

QUESTION TIME

Relatore:

Prof. Ing. Ferruccio De Bellis

IL PACEMAKER ED IO

di Ferruccio De Bellis

Tutto quello che avreste voluto
sapere sul pacemaker
ma non avete mai osato chiedere

I PRECURSORI

1791 Galvani (esperimenti su rane)

1804 Aldini (cuore umano di cadaveri)

1820 Bichat (esperimenti su ghigliottinati)

1839 Vassalli e Rossi (esperimenti su ghigliottinati)

1858 Walshe (stimolazione faradica nervi simpatici)

1872 Duchenne de Boulogne (eccitazione elettrica ritmata)

1889 J. A. William (eccitazione diretta su muscolo cardiaco)

Anno 1927:

Hyman costruisce un primo apparecchio per stimolare ritmicamente il cuore (stimolatore ad induzione Fierz/Kaufman con interruttore polifasico rotante). Per stimolare il cuore veniva usato un ago-elettrodo bipolare con poli vicini sullo stesso ago che consentiva l'applicazione diretta al muscolo cardiaco di una corrente faradica)

Nel 1932, in cooperazione con il Dipartimento di Elettrofisiologia dell'Università di New York, Hyman riuscì a costruire un apparecchio che emetteva impulsi di potenza sufficiente a produrre contrazioni cardiache.

Hymann crea il termine “pacemaker”

“Poiché fu concepito come sostituto del nodo del seno, non normalmente funzionante, è stato chiamato pacemaker” (segnapassi artificiale)

La contrazione del cuore per mezzo di un Pacemaker è una contrazione naturale ad innesco artificiale

Hyman fu buon profeta:

Infatti, costruiti i primi pacemaker di dimensioni ridotte (280 g) e migliorate le tecniche chirurgiche, nell'arco di 10 anni, dal 1962 al 1972, la stimolazione elettrica del cuore diveniva una delle terapie più efficaci nella storia della medicina

Effetti provocati dal passaggio della corrente elettrica nel corpo umano

Legge di Ohm

$$V = R \times I$$

da cui:

$$I = V/R$$

dove: V=tensione in volt (V); I=corrente in ampere (A) ; R=resistenza in ohm (Ω , k Ω)

**EFFETTI PROVOCATI DAL PASSAGGIO DELLA
CORRENTE ELETTRICA NEL CORPO UMANO
MICRO-SHOCK**

- Forte dolore
- Importanti contrazioni muscolari
- Blocco respiratorio transitorio
- Aritmie ipercinetiche ventricolari temporanee
- Ustioni lievi

Si considera Micro-shock quando, terminata la causa, i suddetti effetti spariscono spontaneamente

**EFFETTI PROVOCATI DAL PASSAGGIO DELLA
CORRENTE ELETTRICA NEL CORPO UMANO
MACRO-SHOCK**

- Blocco respiratorio permanente**
- Ustioni**
- Aritmie ipercinetiche ventricolari permanenti**
- Fibrillazione ventricolare**
- Folgorazione**

Si considera Macro-shock quando, terminata la causa, i fenomeni permangono

**FATTORI CHE INFLUENZANO GLI EFFETTI DELLA
CORRENTE ELETTRICA NEL CORPO UMANO**

- 1. Tempo di applicazione**
- 2. Intensità e densità di corrente**
- 3. Sede del contatto**
- 4. Caratteristiche della corrente elettrica**

**CORRENTI LETALI
DIVENTANO TERAPEUTICHE
SE CIRCOLANTI PER TEMPI
BREVI DELL'ORDINE DEI
MILLISECONDI**

**Densità di corrente D = valore della corrente
che attraversa l'unità di superficie**

$$D = I/S$$

dove:

D = densità di corrente (in $\mu\text{A}/\text{cm}^2$)

I = corrente circolante (in μA)

S = superficie di contatto (in cm^2)

SEDE DEL CONTATTO

- Cutanea
- Epicardica o endocardica
- Sottocutanea con o senza contatto con la muscolatura

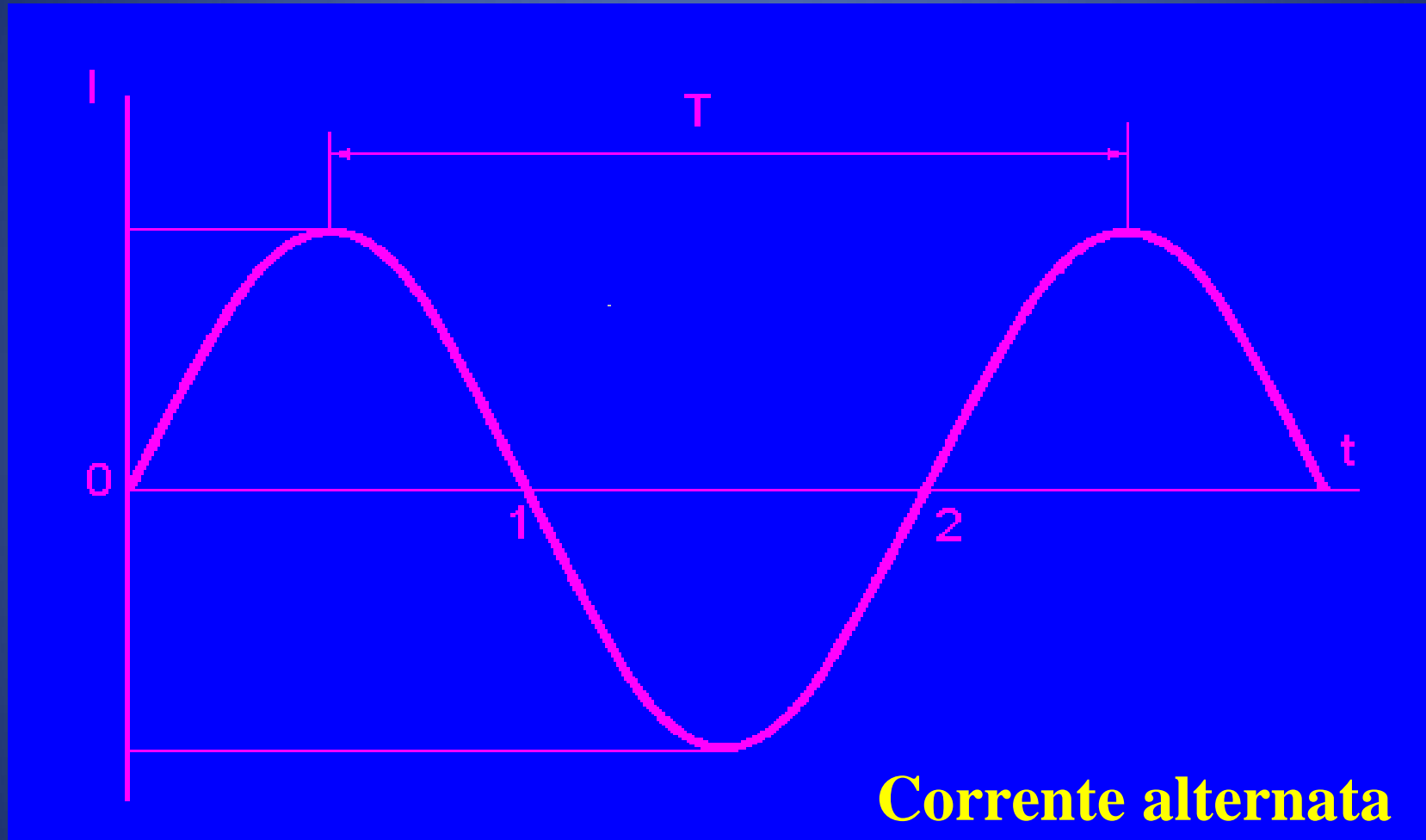
SEDE DEL CONTATTO: CUTE

FENOMENI DIPENDENTI DA I	FENOMENI DIPENDENTI DA D
BLOCCO RESPIRATORIO TRANSITORIO	PERCEZIONE PASSAGGIO DI CORRENTE
BLOCCO RESPIRATORIO PERMANENTE	DOLORE
STIMOLAZIONE CARDIACA	CONTRAZIONI MUSCOLARI
ARITMIE IPERCINETICHE VENTRICOLARI TRANSITORIE	USTIONI
ARITMIE IPERCINETICHE VENTRICOLARI PERMANENTI	
FIBRILLAZIONE VENTRICOLARE	
FOLGORAZIONE	

SEDE DEL CONTATTO: EPICARDIO OD ENDOCARDIO

FENOMENI DIPENDENTI DA I	FENOMENI DIPENDENTI DA D
FOLGORAZIONE	STIMOLAZIONE
	ARITMIE IPERCINETICHE VENTRICOLARI TRANSITORIE
	ARITMIE IPERCINETICHE VENTRICOLARI PERMANENTI
	FIBRILLAZIONE VENTRICOLARE
	USTIONI

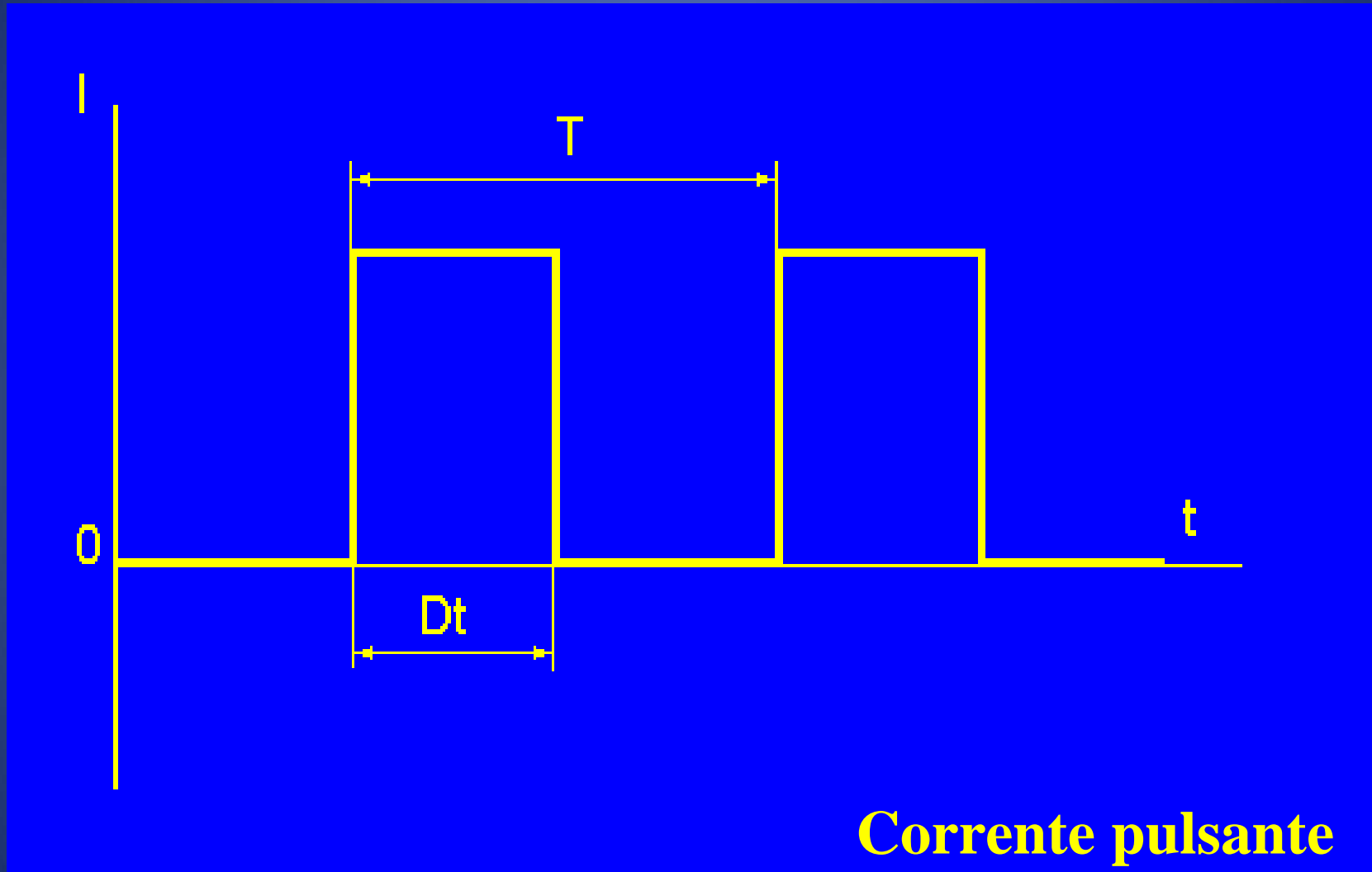
QUESTION TIME



QUESTION TIME



QUESTION TIME



Effetti dipendenti dalla densità di corrente D

CORRENTE ALTERNATA 50 Hz

SEDE CONTATTO	DENSITÀ D	EFFETTO
CUTE	10 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	SOGLIA DI PERCEZIONE
CUTE	100 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	SOGLIA DOLORE
CUTE	500 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	SOGLIA DI ECCITABILITÀ MUSCOLARE
CUTE	200.000 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	USTIONI
EPICARDIO OD ENDOCARDIO	300 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	FIBRILLAZIONE VENTRICOLARE
EPICARDIO OD ENDOCARDIO	100.000 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	USTIONI

Effetti dipendenti dalla densità di corrente D

CORRENTE CONTINUA

SEDE CONTATTO	DENSITÀ D	EFFETTO
CUTE	5 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	SOGLIA DI PERCEZIONE
CUTE	50 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	SOGLIA DOLORE
CUTE	250 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	SOGLIA DI ECCITABILITÀ MUSCOLARE
CUTE	100.000 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	USTIONI
EPICARDIO OD ENDOCARDIO	150 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	FIBRILLAZIONE VENTRICOLARE
EPICARDIO OD ENDOCARDIO	25.000 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	USTIONI

Effetti dipendenti dalla densità di corrente D CORRENTE PULSANTE

SEDE CONTATTO	DENSITÀ D	EFFETTO
CUTE	10 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	SOGLIA DI PERCEZIONE
CUTE	100 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	SOGLIA DOLORE
CUTE	500 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	SOGLIA DI ECCITABILITÀ MUSCOLARE
CUTE	500.000 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	USTIONI
EPICARDIO OD ENDOCARDIO	2.000 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	SOGLIA DI STIMOLAZIONE
EPICARDIO OD ENDOCARDIO	250.000 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	USTIONI

EFFETTI DELLA CORRENTE ALTERNATA 50 Hz

CORRENTE I	EFFETTO
30 mA	BLOCCO RESPIRATORIO TRANSITORIO
60 mA	BLOCCO RESPIRATORIO PERMANENTE
70 mA	ARITMIE IPERCINETICHE VENTRIC. TRANSITORIE
80 mA	ARITMIE IPERCINETICHE VENTRIC. PERMANENTI
120 mA	FIBRILLAZIONE VENTRICOLARE
240 mA	FOLGORAZIONE

EFFETTI DELLA CORRENTE CONTINUA

CORRENTE I	EFFETTO
15 mA	BLOCCO RESPIRATORIO TRANSITORIO
25 mA	BLOCCO RESPIRATORIO PERMANENTE
30 mA	ARITMIE IPERCINETICHE VENTRIC. TRANSITORIE
40 mA	ARITMIE IPERCINETICHE VENTRIC. PERMANENTI
50 mA	FIBRILLAZIONE VENTRICOLARE
100 mA	FOLGORAZIONE

EFFETTI DELLA CORRENTE PULSANTE
(100 bpm; Dt = 0,5 msec)

CORRENTE I	EFFETTO
800 mA	STIMOLAZIONE CARDIACA TRANSCUTANEA

Anno 1962-1967:

Indicazione all'impianto di PM:

BAVT con crisi di MAS documentata con ECG

Tecnica d'impianto:

Toracotomia laterale o mediana con due elettrodi sul ventricolo sinistro

Elettrodi:

Tipo Chardack a piastrina con chiodo fissata con quattro punti di sutura sul ventricolo sinistro; Tipo Zoll terminante con un ago chirurgico per mezzo del quale si faceva passare l'estremità sguainata dell'elettrodo attraverso il miocardio e si fissava con un nodo effettuato con lo stesso elettrodo sguainato

PM usati:

Tipo asincrono (V00) cioè PM atti a stimolare il cuore senza rispettare l'eventuale ritmo spontaneo

Anno 1967:

Carpentier mette a punto una nuova tecnica di impianto meno invasiva che prevede di *aggredire* il ventricolo destro per via sottoxifoidea utilizzando speciali divaricatori senza effettuare la toracotomia.

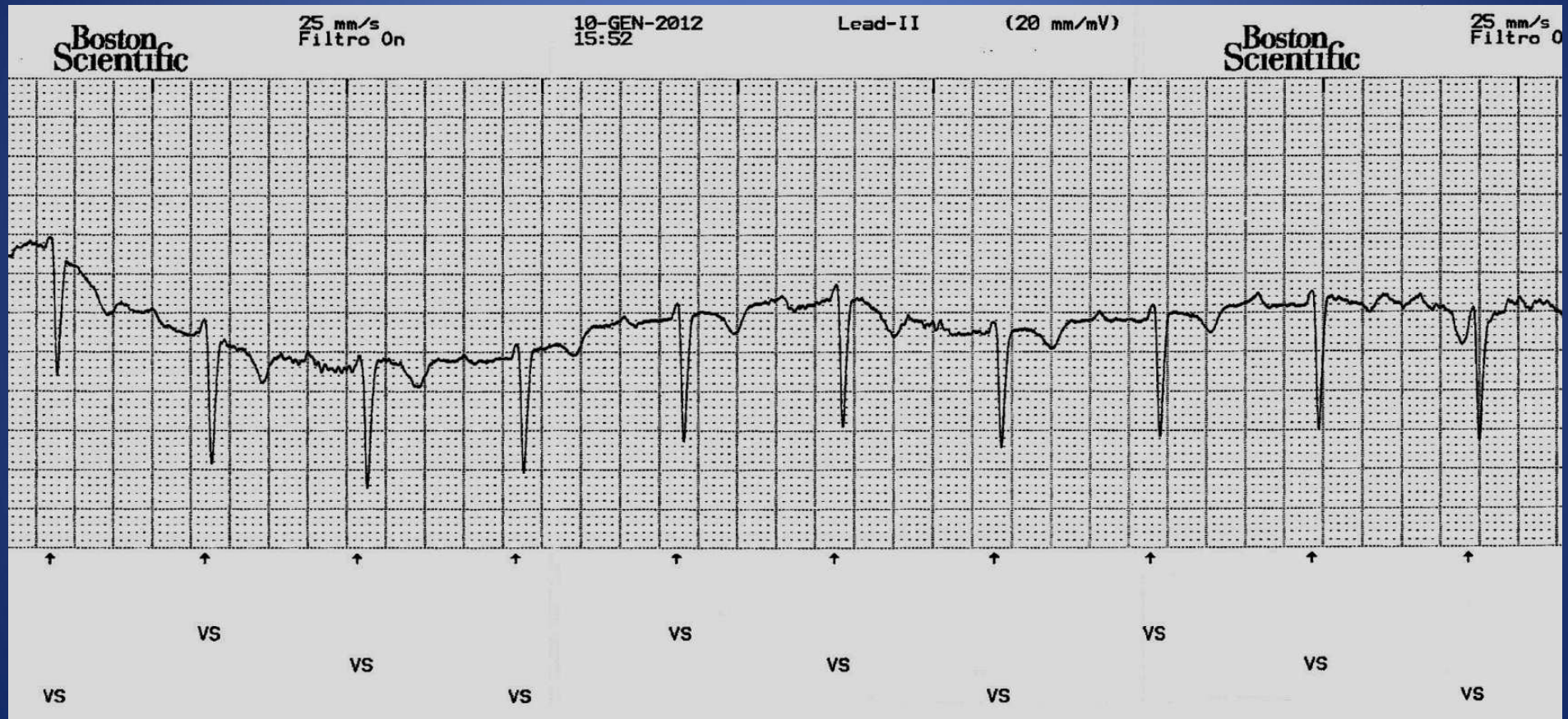
Anno 1967

De Bellis e Palma mettono a punto un semplice metodo per una corretta misura della soglia cardiaca intraoperatoria, indispensabile per reperire il punto di contatto ottimale con l'epicardio, specialmente negli impanti sottotossifoidi.

Anno 1967:

Si iniziano i primi esperimenti di impianto endocardico attraverso la giugulare esterna destra o sinistrae; nello stesso anno, si rende disponibile anche il PM a domanda (VVI) cioè un PM atto a stimolare rispettando l'eventuale ritmo spontaneo.

Caso 1 - ECG 1 – PM in demand



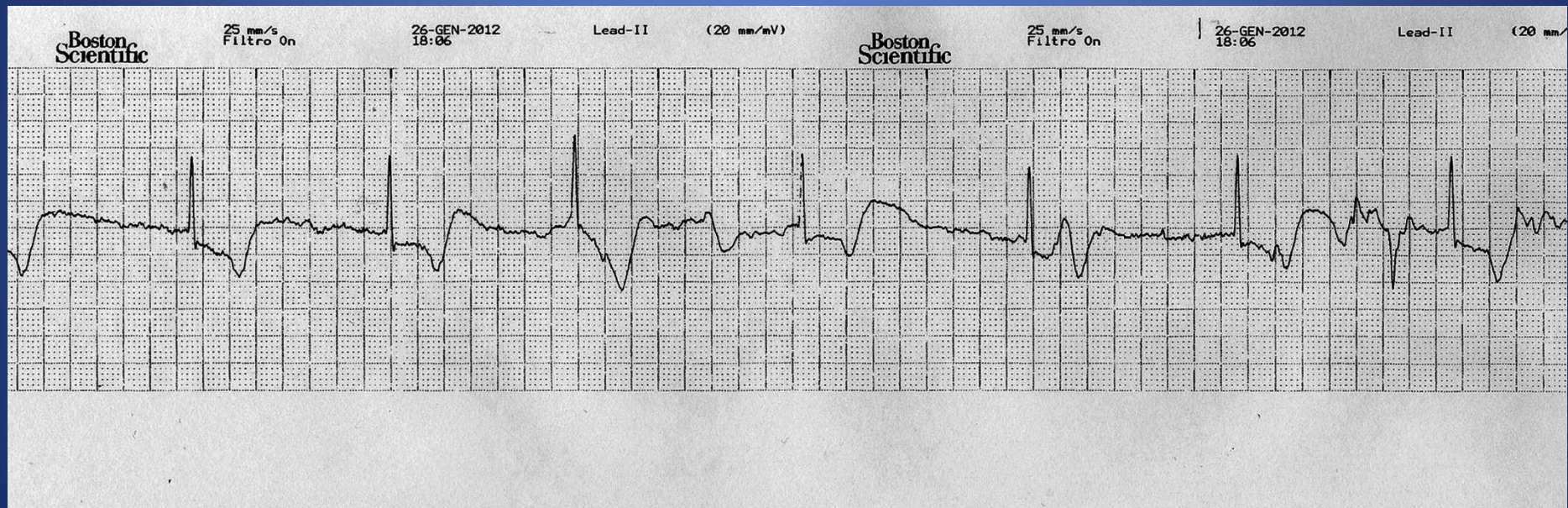
Caso 1 - ECG 2 – PM in asincrono *pararitmia*



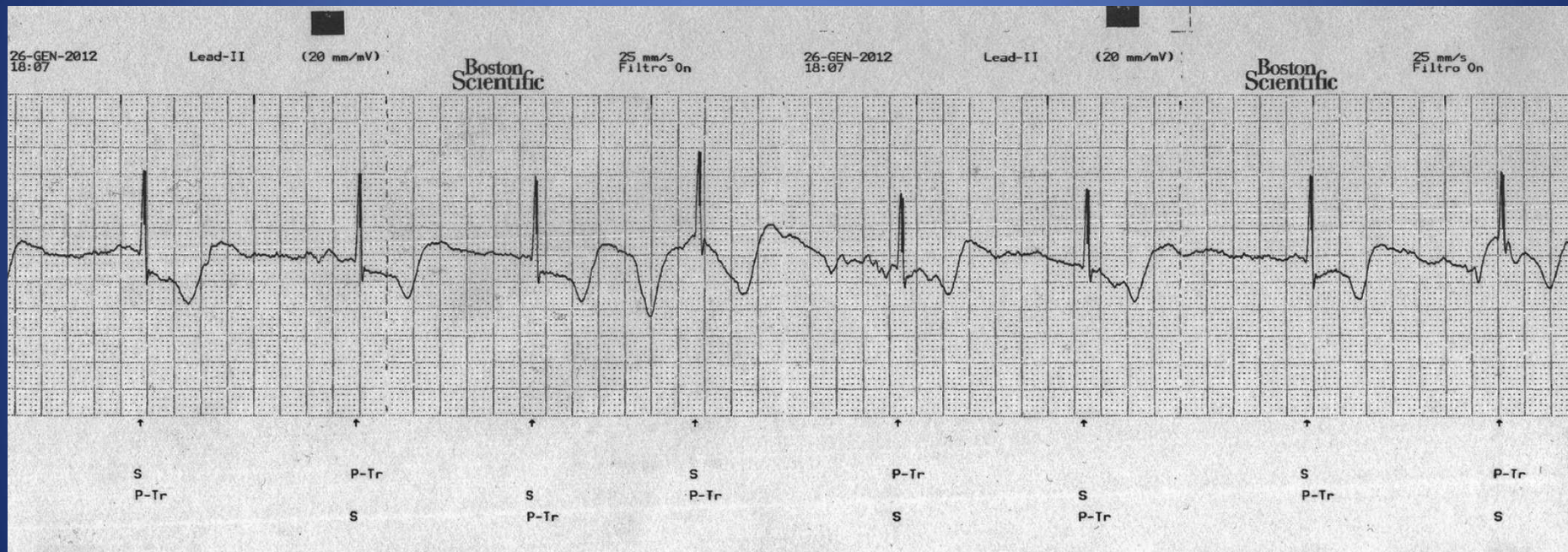
Caso 1 – ECG 2 – PM in asincrono



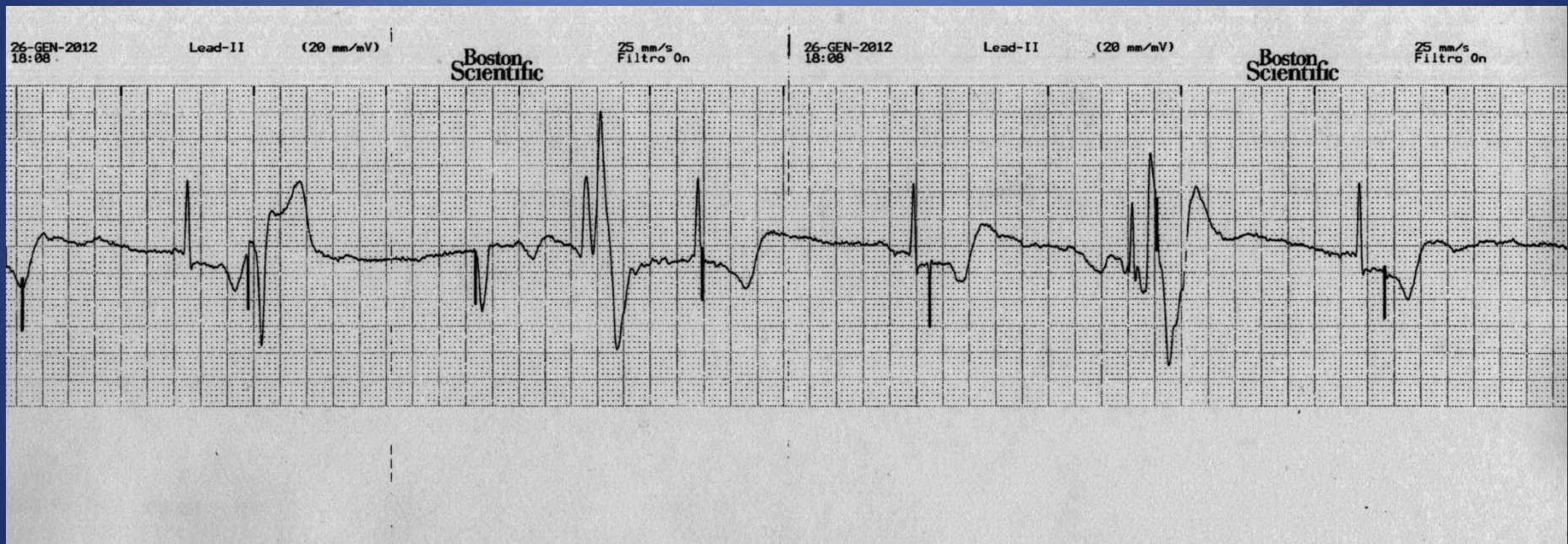
Caso 2 – ECG 1 - PM in Demand



Caso 2 – ECG 2 - PM in Sincrono



Caso 2 – ECG 3 - PM in Asincrono



Anno 1968:

L'avvento della stimolazione endocardica e l'accesso dei cardiologi in sede operatoria e chirurgica, praticamente rivoluziona la terapia del cuore effettuata per mezzo di un pacemaker (PM) permanente.

E' infatti importante ricordare che fino a quel momento gli impianti di PM erano effettuati in cardiocirurgia da cardiocirurghi.

L'indicazione all'impianto di PM passa dal solo BAV totale al blocco di secondo grado, fino ad arrivare all'impianto di PM con indicazioni profilattiche.

Anno 1970:

Le vie di accesso in ordine preferenziale erano la vena cefalica destra o sinistra, la vena giugulare esterna destra o sinistra (con passaggio sottoclavicolare dell'elettrodo) e la vena giugulare interna destra o sinistra.

Anni dal 1972 ad oggi:

I PM progrediscono in modo vertiginoso sia sotto il profilo circuitale che quello stechiometrico e meccanico.

Il passo successivo, dopo il PM a domanda, è la realizzazione di PM programmabili, multiprogrammabili, multiprogrammabili telemetrici e atrio-guidati, fino ad arrivare ai PM sequenziali (DDD) cioè PM che stimolano in sequenza l'atrio ed il ventricolo

Codifica dei Pacemaker

L'univoca e immediata identificazione di un PM é una necessitá venutasi a creare con lo sviluppo delle tecniche d'impianto e di stimolazione nonchè con l'aumento delle funzioni realizzabili dal PM. Si é quindi dovuta creare un'apposita codifica.

Codifica dei PM

Infatti, dal 1975 ad oggi, i PM sono progrediti in modo vertiginoso, sia sotto il profilo circuitale e meccanico che stechiometrico.

Sono stati realizzati PM programmabili, multiprogrammabili, multiprogrammabili telemetrici, atrioguidati, bicamerale multiprogrammabili telemetrici fino agli attuali PM tricamerale multiprogrammabili telemetrici fisiologici.

In alcuni casi é pure presente la funzione di defibrillazione (Def).

Codifica dei PM (o Def) e dei pazienti

Per comprendere adeguatamente la storia dell'arte della stimolazione elettrica del cuore è necessario conoscere bene i codici esplicativi:

- della tipologia dei PM (o Def)
- della modalità di stimolazione
- della classe di rischio dei pazienti

Tipologia dei PM

La tipologia viene indicata con un codice a due lettere.

Prima lettera: Indica le camere stimulate dal PM

S = singola camera (atrio o Vd o Vs)

D = doppia camera (atrio + Vd o Vd + Vs)

T = tripla camera (atrio + Vd + Vs)

Seconda lettera: Indica le funzioni del PM

N = PM non programmabile

P = PM programmabile (uno o due parametri)

M = PM multiprogrammabile (più di due parametri)

C = PM multiprogrammabile telemetrico (communication)

R = PM multiprogrammabile telemetrico fisiologico (rate responsive)

Modalità di stimolazione

La modalità di stimolazione viene indicata con un codice a tre caratteri

- Primo carattere: indica la camera stimolata:

- 0 = nessuna
- A = atrio
- V = ventricolo o ventricoli
- D = doppia (A + V oppure Vd + Vs)
- T = tripla (A + Vd + Vs)

- Terzo carattere: indica il modo di risposta:

-
- 0 = nessuno
- T = Triggerato
- Ts = Sincronizzato (triggerato con tempo zero)
- I = Inibito
- D = la presenza della D indica che nelle camere sentite il modo di risposta non è identico

- Secondo carattere: indica la camera sentita:

0 = nessuna

A = atrio

V = ventricolo (Vd o Vs)

D = doppia (A + V oppure Vd + Vs)

T = tripla (A + Vd + Vs)

Classi di rischio dei pazienti

Basso rischio (BR)

ECG al monitor: Ritmo spontaneo

Medio rischio (MR)

ECG al monitor: Ritmo stimolato

Paziente PM dipendente

Inibendo il PM emerge un ritmo spontaneo valido

Alto rischio (HR)

ECG al monitor: Ritmo stimolato

Paziente PM dipendente

Inibendo il PM non emerge un ritmo spontaneo o emerge con pausa pre automatica sintomatica

Anno 1975:

De Bellis, Palma, Rossi, Solinas e Marino hanno l'intuizione dell'elettrodo-catetere BE028 con radiorecettore incorporato che, permettendo la stimolazione dall'esterno con un PM a radiofrequenza (PM/RF), consente la realizzazione dell'impianto di PM ad affidabilità totale.

L'uso dell'elettrodo-catetere BE028, accoppiato a PM/RF più sofisticati, consente il trattamento delle aritmie ipercinetiche ventricolari; consente inoltre la massima efficacia nel controllo ambulatoriale per una facile e sicura ottimizzazione energetica, elemento fondamentale per la durata dei PM, specialmente per quelli più sofisticati

Anno 1976:

De Bellis e coll. mettono a punto la nuova tecnica di impianto di PM endocardico per neonati e bambini, che prevede una curva (loop) in atrio per assecondare la crescita del piccolo paziente.

Nel giugno 1978, la nuova tecnica di impianto endocardico in neonati e bambini viene presentata al II Congresso di Elettrostimolazione Cardiaca svoltosi a Roma..

Anno 1978:

Vengono effettuati anche i primi impianti di PM bifocali (DVI), sperimentati, fin dal 1969, da Berkowitz.

Anno 1980:

Antonioli e Grassi, dopo molte esperienze effettuate con apparecchi esterni, impiantano il primo PM sincronizzato sull'onda P mediante un catetere unico provvisto di elettrodi beanti in atrio, capaci di prelevare l'onda P e permettere quindi una stimolazione sincrona con quella atriale.

La più interessante novità consiste nella proposta di un unico catetere invece dei due necessari per un impianto di PM bicamerale.

Anno 1983:

Il VII Congresso Mondiale di Stimolazione Cardiaca di Vienna doveva rappresentare il *boom* della stimolazione sequenziale (DDD).

La non perfetta programmazione dei PM e la notevole complicazione dell'impianto contemporaneo di due elettrodi (uno in atrio ed uno in ventricolo) orientarono i cardiologi all'uso di PM para-fisiologici in modo tale da ottenere una portata cardiaca adeguata a compensare gli sforzi fisici che il paziente può sostenere in base allo stato clinico, all'età ed alla classe funzionale.

Anno 1983:

Nello stesso Congresso Mondiale di Vienna, De Bellis, Ciccaglioni e coll. presentano la loro tecnica di impianto endocardico in neonati e bambini.

Anno 1990:

Grazie ai microprocessori, il PM sequenziale acquisisce finalmente una tale programmabilità da renderlo facilmente adattabile ad eventuali aritmie sopraventricolari e ventricolari del paziente a cui è stato impiantato.

Inoltre, la moderna tecnologia mette a disposizione dell'operatore elettrodi sempre più sottili e flessibili a vite fissa o preformati a J, tali da rendere abbastanza semplice ed estremamente efficace l'impianto di PM sequenziali.

Anno 1992:

I PM sequenziali (DDD) diventano sequenziali fisiologici (DDD/R) con variazioni di frequenza guidate da un sensore.

Il PM, da organo artificiale passivo e quindi, a differenza degli organi naturali, non suscettibile di correzioni farmacologiche, è ora diventato un organo naturale vero e proprio in quanto suscettibile di correzioni telemetriche per adeguare le sue funzioni alle necessità fisiologiche dell'organismo.

Anno 1992:

L'avvento di circuiti estremamente sofisticati, tali da permettere in alcuni casi una stimolazione del cuore pressoché naturale (PM DDD funzionante da atrio-guidato), ha creato una nuova serie di patologie da PM spesso difficilmente diagnosticabili.

Negli anni '70 esisteva una sola patologia da PM nota come *sindrome da PM*, ma negli anni successivi è stato possibile identificare tutta una serie di patologie da PM.

Anno 1993:

La patologia da PM viene definita come:

“quadro clinico sintomatico in paziente con impianto di PM ben funzionante, direttamente legato al modello di PM impiantato”.

Un lavoro di De Bellis, Ciccaglioni, Bianchi e Rossi descrive ben 11 patologie da PM.

Anno 1994:

Grazie al notevole miglioramento tecnologico degli introduttori-dilatatori, viene perfezionata la tecnica di introduzione venosa

Anno 1995:

Avviene la definitiva *consacrazione* del PM sequenziale; da questo momento, impiantare un PM significa impiantare un PM sequenziale.

Gli altri tipi di PM si utilizzano soltanto se esistono controindicazioni all'utilizzo del PM sequenziale.

Anno 1996:

Grazie all'introduzione degli elettrodi monouso (disposable) contenenti *gel*, ritorna in auge il pacemaker transcutaneo.

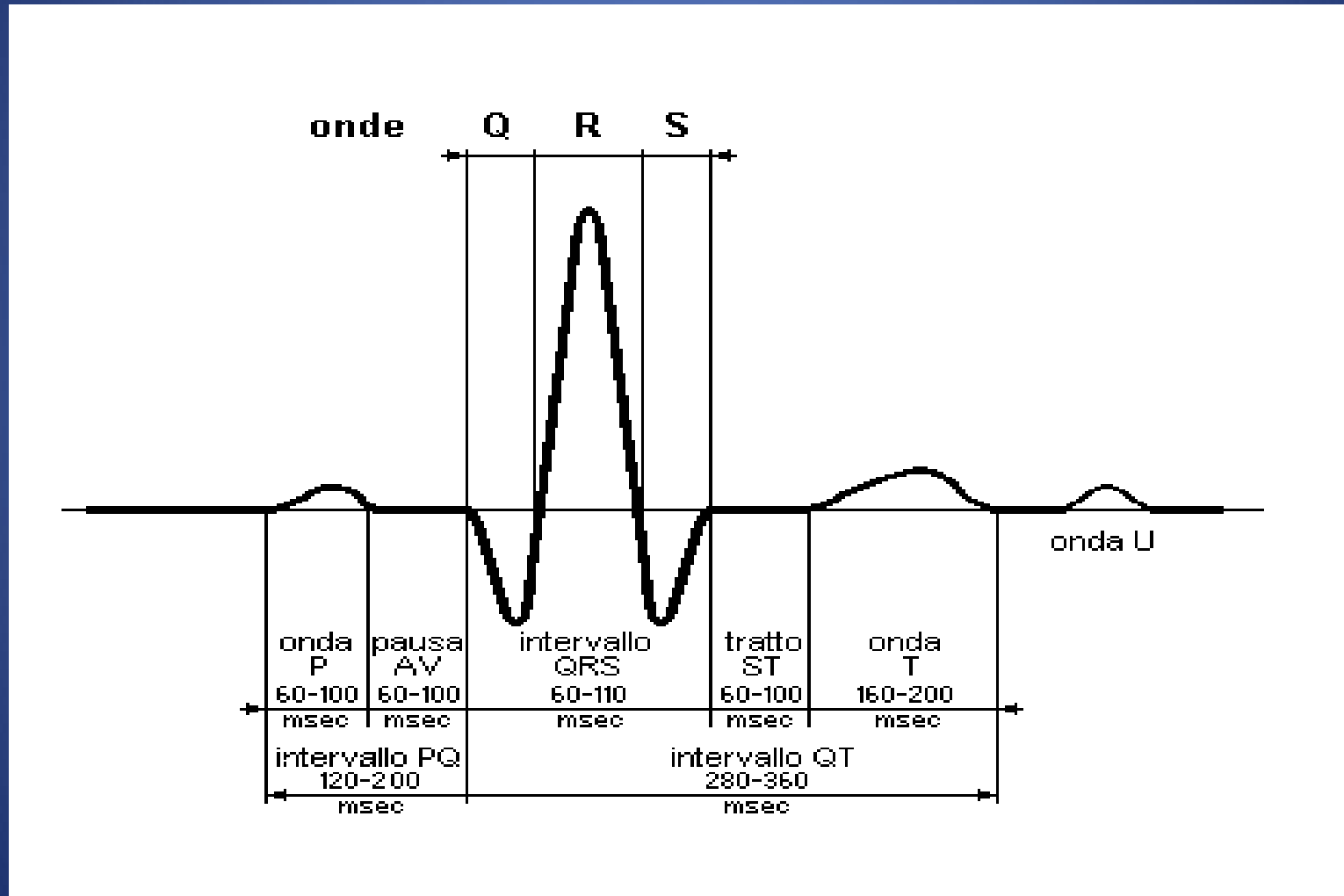
Anno 1997:

La stimolazione transcutanea sostituisce sempre più frequentemente la stimolazione endocardica, specialmente a protezione cardiaca intraoperatoria

Anno 2001.

Gli elettrodi transcutanei monouso vengono utilizzati di routine in sala operatoria per visualizzare l'ECG, per assicurare una stimolazione transcutanea provvisoria e infine per un'eventuale defibrillazione.

Tracciato elettrocardiografico.



Durata delle varie onde dell'ECG

ONDA	Durata minima (msec)	Durata massima (msec)
P	60	100
pausa AV	60	100
PQ	120	200
QRS	60	110
ST	60	60
T	160	200
QT	280	370