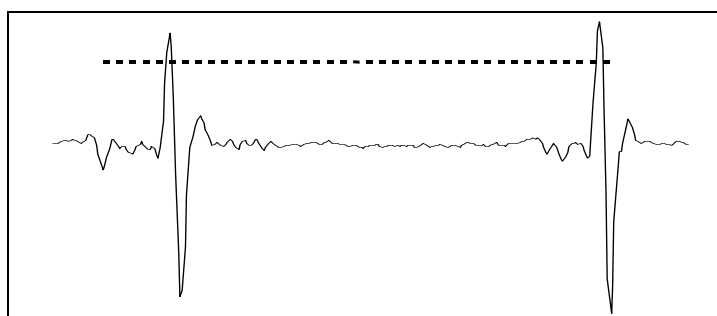
$$Y(i) \geq 0.15, Y(i+1), Y(i+2), Y(i+3) > 0.15$$

$$y(i+1) * X(i+1), y(i+2) * X(i+2) > 0$$

6.1.2 Algoritmi basati sulla derivata prima**Algoritmo di Menard (FD1)**

Il primo passo prevede il calcolo della derivata prima usando la formula:

$$Y(n) = - 2 X(n-2) - X(n-1) + X(n+1) + 2 X(n+2)$$



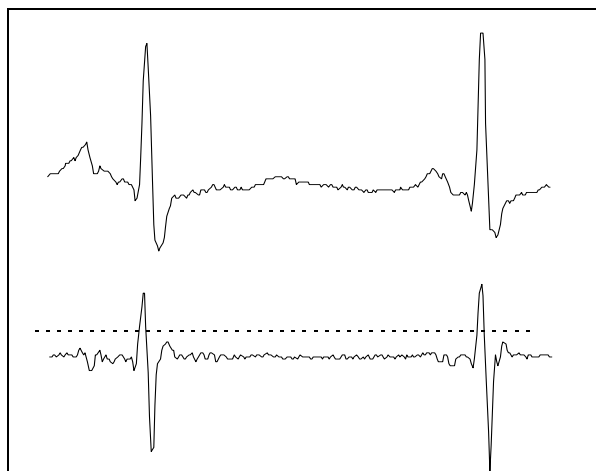
Derivata prima

Successivamente si calcola la soglia pari al 70% del massimo della derivata

$$Soglia = 0.70 \max [Y(n)]$$

E si decide di essere in presenza di un QRS se

$$y(i) > soglia$$

Algoritmo di Holsinger (FD2)

Tracciato ECG derivata prima e soglia

Il primo passo prevede il calcolo della derivata prima usando la formula:

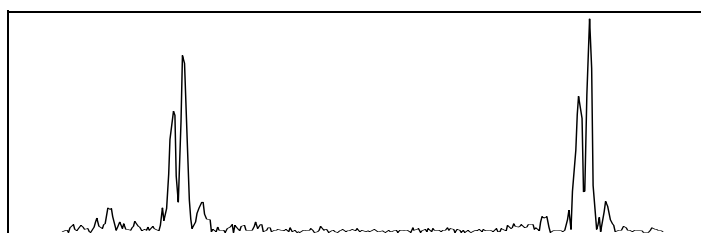
$$Y(n) = X(n+1) - X(n-1)$$

Si riconosce la presenza di un QRS quando quattro punti consecutivi della derivata prima superano la soglia di 0.45

6.1.3 Algoritmi basati sulla derivata prima e seconda**Algoritmo di Balda (FS1)**

Il primo passo dell'algoritmo prevede il calcolo del modulo della derivata prima

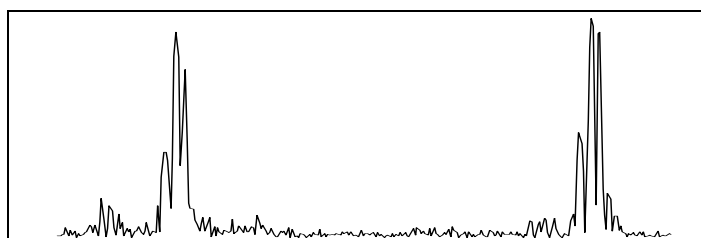
$$Y0(n) = ABS [X(n+1) - X(n-1)]$$



Modulo della derivata prima del segnale

Successivamente si passa al calcolo del modulo della derivata seconda

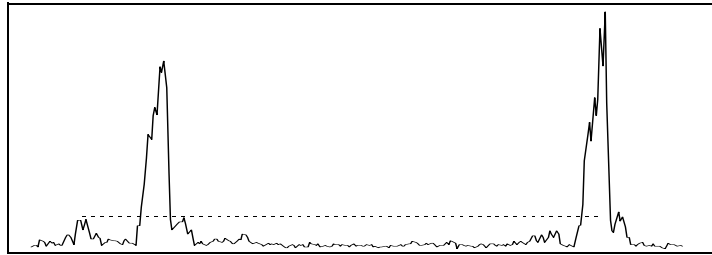
$$Y1(n) = ABS [X(n+2) - 2 X(n) + X(n-2)]$$



Modulo della derivata seconda

Infine si calcola la somma pesata dei due moduli:

$$Y2(n) = 1.3 Y0(n) + 1.1 Y1(n)$$



Somma pesata dei due moduli e soglia

Si è in presenza di un QRS se per almeno 6 dei successivi 8 punti $[i+1, i+2, \dots, i+8]$ la somma pesata supera la soglia di 1.0

Algoritmo di Ahlstrom-Tompkins (FS2)

Il primo passo dell'algoritmo consiste nel calcolo del modulo della derivata prima:

$$Y0(n) = ABS [X(n+1) - X(n-1)]$$

Successivamente il modulo della derivata prima viene filtrato (smoothed) con un filtro la cui equazione alle differenze è: $Y1(n) = [Y0(n-1) + 2 Y0(n) + Y0(n+1)]$

Si calcola il modulo della derivata seconda :

$$Y2(n) = ABS [X(n+2) - 2 X(n) + X(n-2)]$$

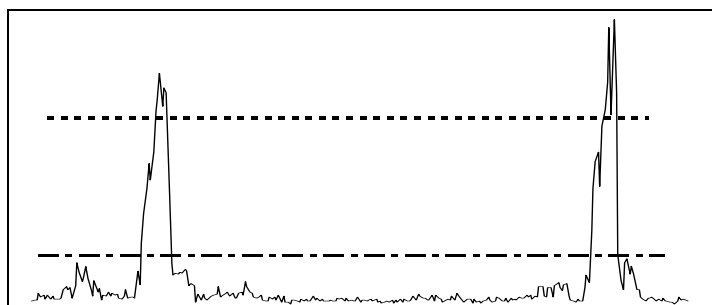
Infine si calcola la somma del modulo della derivata prima filtrato e del modulo della derivata seconda rettificata:

$$Y3(n) = Y1(n) + Y2(n)$$

Si calcolano le due soglie per la regola di decisione:

$$soglia\ primaria = 0.8\ max [Y3(n)]$$

$$soglia\ secondaria = 0.1\ max [Y3(n)]$$



Somma pesata, soglia primaria (linea a tratti),
soglia secondaria (linea a tratti e punti)

Si è in presenza di un QRS se un punto di tale somma supera la soglia primaria e i successivi 6 la soglia secondaria:

$$Y3(i) \geq soglia\ primaria \quad e \quad Y3(i+1), Y3(i+2), \dots, Y3(i+6) > soglia\ secondaria$$

6.1.4 Algoritmi basati sul filtraggio numerico

Algoritmo di Engelese-Zeelenberg (DF1)

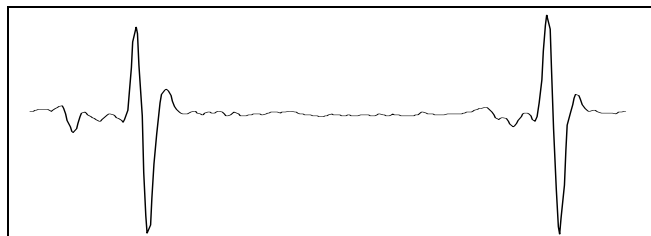
Come primo passo l'algoritmo prevede il calcolo della derivata prima

$$Y0(n) = X(n) - X(n-5)$$

Il derivatore utilizzato se la frequenza di campionamento è 250 Hz rappresenta un efficiente derivatore con filtro notch a 50 Hz incorporato, questa caratteristica, ovviamente migliora le prestazioni dell'algoritmo in presenza di una forte interferenza elettrica (50Hz).

La derivata è poi filtrata con un filtro bassa-basso la cui equazione alle differenze finite è data dalla:

$$Y1(n) = Y0(n) + 4 Y0(n-1) + 6 Y0(n-2) + 4 Y0(n-3) + Y0(n-4)$$



Derivata prima filtrata

Si è in presenza di un QRS se si trova un punto i in cui $Y1(i) > 21.0$ e nella successiva regione di ricerca lunga 40 campioni pari a 160 ms si verifica almeno una delle seguenti tre condizioni:

condizione 1	$Y1(i+j) < -21.0 \quad \text{in } 0 < j < 40$
condizione 2	$Y1(i+j) < -21.0 \quad \text{in } 0 < j < 40$
	$Y1(i+k) > 21.0 \quad \text{in } j < k < 40$
Condizione 3	$Y1(i+j) < -21.0 \quad \text{in } 0 < j < 40$
	$Y1(i+k) > 21.0 \quad \text{in } j < k < 40$
	$Y1(i+l) < -21.0 \quad \text{in } k < l < 40$

Il valore della soglia posto pari a 21 è dovuto all'introduzione del filtro non normalizzato il cui guadagno è pari a 16.

Algoritmo di Okada (DF2)

Il primo passo prevede di filtrare l'ECG con un filtro passa-basso a finestra mobile (a 3 punti - filtro di Hanning) la cui equazione alle differenze è data dalla:

$$Y0(n) = [X(n-1) + 2 X(n) + X(n+1)] / 4$$

Successivamente il segnale viene filtrato con un altro filtro passa-basso la cui equazione alle differenze finite è:

$$Y1(n) = \frac{1}{2m+1} \sum_{k=n-m}^{n+m} Y0(k)$$

Quindi si calcola il quadrato della differenza tra ingresso ed uscita del filtro:

$$Y_2(n) = (Y_0(n) - Y_1(n))^2$$

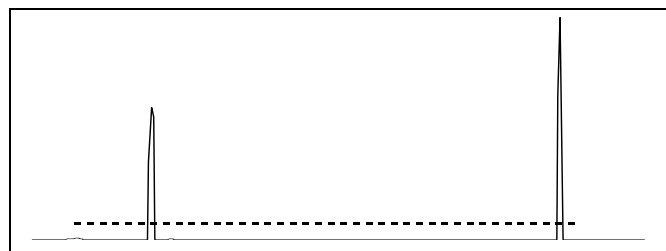
Il quadrato della differenza è quindi filtrato :

$$Y_3(n) = Y_2(N) \left[\sum_{K=n-m}^{n+m} Y_2(k) \right]^2$$

E infine si calcola il segnale :

$Y_4(n) = Y_3(n)$	se $[Y_0(n) - Y_0(n-m)] * [Y_0(n) - Y_0(n+m)] > 0$
$Y_4(n) = 0$	Altrimenti

Scelta la soglia per la regola di decisione pari al 12.5% del massimo si ritiene di essere in presenza di un QRS se il segnale Y_4 supera la soglia almeno in un punto :



Quadrato della differenza e Soglia

6.2 Confronto degli algoritmi di rivelazione del QRS

Molti algoritmi esistenti per la rivelazione del QRS richiedono un segnale ECG abbastanza privo di rumore. Il lavoro di Friesen et al. ha cercato di quantificare l'immunità al rumore degli algoritmi presentati nelle pagine precedenti. La valutazione è stata condotta utilizzando un tracciato ECG privo di rumore a cui si sono sommati 4 diversi tipi di interferenze (vedi capitolo 2). Le tabelle riportate forniscono per ogni algoritmo la percentuale di QRS correttamente riconosciuti ed il numero di falsi riconoscimenti.

Nessuno degli algoritmi presentati è chiaramente superiore agli altri anche se l'algoritmo di Engelese e Zeelenberg appare essere quello più immune alle diverse combinazioni del rumore. Questa caratteristica può essere parzialmente attribuita alla presenza del filtro notch a 50Hz, filtro che potrebbe essere applicato anche agli altri algoritmi. E' importante notare come gli algoritmi basati sull'ampiezza e la derivata prima siano molto immuni dal rumore di tipo elettromiografico. Sfortunatamente questi algoritmi sono sensibili alle variazioni della linea di base che ne limita fortemente le prestazioni.

E' importante notare che tale studio, non ha indagato sulla capacità degli algoritmi di riconoscere differenti forme di QRS normali ed anormali né di evitare falsi riconoscimenti dovuti ad ampie ed appuntite onde T.

6.2.1 Algoritmo MOBD

Come indicato nel capitolo tre gli algoritmi per la rivelazione del QRS contengono due o tre differenti stadi di elaborazione. Il primo stadio è rappresentato da un filtraggio lineare che molto spesso include un'operazione di differenziazione numerica. L'ultimo stadio è rappresentato da un algoritmo di rivelazione a soglia che può a volte essere un algoritmo adattativo. L'eventuale terzo stadio rappresenta una trasformazione non lineare del segnale. Sebbene sia stato individuato il miglior filtraggio lineare per un rivelatore di QRS (filtro passa-banda intorno ai 17 Hz con l'eventuale aggiunta di un filtro notch a 50Hz/60Hz), tale filtraggio lineare non è completamente sufficiente ad eliminare gli altri tipi di rumore inclusi gli artefatti da movimento, gli spikes dei pace-maker, e le interferenze da elettrobisturi. Questi rumori hanno, infatti, spettro di frequenza che si sovrappone almeno in parte con quello del complesso QRS. Sopprimere tali interferenze attraverso un filtraggio passa-basso può comportare modifiche della forma del QRS tali da oscurarlo. Un'appropriata trasformazione non lineare può migliorare il rapporto segnale rumore. In questo caso, infatti, si tiene conto non solo delle particolari caratteristiche frequenziali del QRS (contenuto in "alta" frequenza) ma anche delle caratteristiche di ampiezza del QRS che è sempre più ampio delle altre onde. L'alto numero di possibili operazioni non lineari applicabili e la mancanza di efficaci strumenti matematici non ha permesso lo studio sistematico di questo aspetto. Tra gli algoritmi precedentemente presentati l'algoritmo di Okada utilizza una trasformazione non lineare del tipo quadratico. Sun et al. (1992/1994) hanno confrontato le prestazioni di vari tipi di non linearità ed in base a questo studio hanno sviluppato un nuovo algoritmo denominato MOBD.

L'algoritmo calcola per prima cosa la derivata prima del segnale

$$y(n) = x(n) - x(n-1)$$

Si definisce MOBD di ordine N la trasformazione non lineare

$$z(n) = \prod_{k=0}^{N-1} |y(n-k)|$$

Si impone inoltre la consistenza del segno, cioè $z(n)$ è forzato al valore nullo se il segno delle differenze a $n-k$ e a $n-(k+1)$ non sono concordi. Cioè:

$$z(n) = 0 \quad \text{se } \text{sgn}(y(n-k)) \neq \text{sgn}(y(n-(k+1))), \quad k=0,1,\dots,N-2$$

L'algoritmo MOBD ha prestazioni comparabili a quello di Okada anche se richiede un tempo di calcolo inferiore ed esso lavora correttamente anche quando si utilizzano convertitore con un numero di bit inferiori a 12 (numero minimo di bit necessari al corretto funzionamento dell'algoritmo di Okada).

RUMORE ELETTRIOGRAFICO

	%QRS Rivelati					No. Di Falsi Positivi				
	0%	25%	50%	75%	100%	0%	25%	50%	75%	100%
AF1	100	100	86	73	65	0	0	3	19	48
AF2	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
AF3	100	100	95	65	51	0	8	20	30	31
FD1	100	100	100	97	97	0	0	0	86	207
FD2	100	100	95	92	86	0	0	69	257	417
FS1	100	92	76	81	62	0	47	322	335	278
FS2	100	43	30	27	27	0	0	12	40	64
DF1	100	100	100	95	84	0	0	0	1	36
DF2	100	97	78	62	62	0	0	0	1	13

INTERFERENZA DI RETE

	%QRS Rivelati					No. Di Falsi Positivi				
	0%	25%	50%	75%	100%	0%	25%	50%	75%	100%
AF1	100	100	59	59	19	0	0	0	0	0
AF2	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
AF3	100	100	19	0	0	0	0	0	0	0
FD1	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
FD2	100	100	59	59	59	0	0	0	0	0
FS1	100	78	100	22	0	0	297	0	0	0
FS2	100	81	100	100	100	0	0	0	8	15
DF1	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
DF2	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0

RESPIRO

	%QRS Rivelati					No. Di Falsi Positivi				
	0%	25%	50%	75%	100%	0%	25%	50%	75%	100%
AF1	100	100	100	76	65	0	0	0	0	0
AF2	100	100	65	57	54	0	0	0	0	0
AF3	100	100	100	86	76	0	0	0	4	6
FD1	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
FD2	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
FS1	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
FS2	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
DF1	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
DF2	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0

DERIVA DELL' ISOELETTRICA

	%QRS Rivelati					No. Di Falsi Positivi				
	0%	25%	50%	75%	100%	0%	25%	50%	75%	100%
AF1	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
AF2	100	100	100	59	59	0	0	0	0	0
AF3	100	100	100	100	100	0	0	6	12	6
FD1	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
FD2	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
FS1	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
FS2	100	100	3	0	0	0	0	0	0	0
DF1	100	100	100	97	97	0	0	0	0	0
DF2	100	100	100	100	100	0	0	0	9	13

RUMORE COMPOSITO

	%QRS Rivelati					No. Di Falsi Positivi				
	0%	25%	50%	75%	100%	0%	25%	50%	75%	100%
AF1	100	100	95	81	70	0	0	0	3	7
AF2	100	100	84	73	70	0	0	0	13	75
AF3	100	100	92	54	32	0	0	0	4	6
FD1	100	100	100	100	97	0	0	0	1	4
FD2	100	100	100	92	86	0	0	0	13	62
FS1	100	70	59	76	78	0	20	283	321	272
FS2	100	43	24	22	19	0	0	0	6	20
DF1	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
DF2	100	100	100	95	84	0	0	0	0	0

6.3 Un esempio di algoritmo per il riconoscimento delle aritmie

In questo paragrafo si descrive dettagliatamente un algoritmo di rivelazione delle aritmie utilizzato per semplici monitor cardiaci. L'algoritmo in questione si basa sullo studio delle tempificazioni del QRS (intervallo R-R). Per meglio comprendere l'algoritmo e la sua definizione si riportano brevemente, qui di seguito, le definizioni delle aritmie che il monitor deve riconoscere. I criteri per l'identificazione e quelli per l'attivazione dell'allarme sono quelli usati nella realizzazione pratica dell'algoritmo e non sono da considerarsi degli standard.

Bradycardia: L'elevata bradicardia è una riduzione critica del ritmo cardiaco; risulta, quindi, essere necessario per il suo riconoscimento solo il ritmo ECG. Se l'intervallo R-R è maggiore di 1,5 secondi (equivalente a 40 battiti/minuto), il monitor attiva l'allarme. Se la media degli intervalli R-R (la media dei precedenti 8 intervalli R-R) è più grande di 1.2 s (50 battiti/minuto) il monitor attiva l'allarme.

Tachicardia: La tachicardia è una seria accelerazione del battito cardiaco ed è anche essa rilevabile con la semplice analisi del ritmo cardiaco. Un intervallo R-R medio minore di 0.5 secondi (120 battiti/minuto) produce l'attivazione dell'allarme.

Asistole e fibrillazione ventricolare: Le asistoli e le fibrillazioni ventricolari possono essere individuate dalla mancanza del complesso QRS per un lungo periodo. Se non si rileva un complesso QRS per più di 1,6 secondi si attiva l'allarme.

Battito saltato: Il fenomeno del battito mancante può essere facilmente rilevato dalla presenza di un intervallo R-R all'incirca uguale al doppio dell'intervallo medio degli R-R precedenti che non sia seguito da un battito prematuro.

Contrazione ventricolare prematura: per riconoscere una contrazione ventricolare prematura (PVC) è necessario utilizzare un criterio di riconoscimento più complesso. Un PVC può essere riconosciuto se il complesso QRS è prematuro ed è seguito da una pausa compensatoria completa, il QRS è più largo (è di durata maggiore), l'onda T è di polarità opposta rispetto a quella di un battito normale e non è presente l'onda P. In un semplice monitor ambulatoriale la misura dell'onda P e T non è semplice a causa della presenza degli artefatti dovuti alla variazione della linea di base mentre l'analisi della forma d'onda del complesso QRS richiede inoltre una maggiore potenza di calcolo.

Usando la sola analisi del ritmo cardiaco per il riconoscimento dei PVC si hanno alcuni problemi. E' difficile decidere quando un battito è da considerarsi prematuro e quando è solo il risultato di una aritmia sinusale. In questo algoritmo si è deciso che se l'intervallo R-R corrente è minore di 0,9 volte la media dell'intervallo R-R, calcolata non considerando l'intervallo corrente, il battito corrente è considerato come prematuro. Se si è rilevato un battito prematuro l'intervallo R-R corrente e quello medio precedente sono memorizzati. E' difficile definire una pausa compensatoria completa, poiché la somma dell'intervallo R-R in corrispondenza del battito prematuro e del successivo non è esattamente uguale a due volte l'intervallo

medio, si usa pertanto nella definizione formale la dizione “circa uguale”. Se si rileva un PVC con una frequenza superiore a 10/min, viene attivato l’allarme.

Fenomeno R su T: Il fenomeno della R su T è una aritmia molto pericolosa, è una contrazione ventricolare prematura che capita durante la ripolarizzazione ventricolare (onda T). Poiché in questo semplice algoritmo non è prevista la rivelazione dell’onda T, l’analisi può essere condotta solo sul ritmo cardiaco. L’onda T in genere cade all’incirca nel primo terzo dell’intervallo R-R. Quindi se il corrente intervallo R-R è minore di un terzo del l’intervallo medio precedente ed è seguito da una pausa compensatoria completa viene riconosciuto il fenomeno R su T ed attivato l’allarme.

Bigeminismo: Il bigeminismo è una condizione dove un PVC si accoppia a un battito normale.

Trigeminismo: Il trigeminismo è una condizione dove due battiti normali sono seguiti da un battito prematuro e da una pausa compensatoria. In questo caso una pausa compensatoria completa è definita nel seguente modo: l’intervallo R-R precedente è minore di 0,9 volte l’intervallo R-R medio (prima del battito prematuro), e la somma del corrente intervallo R-R e dei due precedenti è approssimativamente uguale a tre volte l’intervallo medio. Quando si verifica questa condizione si riconosce la presenza di trigeminismo e si attiva l’allarme.

PVC interpolato: Il PVC interpolato è un battito prematuro che non è seguito da una pausa compensatoria. Quindi la somma dell’intervallo R-R del battito prematuro e di quello successivo è approssimativamente uguale a quello medio.

Battito atriale prematuro: Il battito atriale prematuro (APB) è individuato da un battito prematuro seguito da una pausa compensatoria non completa. Se la frequenza degli APB è superiore a 20/min, si attiva l’allarme.

Per la definizione matematica dell’algoritmo si usano le due seguenti variabili RR ed AR, dove RR è l’intervallo R-R ed AR è la media di otto intervalli R-R. I pedici indicano la dipendenza temporale; RR_t è l’ultimo intervallo RR, RR_{t-1} è l’intervallo precedente, e così via.

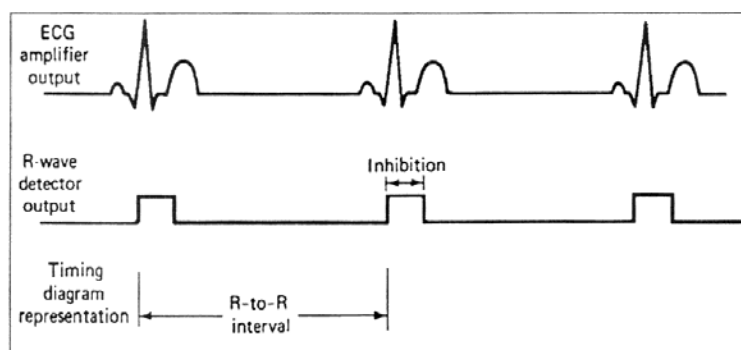


Figura A2: grafico degli eventi

Definizione formale dell'algoritmo

Bradycardia	$RR_t > 1.5s$ $AR_t > 1.2s$
Tachicardia	$AR_t < 0.5s$
Asistole	assenza dell'onda R per più di 1.6s
Fibrillazione ventricolare	assenza dell'onda R per più di 1.6s
Battito saltato arresto sinusale Mobitz I e II	$RR_t < .9(AR_{t-1})$ e non successivo ad un battito prematuro
PVC	$RR_{t-1} > 1,9(AR_{t-2})$ $RR_{t-1} + RR_t \cong 2(AR_{t-2})$ frequenza $> 10/\text{min}$
R su T	$RR_{t-1} < 0,33(AR_{t-2})$ $RR_{t-1} + RR_t \cong (AR_{t-2})$
Bigeminismo	$RR_{t-3} < 0,9(AR_{t-4})$ $RR_{t-1} < 0,9(AR_{t-4})$ $RR_{t-3} + RR_{t-2} \cong 2(AR_{t-4})$ $RR_{t-1} + RR_t \cong 2(AR_{t-4})$
Trigeminismo	$RR_{t-1} < 0,9(AR_{t-3})$ $RR_{t-2} + RR_{t-1} + RR_t \cong 3(AR_{t-3})$
PVC interpolato	$RR_{t-1} < 0,9(AR_{t-2})$ $RR_{t-1} + RR_t \cong Ar_{t-2}$ frequenza $> 10/\text{min}$
APB	$RR_{t-1} < 0,9(AR_{t-2})$ $Ar_{t-2} < RR_{t-1} + RR_t < 2(Ar_{t-2})$ frequenza $> 10/\text{min}$

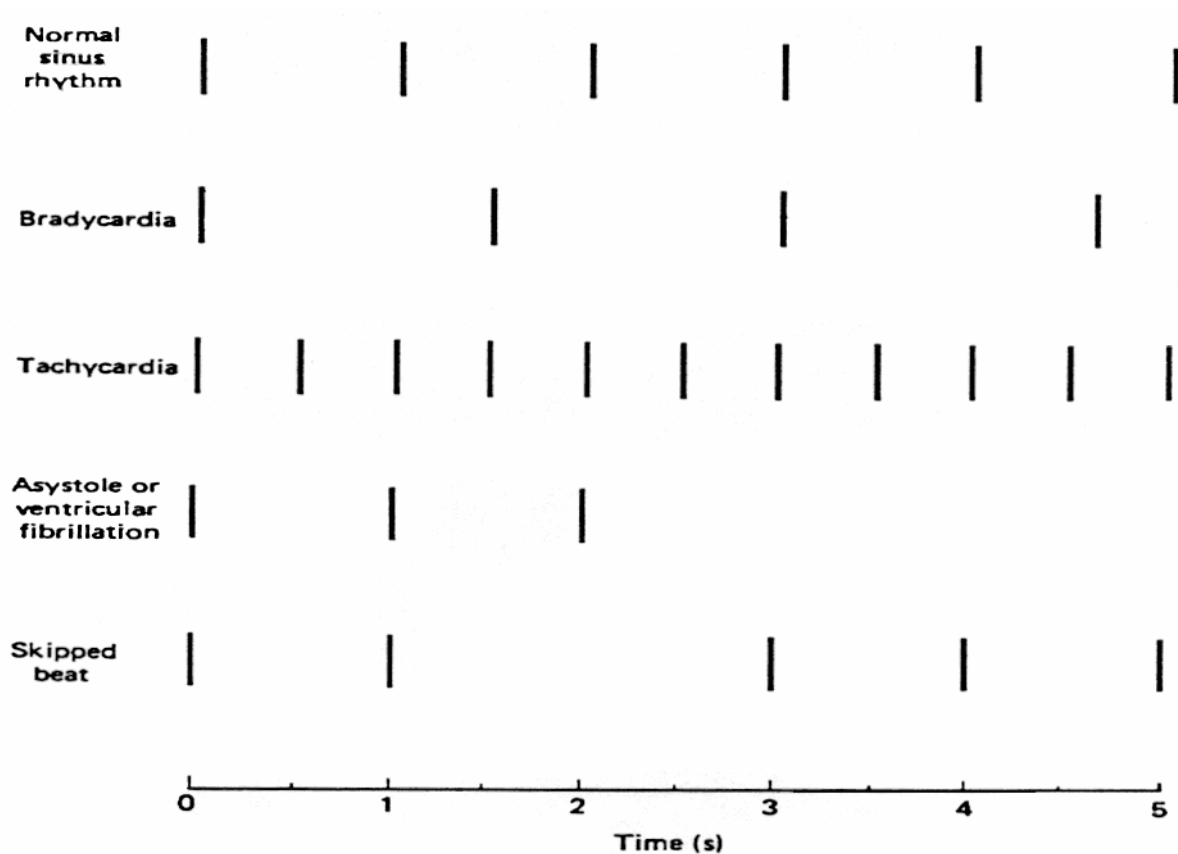


Figura A2.2: Aritmie catastrofiche

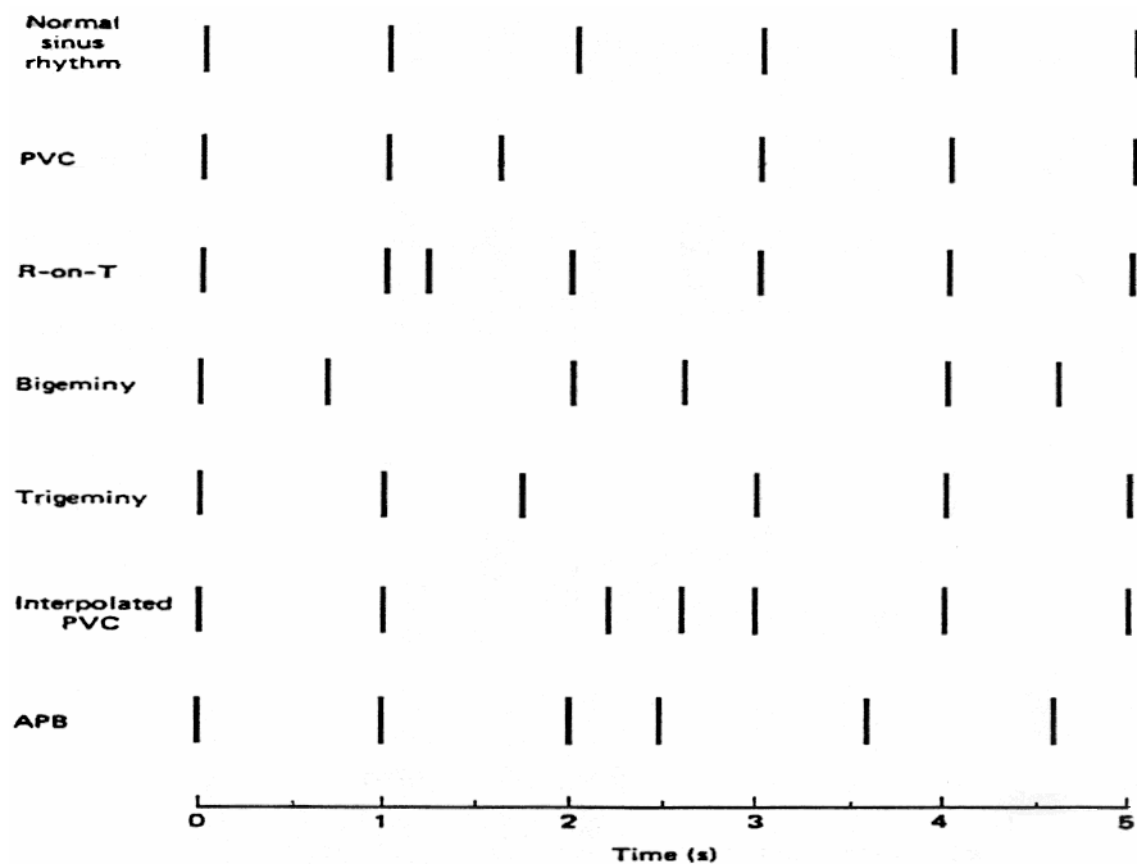


FIGURA A2.3 Aritmie premonitrici