

*Consiglio Nazionale delle Ricerche*



# ISTITUTO DI ELABORAZIONE DELLA INFORMAZIONE

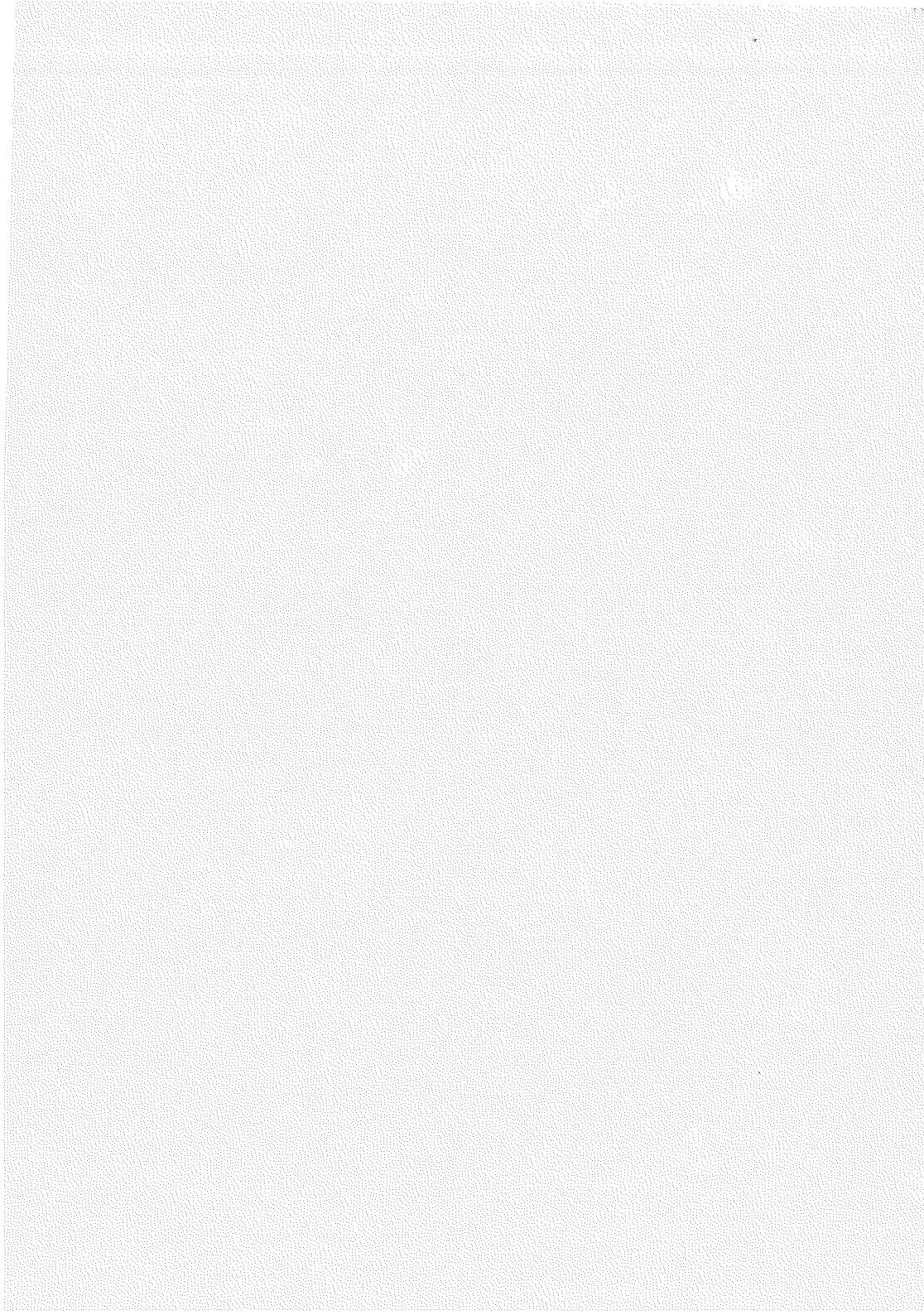
**PISA**

SISTEMA A MICROONDE PER IL MONITORAGGIO NON  
INVASIVO DEL PATTERN RESPIRATORIO

N. Ambrosino, M. Bramanti

L81-13

Estratto da: SIMFER '81 ( Il Ciocco, Pisa,  
1981 )



## SISTEMA A MICROONDE PER IL MONITORAGGIO NON INVASIVO DEL PATTERN RESPIRATORIO.

N. Ambrosino — M. Bramanti.

Scuola per Terapisti della Riabilitazione di Pisa. Istituto di Elaborazione dell'informazione del C.N.R. Pisa

Molte osservazioni cliniche e fisio-patologiche sottolineano l'importanza del controllo motorio e delle alterazioni del pattern respiratorio nella broncopneumopatia cronica ostruttiva (BPCO), tanto che Gilbert (1979) correla la prognosi di questi pazienti con la gravità dei disordini del pattern stesso. Molti metodi sono stati sviluppati per la determinazione del pattern respiratorio a partire dall'indice frenocinetico e dalla cirtografia toracica di Maccagno. In particolare sono stati messi a punto diversi metodi per la determinazione del pattern respiratorio senza connessione con il paziente, cioè non invasivamente. È doveroso ricordare il magnetometro di Konno e Mead (1967) che è forse il capostipite di questi sistemi, il pletismografo respiratorio a induttanza (RESPITRACE® , Cohn et al, 1977), fino ai modernissimi sistemi ottici computerizzati. Tutti questi sistemi valutano il pattern respiratorio rilevando le modificazioni dei movimenti toracici e addominali.

Vi sono molti vantaggi a misurare la ventilazione non invasivamente. Ciò evita il pattern artificiale della respirazione indotto dalle determinazioni invasive, permette studi controllati del pattern in condizioni come il sonno, le malattie acute, in rianimazione, durante lo sforzo.

Nella valutazione del pattern respiratorio attraverso la determinazione dei movimenti della superficie corporea bisogna tener conto che durante la respirazione non vi è solo l'espansione della cassa toracica, ma anche lo spostamento del contenuto addominale dovuto all'azione pistone del diaframma.

Il sistema respiratorio si comporta cioè con due gradi di libertà. Il contributo relativo dell'espansione della cassa toracica e dell'addome può variare nello stesso individuo specie con il cambiamento di posizione e ovviamente varia fra gli individui.

In questo lavoro descriviamo un sistema a microonde per la rilevazione dei movimenti del torace e dell'addome durante il ciclo respiratorio, per la valutazione non invasiva della ventilazione.

### Tecnica di misura proposta

Come noto, sono sempre piú diffuse le applicazioni delle microonde in campi «non convenzionali» cioè diversi dai settori tipici delle telecomunicazioni e delle tecniche radar.

Per quanto si riferisce alle applicazioni in campo biomedico, l'impiego piú diffuso e conosciuto è senza dubbio l'uso di microonde per elettromagnetoterapia. Negli ultimi anni peraltro sempre piú numerose sono state le proposte sia a livello teorico che sperimentale di tecniche di impiego di microonde per l'indagine non invasiva di biosistemi, in alternativa e a completamento di tecniche già largamente collaudate quali quelle impieganti campi di ultrasuoni o raggi X.

Si vogliono qui citare ad esempio le ricerche di monitoraggio non invasivo di grandezze tipiche del sistema cardiocircolatorio (Vas et al, 1976; Bedini et al, 1979), quelle del sistema polmonare (Pedersen et al, 1976; Pedersen et al, 1978) e le ultime interessanti proposte di tomografia assiale computerizzata con campi elettromagnetici ad altissima frequenza (Forgues et al, 1980).

Rientra in questa classe di applicazioni l'uso di microonde per misure non a contatto di movimenti associati a funzioni fisiologiche come la respirazione, il polso, la deformazione dei muscoli, tremori involontari e cosí via (Lin, 1975; Griffin et al, 1978).

Tali misure sono in generale basate su tecniche interferometriche riconducibili ad un sistema logico del tipo riportato in figura 1.

La sorgente di segnale a microonde alimenta tramite il circolatore l'antenna di illuminazione della superficie S-S di cui si vuole monitorare il movimento. In tali condizioni all'ingresso del rilevatore giunge il segnale riflesso ( $V_{r1}$ ) che si genera all'ingresso dell'antenna e quello dovuto alla riflessione della superficie S-S ( $V_{r2}$ ). Tali segnali si combinano sul rivelatore come indicato in figura 2 e il segnale di uscita  $V_u$  dal sistema è in definitiva proporzionale al quadrato del modulo del fasore OB; l'angolo  $\varphi$

è espresso dalla relazione 
$$\varphi = \frac{4\pi}{\lambda} \ell$$

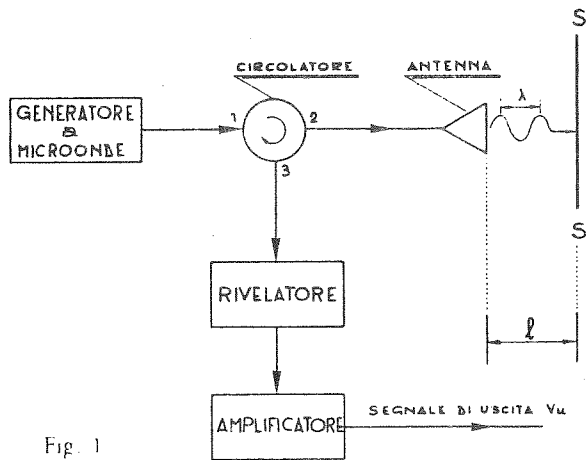


Fig. 1

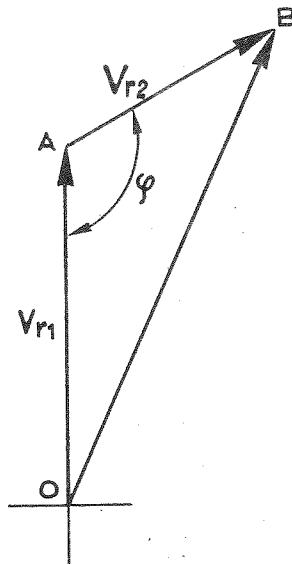


Fig. 2

con  $l$  distanza fra antenna e superficie e  $\lambda$  lunghezza d'onda di lavoro.  
 Il movimento della superficie S-S produce variazioni dell'angolo e quindi in definitiva di  $V_u \equiv |OB|^2$ .

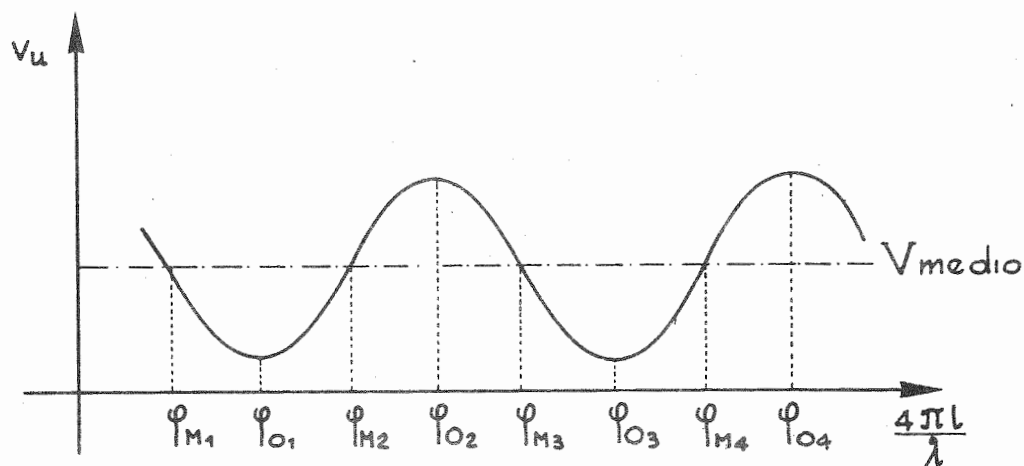


Fig. 3

L'andamento di  $V_u$  con  $l$  è qualitativamente riportato in figura 3; nei casi pratici l'oscillazione sovrapposta al valor medio è di tipo smorzato a causa dell'attenuazione subita dal segnale riflesso  $V_{r2}$  all'aumentare della distanza  $l$ .

L'esame della figura 3 suggerisce immediatamente la possibilità di usare la configurazione di figura 1 per rilevare movimenti della superficie S-S pur di regolare la distanza media fra antenna e superficie in modo tale che il corrispondente valore  $l/\lambda$  corrisponda ad una delle ascisse  $\varphi_{Mi}$ ; le ascisse  $\varphi_{oi}$  sono associate a distanze medie  $l$  che potremmo definire «cicche» per l'apparato in esame.

### Descrizione dell'apparato sperimentato

Nell'apparato realizzato, il monitoraggio non invasivo della ventilazione è ottenuto utilizzando due interferometri a microonde per il rilievo a distanza dei movimenti del torace e dell'addome durante il ciclo respiratorio. Lo schema logico generale dell'apparato è riportato in figura 4.

La sorgente di segnale è costituita da un oscillatore allo stato solido sintonizzabile a comando di tensione sulla banda 1-2 GHz e con potenza di uscita pari a 15 dBm.

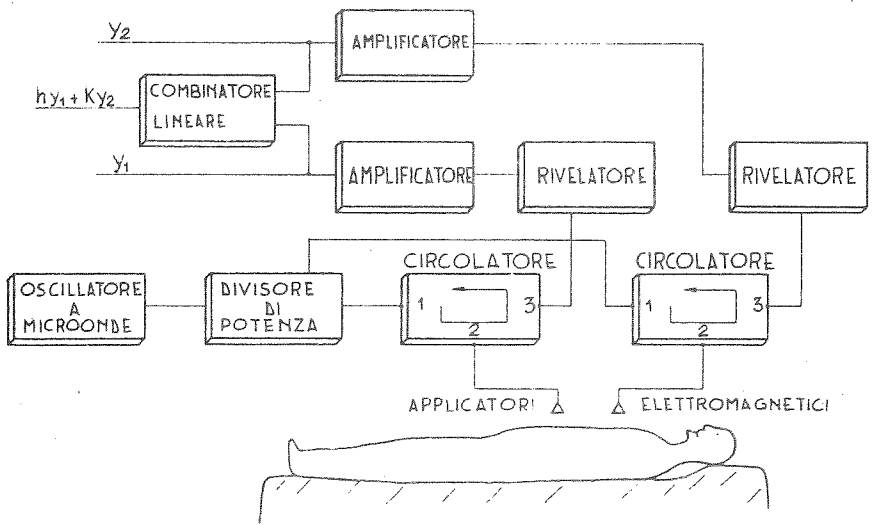


Fig. 4



Fig. 5

Tale generatore alimenta tramite un divisore di potenza due interferometri del tipo illustrato in figura 5. I due applicatori elettromagnetici focalizzano la radiazione emessa su una zona di circa  $2 \times 3$  cm e consentono pertanto un elevato potere risolutivo nei confronti delle caratteristiche cinetiche della zona di interesse. In figura 5 è riportata una gamma di possibili applicatori compatibili con l'apparato; il tipo normalmente utilizzato in questa prima sperimentazione è quello numero due.

Il valore della frequenza di lavoro è scelta in funzione delle caratteristiche dell'applicatore impiegato. La sensibilità dell'apparato dipende dal livello di potenza di segnale emesso. È opportuno sottolineare il fatto che si hanno sensibilità del tutto accettabili già con valori della densità di potenza della radiazione incidente inferiori a  $10\text{mW}/\text{cm}^2$  consentiti dalla American National Standards Institute (ANSI).

Le dimensioni e le caratteristiche elettromagnetiche dei due applicatori sono tali da consentire se necessario una espansione dell'apparato attualmente in fase di sperimentazione, potendo arrivare al monitoraggio contemporaneo dei movimenti del torace e dell'addome secondo diametri multipli.

## Calibrazione

Il rapporto fra il volume della cassa toracica, dell'addome e del volume corrente può essere espresso secondo l'equazione:

$$X (RC) + Y (AB) = \text{Volume}$$

ove X e Y rappresentano i fattori di calibrazione per i due segnali.

Un primo modo di calibrazione dell'apparecchiatura consiste nel far respirare il soggetto a volume corrente con registrazione simultanea su tre canali dei segnali e questo è ripetuto di nuovo in posizione supina.

Se vi è una modificazione sufficiente nel contributo relativo dei due compartimenti con un cambiamento di posizione, la risoluzione di 2 equazioni simultanee permette di ottenere i fattori di calibrazione X ed Y. Questo fattore di calibrazione è poi applicato indipendentemente dalla posizione del soggetto.

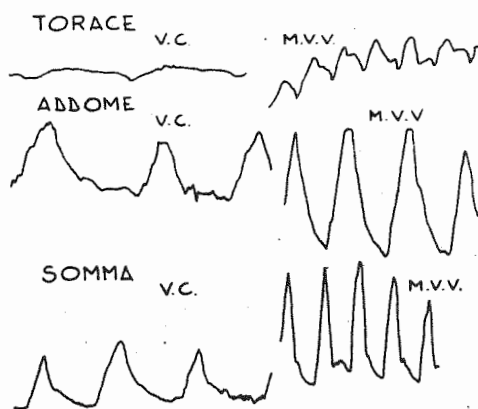
Un altro sistema di calibrazione è possibile. È possibile dissociare il movimento dell'addome e della cassa toracica e calibrare lo strumento senza cambiamento di posizione, usando manovre di isovolume. Con questa manovra la via aerea è chiusa alla glottide ed il soggetto esegue un rirmico ed alterno movimento di contrazione e rilasciamento della parete

addominale anteriore con cassa toracica rilasciata. La modificazione di volume in un compartimento sarà uguale e contraria alle modificazioni di volume nell'altro e quindi ci permetterà di ottenere il rapporto dei fattori di calibrazione.

Calibrando in questo modo l'apparecchio, la linea risultante dei cambiamenti di volume su un oscilloscopio (spostamento della cassa toracica sull'asse verticale, spostamento addominale su quello orizzontale) verrà ad avere un'inclinazione di  $45^\circ$  nella manovra di isovolume. Durante questa manovra ovviamente non vi sarà spostamento sul tracciato di registrazione della somma degli spostamenti dei due compartimenti.

Con questo sistema di calibrazione sono stati studiati pazienti con BPCO e soggetti normali. La correlazione fra volume spirometrico e volume misurato con il nostro sistema (somma degli spostamenti toracico ed addominale) è risultata altamente significativa ( $r > 0,90$ ).

L'angolo della linea isovolume è espressione del rapporto dei fattori di calibrazione per la cassa toracica e per l'addome. Se questi fattori non si modificano allora la linea isovolume dovrebbe mantenere la stessa pendenza indipendentemente dalla posizione assunta dal soggetto. Nei soggetti da noi esaminati il cambiamento dalla posizione in piedi (angolo =  $45^\circ$ ) determina un cambiamento dell'angolo di incidenza della linea isovolume ( $28^\circ$  ca in posizione semiseduta e  $39^\circ$  ca in posizione supina) se viene mantenuto il fattore di calibrazione della posizione in piedi.



CALIBRAZIONE ISQV.

Fig. 6

2 Volt

2 Sec.

Nella figura 6 si osserva un tracciato registrato in un paziente con BPCO dopo calibrazione isovolume. Si può notare che durante le manovre di massima ventilazione volontaria la linea dello zero (corrispondente a riposo espiratorio) tende ad elevarsi per il progressivo intrappolamento dell'aria che comunemente avviene durante questa manovra in questi pazienti.

## Discussione

Abbiamo presentato un sistema a microonde per la determinazione non invasiva del pattern respiratorio attraverso la valutazione dei movimenti della parete toracica e addominale.

L'osservazione del movimento del torace e dell'addome in pazienti con enfisema polmonare ha un notevole valore clinico (Gilbert, 1979) soprattutto nella valutazione della prognosi dei soggetti con BPCO. Un pattern respiratorio scoordinato sarebbe infatti indice di infausta prognosi con una notevole attendibilità almeno in pazienti acuti in centri di riabilitazione.

La disponibilità di un sistema di determinazione del pattern respiratorio ha una notevole importanza in campo riabilitativo per due ordini di motivi. Per un giustificato proposito di documentazione di apprendimento di condotte motorie corrette, attraverso il semplice confronto fra i patterns respiratori prima e dopo un programma terapeutico, prima di tutto. Inoltre il sistema di rilevazione consente l'utilizzazione come biofeedback delle immagini osciloscopiche per l'insegnamento di un pattern corretto.

L'uso di un sistema per la determinazione non invasiva consente il rilievo del pattern respiratorio durante il sonno, nei decubiti obbligati, nello sforzo.

Il magnetometro di Konno e Mead (1967) è il capostipite di questi sistemi. Nella sua utilizzazione pratica bisogna fare attenzione che i sensori contrapposti siano perfettamente paralleli, per evitare riduzioni del campo magnetico incidente e quindi alterazioni del segnale.

Il pletismografo respiratorio a induttanza consiste in due trasduttori avvolti a cintura intorno alla cassa toracica e all'addome. Le proprietà elettriche del sistema sono tali che la loro modificazione nel segnale di output è linearmente correlata alle modificazioni del volume che esso racchiude. È necessario mantenere le due cinture nella stessa posizione durante ogni determinazione.

I sistemi ottici computerizzati forniscono dati sensibili e precisi senza coinvolgimento alcuno della persona del paziente. Il loro costo è tuttavia elevatissimo e certamente sproporzionato al beneficio.

Il nostro sistema a microonde rileva le modificazioni dei diametri della cassa toracica e dell'addome. È fornito della possibilità di espansione modulare per il rilievo di più diametri dello stesso compartimento contemporaneamente. Ciò è molto importante poichè le modificazioni del diametro antero-posteriore del torace e dell'addome sono linearmente correlate con le modificazioni di volume solo per volumi di ventilazione bassi. Per respirazioni a volumi superiori alla Capacità Vitale o contro resistenza intervengono deformazioni delle pareti laterali del torace che non sono espresse dalle modificazioni del diametro antero-posteriore (Robertson et al. 1980).

Il metodo di calibrazione con manovre di isovolume consente una precisione notevole nella rilevazione non invasiva del volume corrente. Le esecuzioni della manovra isovolume non è delle più facili. Bisogna porre attenzione alla glottide che deve essere chiusa e la cassa toracica deve essere ben rilasciata; la manovra può comunque essere facilitata dal biofeedback attraverso la vista dell'oscilloscopio della linea isovolume.

L'angolo della linea isovolume è espressione del rapporto dei fattori di calibrazione dei segnali della cassa toracica e dell'addome. Se calibriamo in posizione eretta (angolo =  $45^\circ$ ) il passaggio alla posizione semiseduta e supina determina il cambiamento della inclinazione della linea isovolume ad angoli inferiori. Ciò è la risultante della maggiore partecipazione della componente addominale alla ventilazione nelle posizioni semisedute e supina come del resto è noto da tempo.

Per quanto riguarda l'impiego delle microonde esse forniscono un sistema sensibile e preciso che non coinvolge minimamente il paziente. Dal punto di vista della sicurezza la potenza di uscita di  $1 \text{ mW/cm}^2$  è di 10 volte inferiore ai limiti posti dalla ANSI. Inoltre il tempo di esposizione per il paziente è limitato a pochi minuti nel caso di impiego diagnostico, fino ad un massimo di trenta minuti al giorno per l'impiego a tipo biofeedback. Si tratta di potenze e di tempi di esposizione fortemente inferiori agli schemi di elettromagnetoterapia comunemente usati.

Una perplessità potrebbe sorgere a riguardo della posizione dell'interferometro toracico, sulla linea medio-sternale all'altezza dei capezzoli, in un'area sovrastante la regione cardiaca. Sono state in effetti riportate aritmie cardiache per esposizioni a microonde. Non sembra peraltro che possano essere riferite ad azione diretta sul cuore, ma piuttosto ad azione riflessa (Galvin e Mc Ree, 1981). Nei pazienti da noi esaminati non si è osservata comunque alcuna alterazione.

## BIBLIOGRAFIA

- BEDINI L., BRAMANTI M., DENOTH F. (1979): Progetto e realizzazione di una sonda induttiva per la rilevazione transcutanea del movimento dei grossi vasi. *Alta frequenza* 48, 88-98
- COHN M.A., WATSON H., WEISSHANT R., STOTT F., SACKNER M.A. (1978): A transducer for non invasive monitoring of respiration. In *ISAM 1977: Proceedings of the Second International Symposium on Ambulatory Monitoring*: Stott F., Raftery E.B., Sleight C., Goulding L. (eds). London, Academic Press pp 119-128
- FORGUES P.M., GOLBERG M., SMITH A., STUCHLY S.S. (1980): Medical computed tomography using microwaves. *IEEE. Frontiers of Engineering in health care*. pp 270-274.
- GALVIN M.J., and MC REE D.I. (1981): Influence of acute microwave radiation on cardiac function in normal and myocardial ischemic cats. *J Appl Phys* 50, 931-935.
- GILBERT R., ASHUNTOSH K., and AUCHINCLOSS J.H.JR. (1979): Clinical value of observations of chest and abdominal motion in patients with pulmonary emphysema. *Am Rev Respir Dis* 119 (Suppl 155).
- GRIFFIN D.W. (1978): MW interferometers for biological studies. *Microwave* 21, 69-72.
- KONNO K., MEAD J. (1967): Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. *J Appl Physiol* 22, 487-522.
- LIN J.C. (1975): Non invasive microwave measurement of respiration. *Proc IEEE* 63, 1530.
- PEDERSEN P.C., JOHNSON C.C., DURNEY C.N., BRAGG D.G. (1976): An investigation on the use of microwave radiation for pulmonary diagnosis and monitoring. *IEEE trans on Biomed Engng* 23, 410-412.
- PEDERSEN P.C., JOHNSON C.C., DURNEY C.N., BRAGG D.G. (1978): Microwave reflection and transmission measurement for pulmonary diagnosis and monitoring. *IEEE Trans. Biomed Engng* 25, 40-48.
- ROBERTSON C.H., BRADLEY M.E., HANER L.D. (1980): Comparison of two and four magnetometer methods of measuring ventilation. *J Appl Physiol* 49, 355-362
- VAS R., JOYNER C.R., PITTMAN D.E., GAY T. (1976): The displacement cardiograph. *IEEE Trans on Biomed Engng*. 23, 49-53.