

Un misuratore del respiro basato sull'uso di termistori

Fra i diversi strumenti destinati alla misura della frequenza e dell'ampiezza del respiro, è stato recentemente messo a punto un apparecchio nel quale un termistore, posto in prossimità delle narici, viene riscaldato dall'aria espirata dal soggetto dando origine a un segnale la cui frequenza è pari a quella del respiro e la cui ampiezza fornisce una indicazione relativa dell'ampiezza dell'atto respiratorio. Per la sua notevole semplicità nei confronti di altri metodi basati sulla misura dell'espansione toracica mediante elementi elastici contenenti opportuni sensori elettrici¹ o mediante pletismografi ad impedenza², questo sistema ha trovato applicazioni anche nella registrazione dell'attività respiratoria degli astronauti; esso tuttavia ha rivelato alcuni difetti tra i quali, in particolare, quello di essere sensibile all'aria emessa durante la fonazione³.

L'apparecchio descritto in questa nota è stato progettato per registrare l'attività respiratoria di pazienti chirurgici nell'immediata fase post-operatoria. Anche in questo caso, pur trovandosi i soggetti in uno stato di notevole sedazione, i problemi posti dalla registrazione dell'attività respiratoria non sono di agevole soluzione. Innanzi tutto il sistema di rivelazione non deve arrecare disturbo al paziente, allo scopo di permettere registrazioni prolungate nel tempo; in secondo luogo esso deve presentare una sensibilità sufficiente per permettere di rivelare anche un'attività respiratoria depressa, che spesso caratterizza questi pazienti; infine deve essere poco influenzato da segnali atipici di disturbo o deve comunque permettere di differenziarli da quelli legati all'attività respiratoria.

Il sensore del respirometro è costituito da una coppia di termistori posti alle due estremità di una spirulina riscaldata. I tre elementi sono sistemati all'interno di un tubo alla cui estremità è collegato un cono di opportune dimensioni; tale contenitore ha lo scopo di raccogliere e convogliare l'aria espirata dal paziente sugli elementi sensibili. In condizioni quiescenti entrambi i termistori sono scaldati alla stessa temperatura e di conseguenza hanno lo stesso valore di resistenza. Uno spostamento d'aria nel tubo porta al raffreddamento per convezione del termistore investito per primo dal flusso d'aria ed al riscaldamento del secondo termistore che si trova esposto all'aria riscaldata durante il passaggio attorno all'elemento caldo. I due termistori sono inseriti in un ponte di Wheatstone, in tal modo il decremento di resistenza dell'uno e l'aumento di resistenza dell'altro contribuiscono entrambi allo sbilanciamento del ponte con notevole guadagno di sensibilità.

Nelle misure normali il sensore viene posto a circa 20-30 cm dal volto del paziente; in queste condizioni l'aria espirata è in grado di determinare sul sensore uno spostamento d'aria sufficiente a determinare lo squilibrio termico dei termistori e il conseguente sbilanciamento del ponte. L'inspirazione invece non ha molta influenza data la scarsa direzionalità dello spostamento d'aria provocato dall'atto inspiratorio; questo fatto offre il vantaggio di permettere il ritorno alle condizioni termiche iniziali ad espirazione avvenuta. Tuttavia è sufficiente avvicinare il cono del sensore

a pochi centimetri dal viso del paziente per poter registrare i fenomeni espiratori insieme a quelli inspiratori.

Il segnale di squilibrio del ponte, abbondantemente amplificato, può essere direttamente registrato qualora si voglia avere un tracciato qualitativo dell'attività respiratoria, oppure può essere riportato a forma tipica, atta ad esempio a comandare un contatore. Nella soluzione qui presentata il segnale del ponte è stato trasformato in impulsi rettangolari, di durata proporzionale a quella del fenomeno in misura, e di altezza prefissata; disinserendo l'ultimo stadio, si ha ovviamente l'uscita di tipo analogico. Questa quantizzazione dell'uscita permette di distinguere con sufficiente precisione i segnali spuri da quelli significativi. A causa dell'effetto integratore del termistore nei riguardi delle variazioni di temperatura, il segnale di tensione tratto dal ponte di resistenze non ha una linea di base costante. Quest'effetto, se da un lato riveste interesse per quanto riguarda misure di tipo analogico, poiché dà una metrica della variazione del ritmo del respiro, si rivela dannoso per quanto concerne l'uso digitale dell'apparato. Si è rimediato a tale inconveniente interponendo uno stadio fissatore di livello (un circuito « Clamper » seguito da un « Emitter follower »). Si è così riusciti a tenere costante la linea di base in modo soddisfacente, il che ha permesso di poter usare in modo corretto un circuito differenziatore RC per avere all'uscita di tipo digitale impulsi sufficientemente stretti. In sostanza, dalle oscillazioni rappresentative del respiro (segnale analogico) si è ottenuta una sequenza di impulsi opportunamente limitati in ampiezza da un circuito « tagliatore di teste » e sufficientemente veloci e stretti da poter essere portati ad un contatore di impulsi o ad un frequenzimetro digitale.

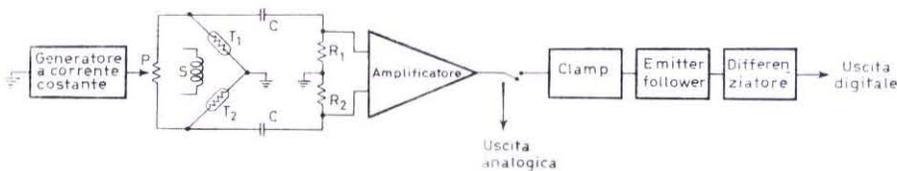


Fig. 1. — Schema a blocchi del respirometro a ponte.

Nella versione presentata è stata prevista inoltre la possibilità di inserire un tubo flessibile sull'elemento che contiene il sensore, allo scopo di poter eseguire anche misure nella maniera consueta, portando l'estremo libero del tubo, opportunamente

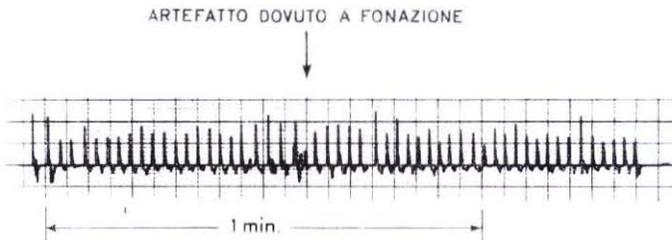


Fig. 2. — Tracciato digitale ottenuto con il respirometro.

sagomato, alla narice del paziente o di collegare direttamente il sensore (date le sue ridottissime dimensioni) all'estremità della sonda tracheale. In tal modo è aumentata la versatilità del sistema, e si è migliorata la precisione delle misure di tipo ana-

logico in quanto tutto il flusso d'aria che esce dalle narici o dalla trachea può essere portato sul sensore.

In sostanza dunque, l'apparecchio descritto può essere utilizzato sia come frequenzimetro del respiro, sia come misuratore del flusso d'aria espirato o inspirato quando si usi il tubo flessibile già descritto.

Nella Fig. 1 è mostrato lo schema a blocchi dell'apparato. Nella Fig. 2 è mostrata una registrazione dell'uscita di tipo analogico: in particolare è indicato l'effetto della fonazione sulla misura.

Si ringrazia vivamente il tecnico Arnaldo Casagrande per la fattiva ed utile collaborazione.

2 luglio 1968.

EDOARDO RISPOLI (*) e GIOVANNI ZAPPONI (*)
Laboratori di Elettronica

- ¹ CASTILLO, H. Transducer for physiological measurements during bioastronautical research and operations. *Med. Biol. Eng.*, **2**, 112 (1964).
- ² MARZOCCI, V. A. Proposal for an improved impedance pneumograph. *Med. Biol. Eng.*, **5**, 333 (1967).

(*) Borsista dei Laboratori di Elettronica.

Sistema per la elaborazione automatica dei dati di lettura dei radiocromatogrammi

In una serie di registratori degli impulsi provenienti dalla lettura automatica di un radiocromatogramma realizzata in questi laboratori¹ si sono utilizzate come elementi di uscita, macchine da scrivere elettriche azionate da solenoidi. Nella presente nota si descrive un apparecchio destinato ad integrare tali elementi di uscita in modo da poter raccogliere i dati non solo su una mappa ma anche su schede perforate. In questo modo le macchine da scrivere continuano ad essere utilizzate per la scansione come monitor mentre il compito lungo e faticoso di localizzazione e valutazione delle zone radioattive del cromatogramma può essere affidato, mediante le schede perforate, ad un elaboratore elettronico.

Ricordiamo brevemente il funzionamento generale dei registratori: ogni lettura è costituita di quattro cifre e il contatore rimane su ogni singola zona da misurare per un tempo che può essere di 40 s o di 200 s a seconda che il cromatogramma in quel punto presenti una zona di fondo o un'areola radioattiva. Le misure su schede perforate possono essere ottenute nella forma economicamente più vantaggiosa raccogliendo su una stessa perforatrice i dati inviati, in tempi successivi, da una serie di apparecchi. A questo scopo gli apparecchi di lettura sono stati raccolti in gruppi di sei unità che iniziano la lettura sfasati nel tempo. Dal momento che, per ogni apparecchio, l'intervallo tra due misure successive può essere o 40 s o 200 s, è sufficiente, se gli apparecchi sono sei, sfasare la partenza delle letture di 5 s.

Questa attività coordinata dei 6 apparecchi è stata ottenuta mediante un timer esterno che invia ad ognuno di essi gli intervalli 40 s con inizi sfasati di 5 s. Gli intervalli di 200 s vengono forniti dagli apparecchi stessi che nella precedente versione erano dotati di un timer interno con intervalli di 40 o 200 s; poichè i 200 s possono ottenersi da una ulteriore divisione in frequenza dei 40 s prodotti dal timer esterno, anche gli intervalli più lunghi risultano sfasati di 5 s. Con tale metodo i dati vengono perforati sequenzialmente su una medesima scheda, ed è quindi necessario che la perforatrice memorizzi sulla scheda il numero di identificazione dell'apparecchio dal quale proviene ogni misura; sulla scheda (p. e. IBM), nelle posizioni utili tra le colonne 8-80, vengono quindi perforate in successione 5 numeri (4 numeri della misura più il numero da 1 a 6 che identifica l'apparecchio di provenienza). Gli impulsi di comando di perforazione si succedono a intervalli di 0,5 s molto superiori a quelli richiesti da una perforatrice IBM 042. Il tempo di passaggio da una scheda alla successiva è minore di un secondo e quindi ampiamente inferiore al tempo che intercorre tra la fine della registrazione di una misura e l'arrivo della successiva.

Costruzione dell'apparato. — Il timer esterno è realizzato secondo lo schema di Fig. 1. La frequenza di rete viene divisa per 250 dal divisore D-1 in modo che alla sua uscita si ha un impulso ogni 5 s. Tale frequenza viene inviata al divisore per 8

in questo modo in ogni scheda vengono perforati i dati relativi a 14 misure e, a programma della perforatrice, la scheda viene considerata completa e sostituita con la successiva non appena perforata la colonna 78.

L'impulso di comando di perforazione del numero di identificazione dell'apparecchio viene prelevato dal generatore della sequenza degli impulsi di ogni singolo apparecchio e precisamente è costituito dal 5° impulso (analogo a quello di comando della lettura delle migliaia, centinaia, decine e unità) che serve per resettare i circuiti del canale di conteggio e il ritorno del carrello. Più precisamente il conduttore C-1 relativo all'apparecchio 1 viene collegato al gate di comando di perforazione del numero 1, il conduttore C-2, relativo all'apparecchio 2, viene inviato all'ingresso del gate di comando di perforazione del numero 2 e così via per gli apparecchi 3...6. In questo modo, subito dopo la scrittura della misura effettuata, viene perforato il numero di identificazione dell'apparecchio dal quale proviene la misura stessa.

Si tiene a ringraziare il tecnico S. Margarita per la sua intelligente collaborazione.

27 settembre 1968.

AURELIA DANIELE SARGENTINI
Laboratori di Elettronica

¹ FRANK, M., A. DANIELE SARGENTINI & A. BACCHELLI, *Ann. Ist. Super. Sanità*, **2**, 548 (1966).