

Un nuovo Pacemaker "Demand",

Introduzione

Più del 25 % dei pazienti che necessitano di stimolazione cardiaca artificiale, per il trattamento degli attacchi di Stokes-Adams, si trovano in una situazione cardiaca ¹ caratterizzata da uno stato fondamentale di ritmo sinusale instabile, il quale decade in uno stato di ritmo nodale, con una scelta dei tempi attualmente non prevedibile ².

La necessità di stimolazione artificiale di questa categoria di malati è ben esplicata dal Pacemaker Demand ³, da un P. M. cioè che entra in funzione solo quando sia intervenuta la transizione dallo stato sinusale al nodale. I vantaggi di questa versione di P. M. consistono nel fatto che è lasciata aperta la possibilità che si sviluppi la fase di autoriparazione ^{2,4} dei tessuti conduttori danneggiati, fase che viene favorita dall'essere la stimolazione artificiale strettamente limitata alla permanenza dello stato di ritmo nodale.

Un P. M. ordinario, per contro, non è in grado di fare ciò in quanto, per sua natura, dovendo instaurare un proprio stato di ritmo cardiaco, deve necessariamente escludere ogni interferenza ³ del ritmo sinusale e lasciare completamente in disuso quelle che si possono dire le linee di trasmissione dei segnali fisiologici, utilizzando esso un sistema del tutto empirico ⁵ basato su forti correnti. Il P. M. Demand in definitiva, garantendo una stimolazione artificiale di sostegno nei momenti di crisi, rende possibile l'instaurazione, nella sicurezza, di terapie medicinali che forniscono un valido aiuto all'organismo per ristabilire il corretto funzionamento delle linee di trasmissione dei segnali seno atriali.

Il prototipo di P. M. Demand realizzato presso i Laboratori di Elettronica dell'Istituto Superiore di Sanità trova la sua motivazione nell'intento di approfondire la conoscenza di questi problemi tecnici, nonché di realizzare un apparato funzionante che utilizzi una nuova via nell'attuazione del controllo ³ sulla durata dell'intervallo intersistolico. L'originale sistema di controllo, realizzato mediante una barretta di ceramica piezoelettrica, posta sul mantello di una arteria, permette una notevole semplificazione dell'elettronica del Demand, aumentandone di conseguenza l'affidabilità potenziale, fattore, questo, di importanza fondamentale per un apparato cui è affidata la vita del paziente.

Principio di funzionamento

Il circuito dell'apparato è mostrato in Fig. 1.

La parte centrale del circuito è costituita dall'oscillatore autobloccato a transistor unigiunzione il cui periodo di oscillazione ($T = 680 \text{ ms}$) dipende dalla costante di tempo $R_5 C_1$. Il segnale in uscita dell'oscillatore, prelevato agli estremi della resistenza R_8 , viene amplificato dal transistor Q_5 . L'intensità della corrente del segnale d'uscita è regolabile nell'intervallo $0,5 \text{ mA} \div 10 \text{ mA}$ ¹ per mezzo del potenziometro P_1 .

(*) La Redazione non si ritiene responsabile delle opinioni espresse dagli Autori nelle Brevi Note

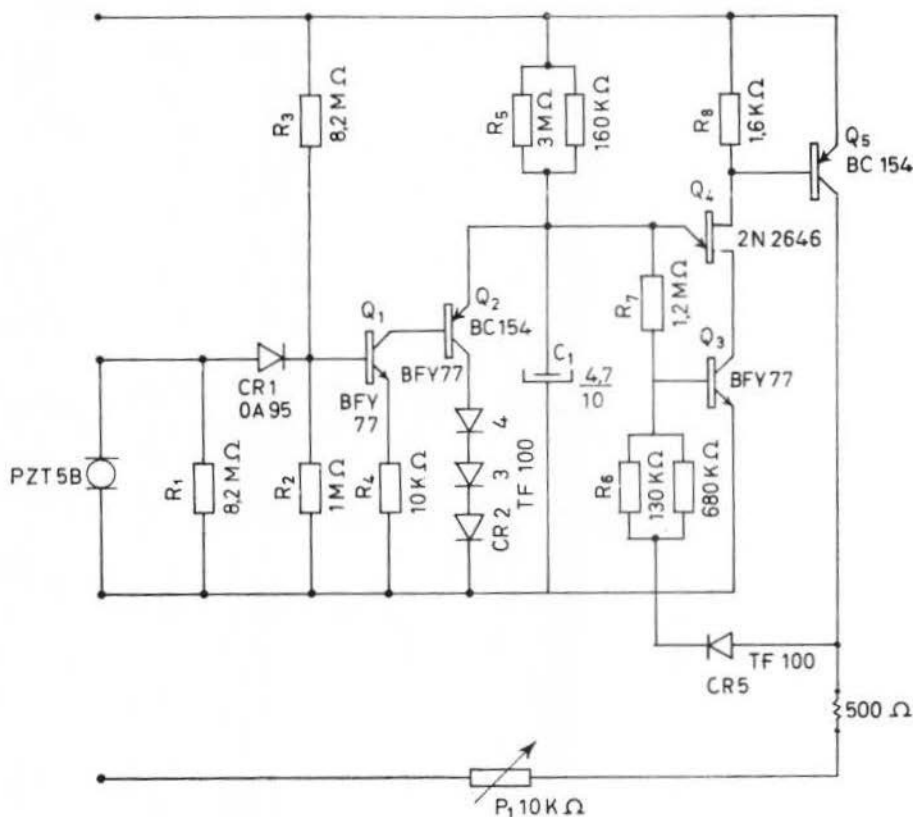


Fig. 1. — Schema del circuito dell'apparato.

Se la capacità C_1 viene scaricata prima che i suoi terminali pervengano alla tensione V_p di innesco, l'oscillatore resta interdetto.

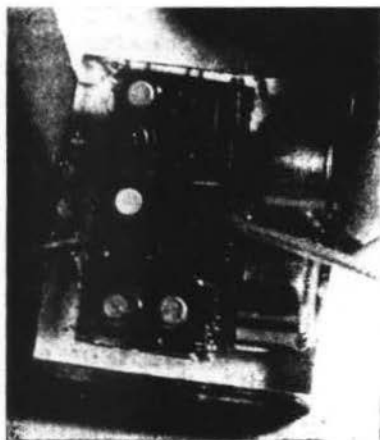
La scarica del condensatore è prodotta dai segnali generati dalla piezoceramica sotto la sollecitazione dell'onda sfigmica. Ne deriva così che l'oscillatore fornirà una stimolazione solamente se l'intervallo di tempo trascorso dall'ultima sistole supera un certo valore T_0 .

Caratteristiche

Il pacemaker consta di 2 elementi disgiunti, collegati elettricamente mediante un cavetto schermato, rivestito di teflon, del diametro esterno di 2 mm.

L'elemento di dimensioni maggiori (4 cm × 3,8 cm × 1,8 cm, vedi Fig. 2) contiene il circuito

Fig. 2. — Il «pacchetto» in resina morbida Si 184, contenente le batterie di alimentazione e il circuito.



elettrico, le 4 batterie al mercurio per l'alimentazione, la vite di regolazione della corrente in uscita protetta da un sistema a chiusura stagna. I suddetti elementi sono tenuti assieme, isolati e protetti da ogni contatto esterno, mediante impacchettamento con resina morbida al silicio 184.

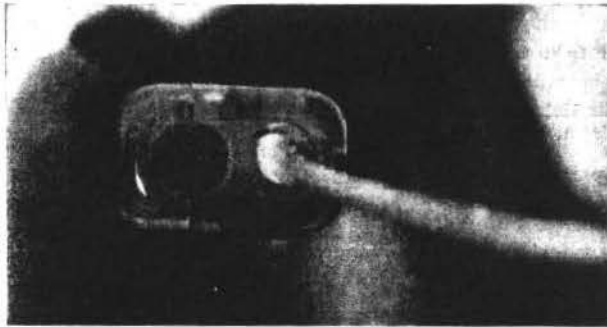


Fig. 3. — Il supporto per la piezoceramica PZT - 5B: sono visibili il canale da 4 mm destinato all'arteria ed il cavo schermato di collegamento col circuito.

Questa fornisce al sistema una struttura sostanzialmente morbida, il che, per un apparato da sistemare nell'interno dell'organismo, è una caratteristica positiva. Inoltre tale resina è irradiabile con raggi γ di media intensità, il che permette una efficace e relativamente semplice sterilizzazione.

Il secondo elemento, illustrato in Fig. 3, è in Perspex, ha dimensioni $2,5 \text{ cm} \times 1,5 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$, con spigoli arrotondati e costituisce il supporto che consente la trasmissione degli impulsi tra il mantello arterioso e la piezoceramica.

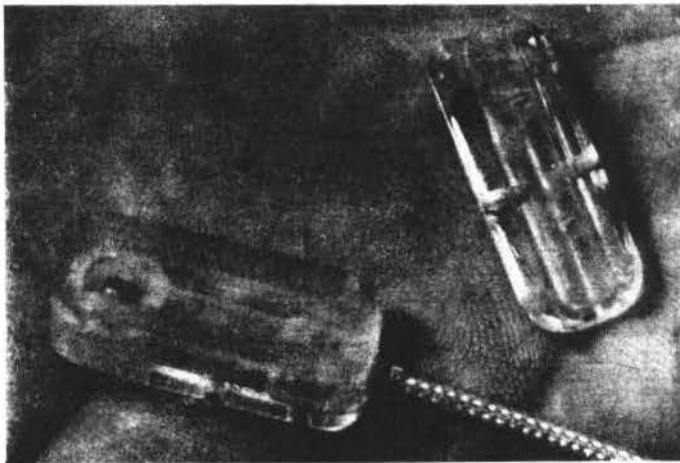


Fig. 4. — Il supporto per la piezoceramica PZT - 5B aperto: sono visibili la membrana di Teflon ed il coperchio.

Esso utilizza una barretta di ceramica piezoelettrica Brush-Clevite PZT 5B di $14,4 \text{ mm} \times 6 \text{ mm} \times 1,6 \text{ mm}$, sospesa a leva semplice.

Il supporto è costruito in modo che la cavità contenente la PZT sia stagna rispetto alle infiltrazioni di liquidi presenti intorno all'arteria.

La trasmissione dell'impulso dall'arteria alla estremità libera della piezoceramica avviene tramite una membrana di Teflon (Fig. 4).

La sede destinata all'arteria è costituita da un canale cilindrico del diametro di 4 mm. L'arteria è sistemata all'interno del canale mediante un'apertura che viene poi chiusa da un coperchio munito di incastri e bloccato con un giro di filo chirurgico. Sono a disposizione più tipi di coperchi, sagomati in modo da poter creare una opportuna restrizione alla sezione trasversale del canale in prossimità della membrana. Ciò, al fine di adattare il supporto a vasi di dimensioni inferiori ai 4 mm di diametro.

Le prestazioni dell'apparato sono le seguenti:

1) *Autonomia*: 1 anno nel caso peggiore di stimolazione ininterrotta. L'alimentazione è realizzata mediante 4 batterie al mercurio disposte in serie: (2 batterie H_g PX 13 e 2 batterie H_g PX 1).

2) *Tipo di segnale in uscita*: rettangolare monofasico di durata $\theta = 3$ ms.

3) *Intensità di corrente in uscita*: variabile da 0,5 mA a 10 mA su un carico di 500 Ω .

4) *Frequenza di discriminazione*: l'apparato inizia a funzionare quando la frequenza cardiaca scende sotto i 70 cicli/min.

5) *Frequenza di funzionamento in caso di guasto del sistema di controllo*: 88 cicli/min.

L'Autore desidera ringraziare i tecnici S. Bedini, A. Casagrande, M. De Angelis e G. Pucci per la loro intelligente collaborazione.

Ricevuto il 28 giugno 1971.

ALESSANDRO DONELLI (*)

Laboratori di Elettronica

- ¹ HOFFMAN, B. F. & P. F. CRANFIELD. *Electrophysiology of the heart, Excitability of the heart*, Grune and Stratton, Ed., New York and London, 1955.
- ² JOHANSSON, B. W. Complete heart block. *Acta Med. Scand. Suppl.*, **451** (1966).
- ³ PACE, D., G. R. STIRLING & P. EMERY. Electrical stimulation of the heart. *Ann. Surg.*, **158**, 100 (1963).
- ⁴ AVRIL, P. B. *Le champ électrique du cœur normal et pathologique*, Masson, Paris, 1956.
- ⁵ RAILLARD, H. Development of an implantable cardiac pacemaker. *Intern. solid-state circuits conf.*, Philadelphia, 1962.

(*) Ospite dei Laboratori di Elettronica.