

ATTI E RASSEGNA TECNICA

DELLA SOCIETÀ DEGLI INGEGNERI E DEGLI ARCHITETTI IN TORINO

RIVISTA FONDATA A TORINO NEL 1867

NUOVA SERIE . ANNO XXX . N. 3-4 . MARZO - APRILE 1976

SOMMARIO

ATTI DELLA SOCIETÀ

Ciclo di tavole rotonde di Ingegneria Biomedica pag. 29

Direttore: Roberto Gabetti.

Comitato d'onore: Gaudenzio Bono, Mario Brunetti, Mario Catella, Cesare Codegone, Federico Filippi, Rolando Rigamonti, Rinaldo Sartori, Paolo Verzone, Vittorio Zignoli.

Comitato di redazione: Giuseppe Boffa, Paolo Bondi, Guido Bonicelli, Aldo Brizio, Vincenzo Ferro, Oreste Gentile, Mario Oreglia, Ugo Rossetti.

Segretario di redazione: Dante Buelli.

Redazione, segreteria, amministrazione: Società degli Ingegneri e degli Architetti in Torino, via Giolitti, 1 - Torino.

Periodico inviato gratuitamente ai Soci della Società degli Ingegneri e degli Architetti in Torino.

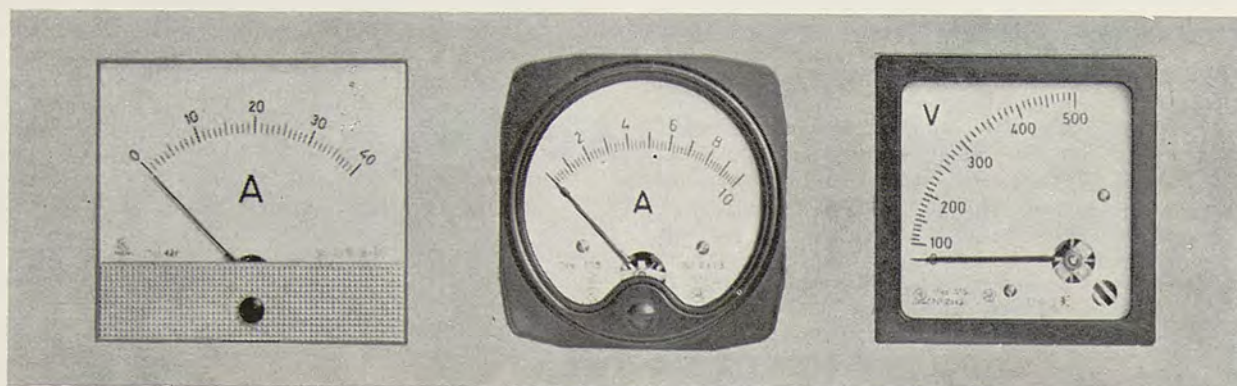
SPEDIZIONE IN ABBONAMENTO POSTALE — GRUPPO III/70

NELLO SCRIVERE AGLI INSERZIONISTI CITARE QUESTA RIVISTA

dott. ing.
RAINA & C.
 S.A.S.

RIVOLI (Torino) Corso Francia, 14 - Tel. 958.62.97

STRUMENTI PER MISURE ELETTRICHE



EDIFICI CIVILI
 INDUSTRIALI
 AGRICOLI
 CARPENTERIA METALLICA

ORTECO

C. M. D'Azeglio 78 - Tel. (011) 688792 - Torino
 Prov. To-Saluzzo - Tel. (011) 974232 - Faule (Cn)

COMPONENTI						
	STRUTTURE	SOLAI	PARETI	SOFFITTATURE	SERRAMENTI	FINITURE
EDIFICI						
SCOLASTICI						
SPORTIVI						
INDUSTRIALI						
COMMERCIALI						
AGRICOLI						

SCEGLIETE
 LA VOSTRA
 SOLUZIONE



Ciclo di tavole rotonde di Ingegneria Biomedica

La Società ha organizzato, in collaborazione con l'Accademia di Medicina e il Seminario di Ingegneria Biomedica del Politecnico di Torino, nel periodo dal 20 al 27 maggio 1975 un ciclo di tavole rotonde su vari argomenti di Ingegneria Biomedica, che si è tenuto presso il Politecnico di Torino e presso l'Unione Industriali.

Al buon esito della manifestazione hanno contribuito le sezioni torinesi dell'Associazione Elettrotecnica ed Elettronica Italiana, dell'Associazione Nazionale Italiana per l'Automazione, dell'Associazione Termotecnica Italiana e degli Ordini degli Ingegneri e dei Medici, con l'estensione dell'invito a tutti i propri associati.

L'iniziativa della Società è risultata utile in un momento in cui le attività separatamente svolte da ricercatori di università, ospedali e ditte specializzate cominciano a coagularsi ed intersecarsi in modo da far prevedere un rapido decollo dell'intero ambito disciplinare. La Società Ingegneri ed Architetti si è logicamente appoggiata, per questa sua iniziativa, alle organizzazioni che operano già nel settore, e cioè all'Accademia di Medicina da una parte, ed al Seminario di Ingegneria Biomedica dall'altra. Lo scopo delle tavole rotonde è stato quello di porre in evidenza le possibilità ed i limiti attuali delle applicazioni tecniche ai problemi medici e biomedici ed, inoltre, di far conoscere ai tecnici i problemi che medici e biologi devono risolvere, per quel tanto che può attenere alle loro competenze.

Le applicazioni tecnico-biomediche sono vastissime, si trattava comunque di individuare quali sono i problemi risolti soddisfacentemente, quali richiedono un ulteriore approfondimento, quali infine sono irrisolti o non sono stati affrontati. Un simile compito non poteva certo essere esaurito in pochi incontri, ma tali incontri hanno costituito l'occasione da un lato per far conoscere a tutti gli operatori nel campo medico-biologico i risultati già raggiunti, consolidati ed immediatamente applicabili, dall'altro per stimolare i ricercatori ad intervenire con particolare impegno nei più importanti settori applicativi in cui esistono tuttora problemi aperti.

La collaborazione medici-ingegneri non è più ormai una speranza di pochi, come era alcuni anni or sono, ma è una realtà che coinvolge sempre maggiormente la collettività e, quindi costituisce anche un fatto sociale di grande importanza.

PROGRAMMA

20 maggio 1975

Problemi fluidodinamici della circolazione - Stimolazione cardiaca - Studi elettrochimici di biologia e medicina.

Moderatore:

Prof. A. Romiti – Politecnico di Torino

Partecipanti:

Dr. M. P. Luboz – Società SORIN
Prof. M. Maja – Politecnico di Torino
Ing. R. Merletti – Società SORIN
Prof. F. Morino – Università di Torino
Prof. C. Pinotti – Università di Torino
Prof. V. Pozzolo – Politecnico di Torino
Ing. F. Vallana – Società SORIN
Prof. A. Vercellone – Università di Torino

21 maggio 1975

Problemi meccanici in ortopedia - Riabilitazione degli arti - Stimolazione elettrica funzionale - Applicazione di neurostimolatori a scopo terapeutico.

Moderatore:

Prof. P. M. Calderale – Politecnico di Torino

Partecipanti:

Prof. L. Bergamini – Università di Torino
Prof. A. Fasano – Università di Torino
Prof. P. Gallinaro – Università di Torino
Ing. M. M. Gola – Politecnico di Torino
Ing. R. Merletti – Società SORIN
Sig. S. Pagani – Società AMPLI MEDICAL
Prof. V. Pozzolo – Politecnico di Torino

22 maggio 1975

Problemi fluidodinamici della respirazione - Apparecchiature per la respirazione artificiale - Misura di particelle inspirate.

Moderatore:

Prof. A. Romiti – Politecnico di Torino

Partecipanti:

Prof. G. Belforte – Politecnico di Torino
Prof. V. Bellero – Ospedale Mauriziano
Prof. A. Berra – Università di Torino

Prof. C. Boffa – Politecnico di Torino
 Prof. A. Cellerino – Università di Torino
 Ing. G. Gastaldi – Società SOXIL
 Prof. B. Giardina – Università di Torino
 Prof. R. Pattono – Università di Torino
 Prof. C. Pinotti – Università di Torino

26 maggio 1975

Problemi termodinamici e termocinetici nei sistemi biologici - Apparecchiature per la criochirurgia e criobiologia - Applicazione degli ultrasuoni in medicina.

Moderatore:

Prof. V. Ferro – Politecnico di Torino

Partecipanti:

Prof. F. Badellino – Istituto di Oncologia, Torino
 Geom. D. Bracco – Società ASMOT
 Prof. A. Fasano – Università di Torino
 Ing. M. Filippi – Politecnico di Torino
 Ing. M. Marzio – Società RIVOIRA
 Prof. A. Pasquarelli – Politecnico di Torino
 Dott. F. Peyretti – Banca del Sangue di Torino
 Prof. A. Vannini – Ospedale Oftalmico di Torino

27 maggio 1975

Apparecchiature per la misura di parametri fisiologici - Acquisizione ed elaborazione dei dati per la diagnosi.

Moderatore:

Prof. A. Romiti – Politecnico di Torino

Partecipanti:

Prof. P. F. Angelino – Società Italiana di Informatica Medica
 Dott. C. Benzoni – Società HEWLETT PACKARD
 Prof. P. M. Calderale – Politecnico di Torino
 Ing. M. Ferrari – Società IBM
 Ing. Ferraris – Istituto Elettrotecnico Nazionale
 Ing. M. Filippi – Politecnico di Torino
 Prof. R. Pattono – Università di Torino
 Prof. C. Pinotti – Università di Torino
 Prof. V. Pozzolo – Politecnico di Torino
 Dott. F. Spadaccini – Società Italiana di informatica Medica

Si riportano, suddivisi per argomenti omogenei, i riassunti delle relazioni e dei principali interventi pervenuti in tempo utile alla segreteria organizzativa.

PROBLEMI FLUIDODINAMICI DELLA CIRCOLAZIONE E VALVOLE CARDIACHE PROTESICHE

Prof. C. PINOTTI

Lo studio delle leggi e dei principi della emodinamica nell'uomo e negli animali da esperimento presenta grandi difficoltà per il fatto che: 1) il moto del sangue non è continuo ma pulsatile; 2) il sangue non è un liquido Newtoniano e la sua viscosità varia lungo i vasi sanguigni in rapporto con diversi fattori; 3) il modulo di elasticità dei vasi sanguigni è diverso nei singoli vasi in relazione con le loro dimensioni e la loro struttura; 4) l'architettura dell'apparato vascolare è molto complessa.

Da Poiseuille (1846) sino ai nostri giorni sempre nuove e più raffinate formule (Womersley, 1959; Mac Donald, 1970) sono state proposte per illuminare i principi ai quali obbedisce il moto del sangue nei condotti ematici. Accanto ai modelli matematici della circolazione sono stati proposti modelli elettrici (Guyton, 1972) assai utili per illustrare il funzionamento del sistema circolatorio in svariate condizioni sperimentali.

Il contributo apportato dai fisici, dai matematici e dagli ingegneri nel progresso delle conoscenze, non è certamente inferiore a quello recato dai fisiologi. L'insostituibilità della collaborazione dell'ingegnere al fianco del fisiologo non risiede soltanto nella ideazione e costruzione di nuove apparecchiature di misura (manometri elettrici, flussimetri elettromagnetici ed ultrasonici, impiego degli isotopi radioattivi, computerizzazione dei dati sperimentali, ecc.), ma bensì nel rigoroso approccio

fisico e matematico ai problemi che tanto la macro- quanto la microcircolazione offrono con difficoltà crescenti agli sperimentatori.

Fra le principali acquisizioni tecniche dell'ultimo decennio nel campo della circolazione ematica io elencherei: la corretta misura del profilo della pressione pulsatile nei grossi e nei piccoli vasi; la corretta misura del flusso sanguigno istantaneo in grandi e piccoli vasi, nell'animale cronico e sveglio; la misura del flusso sanguigno nell'animale e nell'uomo in pressoché tutti i distretti sanguigni; la misura del flusso nutrizionale in diversi ed importanti territori; approfondimento delle conoscenze di microcircolazione.

Prof. A. ROMITI

Non è stato possibile, a tutt'oggi, studiare e costruire valvole cardiache artificiali che abbiano un comportamento fluidodinamico eguale o, per lo meno molto simile, a quello delle valvole naturali.

Tutte le protesi finora progettate e sperimentate provocano turbolenza ed emolisi del sangue.

Analizziamo in primo luogo il problema della turbolenza che si genera nel flusso che attraversa la valvola artificiale.

Il fluido, nella valvola naturale, ha un moto che è al limite della transizione dal regime laminare a quello turbolento: il flusso è ancora, all'incirca, laminare nel suo moto.

Date le caratteristiche delle sezioni di passaggio e di viscosità del sangue, se la velocità del fluido aumenta di poco, si ha decisamente il passaggio al regime turbolento.

Una strozzatura, anche lieve, è dunque sufficiente a far aumentare la velocità e a provocare il passaggio al regime turbolento.

Questo fenomeno è inevitabile; perciò, se non si riesce a realizzare l'apertura completa della valvola (come avviene in quella naturale), è ben difficile riuscire ad eliminare la turbolenza.

Esaminiamo quali sono gli svantaggi, dovuti alla turbolenza ed ad altri fenomeni fluidodinamici, che si riscontrano nei tipi di valvole attualmente in uso, anche nelle più perfezionate: vi è, innanzitutto, il pericolo della formazione di trombi, i quali sono dovuti sia al tipo di materiale usato (infatti la probabilità che si formino è minore in certi particolari materiali), sia al ristagno di fluido in certe zone, ad esempio nelle cavità; vi è rischio di stagnazione di sangue nell'intorno dei perni, nelle cerniere ed anche nelle zone di scia del flusso turbolento, cioè a valle degli ostacoli: infatti ivi le particelle sostano a lungo nello stesso punto e quindi si depositano facilmente; questo fenomeno era particolarmente evidente nelle prime valvole, a gabbia, per le quali si aveva formazione di trombi nella zona di scia, provocati dalla gabbia stessa.

Un altro inconveniente dal punto di vista del buon funzionamento della valvola, è che avviene un rallentamento delle particelle nel flusso che lambisce a lungo un certo ostacolo, ad esempio un disco od una sfera: si crea, vicino alla parete uno strato di fluido rallentato per attrito (strato limite), la cui velocità diminuisce ulteriormente man mano che le particelle fluide avanzano per seguire il contorno dell'ostacolo, in quanto si accentua l'effetto dell'attrito.

Questo rallentamento può portare alla formazione di trombi, specialmente se esso, ad un certo punto, provoca il distacco della vena fluida dall'ostacolo, cosa che certamente avviene sulla sfera: infatti il fluido, che entra centrale nella valvola, si dispone poi perifericamente intorno alla sfera e lambisce, lasciando dietro di sé una scia turbolenta.

Per quello che riguarda l'emolisi, i pericoli derivano dagli urti e, dal punto di vista fluidodinamico, dagli sforzi tangenziali nel fluido, cioè dall'eccessivo valore della differenza di velocità tra gli strati fluidi: in pratica se si lasciano interstizi di passaggio del sangue troppo sottili, facilmente si può provocare una leggera emolisi.

Un altro problema, nelle protesi valvolari, è quello costituito dall'inerzia del disco o della sfera. Ovviamente l'inerzia del disco è minore, tuttavia è necessario ridurla ulteriormente, disponendo il disco stesso in modo che il suo movimento sia limitato e che non vada ad urtare violentemente contro la parete; si evita così anche lo schiacciamento degli eritrociti.

I requisiti richiesti alle valvole artificiali non sono facili da ottenere contemporaneamente.

Il flusso centrale, ad esempio, si potrebbe realiz-

zare molto bene imitando la valvola naturale: si è visto però, subito dopo i primi tentativi, che una tale soluzione è impossibile, per questioni di limiti di fatica dei fogli costituenti i lembi, che vengono piegati ripetutamente.

Si sono anche sperimentate soluzioni costituite da dischi incernierati diametralmente: in questo caso però si ha la formazione di trombi nelle cerniere.

Le valvole a disco, attualmente usate, da questo punto di vista funzionano meglio, in quanto hanno cerniere speciali, senza perni.

Talvolta si lascia una chiusura imperfetta, per permettere il lavaggio continuo della superficie ed evitare così la formazione di trombi.

Ulteriori miglioramenti si potrebbero ottenere accoppiando a migliori forme fluidodinamiche del profilo con una opportuna cinematica.

Alla relazione ha altresì contribuito l'ing. F. QUAGLIOTTI del Politecnico di Torino.

Ing. F. VALLANA

La realizzazione di una protesi valvolare cardiaca comporta la risoluzione di due ordini di problemi:

1) sviluppo delle tecnologie di ottenimento di materiali biocompatibili per applicazioni in condizioni di forti correnti ematiche;

2) studio, progettazione e valutazione della morfologia di una valvola cardiaca che realizzi le condizioni richieste di comportamento fluidodinamico.

Per quanto riguarda il primo argomento, si tratta di sviluppare materiali che siano dotati delle caratteristiche seguenti:

— elevata compatibilità ematica, in particolare nei riguardi dell'emolisi e della formazione di coaguli;

— ottime caratteristiche di resistenza meccanica, in particolare resistenza a fatica, per sopportare le sollecitazioni impartite alla protesi durante tutto il suo funzionamento ($\sim 4.10^7$ cicli/anno);

— resistenza all'usura sulle superfici di contatto tra membri cinematici.

La ricerca sui materiali che fino a pochi anni or sono era rivolta ai campi delle leghe metalliche e delle resine sintetiche, si avvale ora della scoperta delle eccellenti proprietà biologiche del carbonio pirolitico (o pirocarbone) nota da tempo quale materiale di interesse nucleare.

Il termine pirocarbone designa una classe di materiali costituiti da carbonio elementare (eventualmente con aggiunta di limitate percentuali di silicio) a struttura atomica turbostratica dotati di caratteristiche fisiche (densità, permeabilità, anisotropia), meccaniche (resistenza a rottura, modulo di elasticità, durezza) e chimiche (reattività della superficie) variabili entro ampi intervalli in relazione alle caratteristiche strutturali.

La tecnologia comune di ottenimento è quella

di deposizione (su substrato opportuno, generalmente grafite) in letto fluido con miscele gassose costituita da idrocarburi di cui si sfrutta la piro-scissione ad elevata temperatura, da gas inerti ed eventualmente silani.

La struttura cristallina, e quindi le proprietà del materiale ottenuto, sono sensibili ai parametri tecnologici del processo di deposizione, sui quali si può agire per ottenere materiali dalle caratteristiche più diverse. Le proprietà superficiali, oltre ad essere dipendenti alla struttura, sono influenzabili da trattamenti fisico-chimici successivi all'ottenimento (per es. degasamento sotto vuoto).

I primi risultati delle ricerche condotte in merito indicano che alcuni tipi di pirocarbone (indicativamente con struttura isotropa e con temperatura di deposizione sotto 1500° C), con superficie lucidata e trattata termicamente sotto vuoto, posseggono un elevato grado di tromboresistenza, una ottima compatibilità con gli elementi cellulari del sangue, provocano una alterazione trascurabile delle proteine e dell'attività enzimatica del plasma e posseggono un'elevatissima inerzia chimica.

La biocompatibilità del pirocarbone con il sangue è attribuita al fatto che sulla sua superficie si forma uno strato di proteine adsorbite senza che avvengano modificazioni di struttura molecolare che diano luogo a inizio di trombogenesi.

È da notare che nel pirocarbone questa proprietà è inerente alle caratteristiche fisico-chimiche della superficie, e non è legata, come avviene per altri tipi di materiali emocompatibili sviluppati, all'assorbimento in forma più o meno labile di strati di molecole di anticoagulanti (eparina) sulla superficie stessa.

Al momento attuale, oltre all'applicazione del pirocarbone nei tipi più avanzati di valvole cardia-

che sono noti tentativi di applicazione nella realizzazione di protesi ossee, parti meccaniche per la circolazione cardiaca assistita, elettrodi per stimolazione e misure.

In tutti questi dispositivi il pirocarbone è utilizzato anche grazie alle sue caratteristiche meccaniche, quali il carico di rottura elevato, il modulo di elasticità confrontabile con quello del tessuto osseo, l'alta resistenza all'usura e la quasi totale assenza di fatica.

Per quanto concerne la protesi valvolare nel suo funzionamento fluidico, se da un lato si possono registrare i notevoli progressi compiuti con l'adozione di modelli cinematici diversi, a partire dalle valvole a sfera fino a quelle a disco oscillante che rappresentano la forma attualmente più affermata, non può veramente dirsi risolto il problema di realizzare una valvola che riproduca il livello di qualità del comportamento fluidico naturale, particolarmente per quanto riguarda la centralità del flusso e l'assenza di vortici o zone di moto turbolento. Il problema riveste una notevole importanza perché da questi fattori è influenzata, oltre che la trombogenesi, anche l'emolisi, che si origina in seguito alle sollecitazioni meccaniche cui sono sottoposti gli elementi cellulari del sangue in seguito all'urto delle parti mobili della valvola sulle sedi rispettive e al generarsi di turbolenze o di forti gradienti di pressione.

Al momento attuale sembra molto lontana una soluzione a questi problemi mediante l'impiego di membri cinematici flessibili, a causa delle notevoli difficoltà di durata e affidabilità connesse con i materiali attualmente disponibili, mentre è possibile ricercare una soluzione migliore delle attuali nell'ambito dell'impiego di membri cinematici rigidi rivestiti di pirocarbone.

STIMOLAZIONE CARDIACA

Prof. V. POZZOLO

Il principale problema che tutt'ora riguarda la progettazione e la tecnologia dei pacemakers impiantati è la durata dell'apparecchiatura, in quanto essa condiziona l'intervallo di tempo tra successive sostituzioni tramite intervento chirurgico. Essa è influenzata da due parametri diversi: il bilancio energetico e l'affidabilità dell'apparato.

Per quanto riguarda il primo parametro è da notare come esso sia condizionato dalla possibilità di inglobare nel contenitore del pacemaker sorgenti di energia ad elevata capacità con basso peso e volume e quindi elevata densità di energia. I tipi di sorgenti di energia attualmente usati sono batterie elettrochimiche al mercurio e al litio, che richiedono la sostituzione del pacemaker ogni tre-cinque anni circa. Alcuni prototipi impiegano batterie termoelettriche dove la sorgente di calore è una capsula di Pu 238, la cui durata prevista è di circa dieci anni. Altri prototipi impiegano batterie ricaricabili dall'ester-

no per via elettromagnetica con frequenza mensile mentre esistono ricerche in merito alla conversione di energia biologica in energia elettrica.

Il bilancio energetico è però in pari modo influenzato dall'assorbimento di potenza che viene richiesta come energia degli impulsi di stimolazione ($\approx 120 \mu W$) e per il funzionamento del circuito elettronico ($20 - 70 \mu W$). L'energia di stimolazione può essere minimizzata ottimizzando i parametri dell'impulso di stimolazione (durata tra 0,5 e 1,5 msec ed ampiezza di circa 6 V), e il consumo del circuito ricorrendo a particolari soluzioni circuitali e tecnologiche.

L'affidabilità dell'apparato è la probabilità di corretto funzionamento per un determinato periodo di tempo. Essa dipende dalla complessità del circuito elettronico e dalla tecnologia con la quale è realizzato. Per un pacemaker « demand » si ha attualmente una probabilità di guasti elettronici di circa 1% all'anno. È evidente come bilancio energetico ed affidabilità concorrano insieme a definire

la durata dell'apparecchiatura e come sia vano cercare di migliorare l'uno dei due se non si migliora contemporaneamente l'altro parametro.

Una importante caratteristica dei pacemakers è la insensibilità ai disturbi elettrici cui possono essere sottoposti, disturbi originati esternamente al corpo umano oppure internamente, come ad esempio, segnali mioelettrici. L'insensibilità ai disturbi può essere migliorata con tecniche di filtraggio e curando l'incapsulamento.

La funzionalità del pacemaker impiantato deve essere verificata periodicamente per scoprire eventuali mal-funzionamenti e per valutare lo stato di esaurimento delle sorgenti di energia al fine di decidere tempestivamente la sostituzione. Le tecniche di controllo si basano essenzialmente su esami all'elettrocardiografo e all'oscilloscopio (forma, ampiezza e frequenza dell'impulso di stimolazione). Particolari accorgimenti circuitali possono essere inseriti per facilitare questo controllo. Sono in fase di messa a punto tecniche di controllo per via telefonica che permettono di ridurre le visite ambulatoriali presso gli appositi centri.

Ing. R. MERLETTI

Vari tipi di pacemaker sono stati sviluppati per rispondere ad esigenze funzionali diverse. In ordine di crescente complessità essi sono:

— *Stimolatore asincrono ventricolare*: è la versione più semplice e genera impulsi a frequenza fissa (di solito 70 al minuto). È insensibile ad eventuale attività spontanea intermittente del cuore e il suo uso è limitato ai casi in cui il blocco atrioventricolare è permanente.

— *Stimolatore sincrono ventricolare*: alla captazione di attività elettrica spontanea (QRS) eroga stimoli inefficaci e, in assenza di questa, genera stimoli efficaci dopo 860 msec (70 impulsi/minuto) dall'ultimo impulso emesso. Un singolo elettrodo è utilizzato per la rivelazione dell'attività spontanea e per l'applicazione dello stimolo.

— *Stimolatore ventricolare inibito o a domanda*: dopo ogni stimolo prodotto o dopo ogni contrazione naturale (segnale elettrico QRS) il circuito attende 860 msec (70 impulsi/minuto) e, se nel frattempo non avviene un battito spontaneo, genera un impulso. Se al contrario nel frattempo si è avuta un'attività naturale, inizia da questo istante un nuovo periodo di attesa. Esso quindi emette impulsi solo se la frequenza propria del paziente è inferiore a 70 impulsi/minuto. Anche esso utilizza un solo elettrodo. Molte recenti versioni presentano un periodo refrattario a seguito di un QRS spontaneo o stimolato e una isteresi di frequenza.

— *Stimolatore ventricolare sincronizzato dall'onda P*: utilizza due elettrodi di cui uno atriale e uno ventricolare; il secondo stimola il ventricolo con un ritardo fisso rispetto all'onda P captata dal primo nell'atrio. Tale sistema permette di mantenere il sincronismo atrio-ventricolare.

— *Stimolatore bifocale*: può stimolare il solo atrio oppure sequenzialmente atrio-ventricolo a frequenza fissa oppure con funzionamento « demand ».

— *Stimolatori programmabili*: permettono di variare dall'esterno i parametri funzionali della stimolazione (energia dell'impulso, frequenza) con comando magnetico od elettromagnetico permettendo un miglior sfruttamento dello stimolatore così adattato allo specifico paziente.

— *Stimolatori autoregolanti*: automaticamente adattano i parametri della stimolazione alle necessità del paziente.

In queste due ultime classi di stimolatori vi è tuttora spazio per interessanti prospettive di ricerca.

Gli elementi costituenti il sistema di stimolazione sono:

— *Sorgenti di energia*: i tipi di sorgente di energia attualmente usati sono batterie elettrochimiche al mercurio e al litio. Le prime richiedono la sostituzione chirurgica del PM ogni tre anni circa, le seconde ogni cinque anni circa.

Alcuni prototipi di PM impiegano batterie termoelettriche dove la sorgente di calore è una capsula di Pu 238 e dove l'energia termica è trasformata in energia elettrica per mezzo di un sistema di coppie termoelettriche. La durata prevista del PM è di circa 10 anni. Altri prototipi di PM impiegano batterie ricaricabili dall'esterno per via elettromagnetica con frequenza settimanale o mensile e la cui durata è ancora incerta. Esistono ricerche in merito alla conversione di energia biologica (meccanica o chimica) in energia elettrica.

La potenza necessaria all'alimentazione di un PM va da 80 a 150 μ W a seconda del tipo.

— *Circuito elettronico*: deve assicurare il corretto funzionamento del PM con la massima affidabilità e miniaturizzazione e con il minimo consumo di energia. Il problema dell'affidabilità diventa essenziale con l'aumentare della durata della sorgente di energia e della complessità del PM. La probabilità di guasto di un PM « demand » si aggira attualmente intorno all'1% all'anno.

— *Elettrodo*: l'elettrodo endocardico (che raggiunge il ventricolo destro attraverso una vena) è quello più largamente usato. Esso è costituito da un conduttore a spirale isolato da una guaina e da una punta stimolante. Il conduttore (lega Elgiloy) e la guaina (gomma al silicone) sono sottoposti a circa 40 milioni di flessioni all'anno e devono presentare elevata resistenza a fatica.

La punta, in platino o Elgiloy, deve presentare la massima efficienza di stimolazione (bassa soglia), elevata biocompatibilità e resistenza alla corrosione.

— *Incapsulamento*: è in genere realizzato in resine epossidiche di elevata qualità e biocompatibilità che evitano qualsiasi infiltrazione di liquido. Per i PM di durata prevista superiore ai tre anni si utilizza un contenitore ermetico realizzato in titanio o acciaio inossidabile.

Prof. M. MAJA

Le numerose ricerche effettuate nel corso dell'ultimo decennio sul comportamento delle membrane testimoniano l'interesse dimostrato da molti studiosi per i meccanismi di trasporto delle specie chimiche attraverso le membrane stesse. Tali studi che sono alla base di ogni ulteriore sviluppo tecnologico non casuale delle tecniche di dialisi, non hanno ancora condotto a formulare teorie definitive che possano servire a costruire le membrane aventi le caratteristiche richieste dai clinici. Un rimarchevole sviluppo è stato ottenuto soltanto in campo elettrochimico con membrane altamente selettive adatte alla costruzione di elettrodi per le misure di attività degli ioni nelle soluzioni.

Le teorie che sono state elaborate per interpretare i risultati sperimentali sono essenzialmente tre:

1°) La prima è basata sulla termodinamica classica; nota come teoria di Nernst-Planck ha condotto Goldmann e Hodgkin a sviluppare equazioni che descrivono il flusso di materia in condizioni stazionarie, ed Eisemann a porre le basi della teoria degli elettrodi a vetro e degli elettrodi per ioni specifici (Na^+ , K^+ , Ca^+ , ecc.).

2°) La seconda, basata sulla termodinamica dei fenomeni irreversibili è particolarmente utile per correlare gli effetti incrociati prodotti dalle varie forze agenti sulle specie fluenti; è stata utilizzata da Klem e Katchalsky per studiare l'iperfiltrazione.

3°) La terza infine, la più recente, è stata elaborata da Eyring e fornisce una interpretazione molecolare del passaggio delle specie chimiche attraverso la membrana; è stata utilizzata, ad esempio, da Danielli e Zwolinsky per uno studio sul celofane.

Per quanto concerne le membrane da utilizzare nella dialisi, da un lato si deve osservare che le condizioni di lavoro di un rene artificiale non sono esattamente quelle di un semplice dializzatore poiché per ottenere l'osmosi inversa dell'acqua si mantiene una leggera differenza di pressione ai lati della membrana di dialisi, da un altro non si debbono dimenticare i problemi relativi all'interazione delle proteine fluenti con la membrana stessa. Tali problemi possono essere fatti rientrare in quelli più generali della biocompatibilità dei materiali da usare nei sistemi biologici.

Per quanto concerne gli elettrodi per ioni specifici, appare evidente una loro naturale applicazione in clinica medica; benché in questo campo siano già state effettuate importanti ricerche mediche, tra cui ricordo gli studi di Moore sulle ipercalcemie e di Friedmann sulla attività del sodio e del potassio nei fluidi extracellulari in vivo, è ancora carente una sistematica sperimentazione clinica che permetta un sicuro impiego di tali dispositivi.

Prof. A. VERCELLONE

La duplicazione artificiale di modelli biologici ha trovato nel rene artificiale la realizzazione attualmente più completa e diffusa.

La possibilità di sostituire la funzione renale, quando deficitaria, pur non estranea concettualmente al pensiero medico già precedentemente, si è tradotta in applicazione concreta solo quando la bio-ingegneria ha reso disponibili membrane dializzanti, in grado di allontanare dal sangue, senza gravi inconvenienti per il paziente, le molecole tossiche.

Da Abel a Kolff e Kiil il cammino tecnologico percorso è stato notevole e dagli sforzi congiunti di numerosi équipes operanti in settori diversi della bio-ingegneria in stretta collaborazione con équipes mediche, si è progressivamente delineato il modello dialitico attuale.

I brillanti risultati conseguiti hanno ben presto creato i presupposti per un duplice ordine di problemi:

- 1) diffusione della metodica;
- 2) perfettibilità del modello.

Il perfezionamento tecnologico del monitoraggio e del dializzatore e la conseguente maggior sicurezza del trattamento hanno permesso in questi ultimi anni la partecipazione del paziente all'atto dialitico con vantaggi non solo psicologici e socio-lavorativi, ma anche gestionali per il risparmio di personale infermieristico che comportano trattamenti differenziati non ospedalieri quali la dialisi domiciliare, la dialisi a self-service e ad assistenza limitata.

Il diffondersi della dialisi è andato d'altra parte delineando, proprio in conseguenza dei buoni risultati di sopravvivenza ottenuti, una nuova serie di problemi inerenti alla inadeguatezza del modello artificiale che hanno le loro manifestazioni in una patologia del sopravvissuto solo da poco tempo chiaramente familiare al nefrologo.

Il rene artificiale infatti non corregge il deficit endocrino dell'insufficienza renale: anemia grave, anomalie scheletriche, squilibri pressori sono i corollari patologici di questa carenza per la quale sarà soprattutto la bio-chimica a fornirci, speriamo presto, soluzioni sostitutive.

Anche la funzione escretoria benché approssimativamente duplicabile dai mezzi tecnologici in nostro possesso non è tuttavia attualmente vicariabile in modo completo dal modello artificiale.

La carenza di sistemi di contro-regolazione e la discontinuità delle applicazioni conferiscono al rene artificiale, nell'attuale modalità d'uso una rigidità di funzione molto lontana dall'attività del rene normale continua e sempre calibrata da meccanismi a feed-back alle necessità fisiologiche dell'omeostasi.

Questo gap funzionale fra originale biologico e copia artificiale è in parte dovuto alla mancanza

di selettività della depurazione emodialitica tradizionale e all'impossibilità di rendere più frequenti le dialisi per motivi socio-lavorativi, organizzativi e di accesso vascolare.

Nuovi programmi di ricerca in parte già concretizzati indicano nell'uso di sostanze adsorbenti una promettente soluzione alternativa o complementare al modello tradizionale di dialisi via membrana ma ancora una volta la scarsa selettività e bio-compatibilità degli adsorbenti disponibili, costituiscono i punti deboli del nuovo sistema.

Un rene artificiale estremamente miniaturizzato biologicamente on-line operante in continuo è ancora lontano dal realizzarsi ma anche in questo senso i progressi sono stati molti come evidenziato dal nuovo rene di Kolff ancora in fase sperimentale, ma sufficientemente piccolo e compatto da essere impiegato in modo portatile.

Alla relazione ha altresì contribuito il prof. G. SECOLONI, dell'Università di Torino.

Dott. M.P. LUBOZ

I precedenti relatori hanno già parlato molto di biocompatibilità, mi sembra tuttavia importante sottolineare tale caratteristica che, in riferimento ai materiali per emodialisi, investe non solo le membrane ma tutti i materiali necessari per la realizzazione del circuito extracorporeo e condiziona le caratteristiche tecniche di funzionamento delle apparecchiature che ne regolano i parametri.

È evidente che la prima caratteristica cui i materiali per emodialisi devono rispondere è la atossicità. La scelta verrà dunque diretta a quei prodotti che possibilmente non contengano plastificanti e stabilizzanti che possano essere rilasciati durante il trattamento.

Vorrei inoltre accennare brevemente alle direzioni che vengono seguite, nelle ricerche attualmente in corso, allo scopo di migliorare l'interfaccia, materiale-sangue sulla base di alcune ipotesi relative alla meccanica biochimica della coagulazione del sangue.

Suddividiamo sistematicamente i materiali in alcuni gruppi:

— Un primo gruppo di materiali è caratterizzato dall'interfaccia superficie solida - sangue (appartengono a questo gruppo sostanze polimeriche quali elastomeri siliconici, poliuretani, politetra-fluoroetilene, ecc. e sostanze non poliriche quali carboni e ceramici, che presentano buone proprietà di atossicità e inerzia verso i fluidi organici e caratteristiche fisico chimiche e meccaniche, flessibilità, isolamento, assai interessanti).

Una via seguita per aumentare la atrombogenicità consiste nel dotare la superficie di radicali anionici (es. solfonazione del politetrafluoroetilene) allo scopo di simulare la relativa negatività dell'endotelio vasale.

— Un secondo gruppo di materiali allo studio è organizzato secondo lo schema superficie solida - additivo - sangue.

L'emocompatibilità è ottenuta in questo caso attraverso la presenza di additivi legati direttamente o mediante braccio.

Vengono legati alla matrice:

- anti-coagulanti (es. grafite-benzalconio-eparina);
- inibitori della aggregazione piastrinica (prostaglandina E, caffeina, adenosina);
- agenti fibrinolitici (brinase, enzimi, ecc.);
- proteine;
- altre sostanze (tensioattivi, sali metallici).
- Un terzo gruppo è caratterizzato dall'interfaccia idrogelo - sangue.

Gli idrogeli si ottengono per reticolazione di polimeri o monomeri solubili in acqua e la loro compatibilità è legata all'elevato contenuto di acqua che li caratterizza.

Poiché hanno modeste caratteristiche fisico-mechaniche si usano rinforzati con fibre di carbone o come sottili strati sulla superficie polimerica. La emocompatibilità dell'idrogelo è ottima, è però in studio l'effetto di degradazione enzimatica, il loro comportamento nei confronti delle sostanze proteiche a lungo termine e la loro stabilità.

Sistemi più complessi del tipo superficie polimerica - polimero idrofilo -, sostanza chimica ponte/ sostanza antitrombogenica, sono allo studio e sembrano dare risultati interessanti.

È fondamentale in questi casi la stabilità del legame nelle condizioni di impiego.

— Un quarto e ultimo gruppo di materiali che sembra rivestire un particolare interesse è costituito dai tessuti biolizzanti.

Si ottengono da tessuti animali (pericardio, arterie mesenteriche, ecc.) trattati chimicamente e rinforzati con gomma naturale purificata ed addizionata di albumina.

I risultati ottenuti sono assai incoraggianti. Nel settore emodialisi possono venire utilizzati come protesi vasali perforabili nei casi in cui sia difficile realizzare fistole o shunts.

La dott.ssa LUBOZ ha poi trattato anche un altro argomento di indubbio interesse: la emoperfusione.

La detossicazione mediante emoperfusione, proprio per la semplicità di realizzazione, ha sempre suscitato molto interesse.

Purtroppo, pur essendo numerose le sostanze che hanno capacità adsorbenti nei confronti dei tossici organici o degli ioni inorganici in eccesso in determinate situazioni patologiche (carboni attivi, ossido di alluminio, ossidi metallici, resine a scambio ionico, ecc.), non esiste un adsorbente selettivo specifico per ogni caso.

L'emoperfusione, inoltre, presenta alcuni inconvenienti:

- ridotta emocompatibilità degli adsorbenti (piastrinopenia, adsorbimento globuli bianchi, emolisi);
- rilascio impurezze: ioni metallici o altri;

— rilascio particelle;
che devono essere eliminati.

Dopo aver esaminato una numerosa serie di possibili adsorbenti, un gruppo di ricerca della SORIN ha studiato la possibilità di realizzare una cartuccia per emoperfusione utilizzando carbone attivo, che pur non agendo nei confronti dell'urea è capace di adsorbire una vasta gamma di tossine organiche.

Gli studi erano volti a mettere a punto:

— una tecnica di lavaggio atta ad escludere il rilascio di ioni nocivi;

— un rivestimento capace di dare una certa selettività in base al peso molecolare, migliorare la emocompatibilità del materiale ed eliminare il rilascio di particelle;

— ottimizzare le dimensioni della cartuccia e le modalità di riempimento per ottenere un prodotto sterile, atossico e apirogeno.

La cartucce sono state realizzate con carbone attivo granulare rivestito con triacetato di cellulosa e deacetilato.

Per quanto riguarda gli amminoacidi, l'acido glutammico, la glicina e la d-l serina non vengono adsorbiti.

Il rivestimento (circa 10%) ci ha permesso di ottenere, come è stato confermato dalle prove in vitro una netta riduzione della piastrinopenia.

Dalle prove su animale si è visto che il danneggiamento piastrinico non supera quello relativo ad una circolazione extracorporea.

Il quadro siero proteico non subisce alterazioni apprezzabili. Non si ha in alcun caso emolisi.

Noi riteniamo che tale materiale possa essere disponibile al termine delle prove su animale attualmente in corso, per una sperimentazione clinica volta a saggiarne l'utilizzazione:

— negli avvelenamenti da barbiturici o nelle detossicazioni da abuso di farmaci;

— congiuntamente alla dialisi nei casi di uremia non sufficientemente corretta dal trattamento dialitico;

— in appoggio al trattamento del coma epatico acuto secondo quanto proposto da Williams.

PROBLEMI MECCANICI IN ORTOPEDIA

Prof. P. GALLINARO

Biomeccanica, ortopedia e traumatologia sono certamente discipline strettamente collegate; i cultori di dette discipline tuttavia, raramente lo sono altrettanto. Ciò in ragione del diverso background culturale e del diverso ambiente di lavoro essendo l'uno un ingegnere, gli altri dei medici. Il risultato di questa esiguità di collegamenti è l'empirismo che tuttora domina nel campo della costruzione di impianti in genere, siano essi articolazioni protesiche o semplici mezzi di sintesi. Conseguenza di questo stato di cose è la rottura in esercizio dei suddetti impianti o altro tipo di inconvenienti che potrebbero essere evitati da una valida ricerca di base interdisciplinare. Al fine di stimolare tale tipo di collaborazione è necessario conoscere i problemi che si incontrano nel campo delle artroprotesi: requisiti richiesti all'impianto, rischi e complicanze chirurgiche, livello di affidabilità e limiti alle indicazioni cliniche.

Prof. P.M. CALDERALE

Le artroprotesi sono studiate dal punto di vista ingegneristico secondo i due aspetti fondamentali della cinematica e della resistenza. Nel caso delle artroprotesi portanti, l'aspetto della resistenza è praticamente l'unico a interessare le protesi d'anca, mentre nelle protesi di ginocchio i due aspetti rivestono uguale importanza. Per quanto riguarda i problemi di resistenza occorre tener conto della resistenza della protesi, dell'interfaccia osso-protesi, e dell'osso che, dopo l'impianto della protesi, la-

vora in condizioni differenti da quelle originali. Le caratteristiche dell'osso, concepito come materiale d'ingegneria, sono oggi ben conosciute, anche se non completamente.

Per quanto riguarda la protesi d'anca, interessano le modalità di collegamento fra femore e stelo della protesi. Ci sono varie ipotesi in merito, nessuna delle quali è oggi confermata con sicurezza; è inoltre controverso se l'uso del cemento acrilico non sia dannoso a lungo termine.

A secondo che si usi o non si usi il cemento acrilico, le modalità di sollecitazione sono sostanzialmente diverse, e richiedono sia differenti tipi di protesi, sia diverse cautele in fase di impianto.

Per quanto riguarda la protesi di ginocchio, essa deve realizzare un compromesso fra le varie esigenze, che essenzialmente sono: ampio angolo di flessione, possibilità di rotazione della tibia, stabilità. Le protesi oggi usate sono sostanzialmente di due tipi: quelle che ristabiliscono la cinematica del ginocchio in maniera solo rudimentale, ma assicurando la stabilità (protesi a cerniera) e quelle che cercano di approssimare meglio il moto fisiologico del ginocchio normale, ma non garantiscono altrettanta stabilità (protesi di superficie, dette impropriamente di scorrimento o scivolamento).

Nell'Istituto della Motorizzazione del Politecnico di Torino, le ricerche riguardano, per il settore ora in discussione, sia l'esame dei problemi meccanici delle artroprotesi, sia la costruzione di macchine per il controllo di qualità delle protesi.

Vengono inoltre compiute analisi della distribuzione di tensioni nelle parti dello scheletro umano interessate da impianti protesici, utilizzando metodi di calcolo avanzati.

Le misure meccaniche sulle articolazioni portanti del corpo umano vengono eseguite secondo lo schema seguente:

1) determinazione delle forze e momenti esercitati dal piede sul terreno durante la deambulazione o altre attività;

2) determinazione della geometria assunta dagli arti durante la deambulazione o altre attività;

3) calcolo, a partire dai dati così ottenuti, dei carichi che agiscono sulle articolazioni.

Le apparecchiature di misura che oggi si usano con maggiore frequenza, in generale per la caratterizzazione del passo e per il calcolo meccanico degli sforzi agenti nelle articolazioni portanti, sono le pedane dinamometriche, per quanto riguarda il contatto piede-terreno, e dispositivi di tipo vario (esoscheletri, cinematografia, televisione) per la rilevazione della posizione degli arti nello spazio.

Le piattaforme dinamometriche sono in sostanza piastre sopportate da elementi sensibili strumentati di vario genere, atti a fornire un segnale che permette di risalire alle forze e ai momenti che su tale piastra vengono esercitati: ne esiste un tipo reperibile in commercio e molti tipi costruiti nei vari laboratori di ricerca.

Le tecniche di rilevazione della geometria assunta dai vari segmenti del corpo umano possono essere raggruppate in due categorie. Alla prima

appartengono le misure eseguite mediante tecniche fotografiche (stroboscopia, cinematografia, televisione); in esse vengono rilevate le posizioni successive di punti di riferimento segnati sugli arti. Alla seconda categoria appartengono i cosiddetti esoscheletri, cioè meccanismi articolati, collegati esternamente al corpo umano, muniti di dispositivi di rilevazione della loro configurazione geometrica, dalla quale si può risalire alla posizione geometrica assunta dagli arti.

Un campo di indagine che ha una grande attualità da una decina d'anni a questa parte riguarda il calcolo dei carichi agenti sulle articolazioni in vista dello studio di resistenza delle artroprotesi. Per quanto riguarda l'articolazione d'anca si è trovato (J.P. Paul, 1965) che la forza risultante agente sulla testa del femore è uguale al peso del corpo moltiplicato per un fattore maggiorativo che dipende dalla geometria dello scheletro e dal tipo di attività, e che vale da 3 a 6 circa.

Per quanto riguarda il ginocchio J.B. Morrison (1969) ha calcolato un analogo fattore maggiorativo, che assume valori attorno a 3-4.

In tutte queste misure è necessario introdurre ipotesi semplificative: in particolare per quanto riguarda l'articolazione d'anca è necessario semplificare il sistema muscolare limitandolo ai soli muscoli principali, ipotizzando inoltre i valori relativi delle forze che essi esercitano.

STIMOLAZIONE ELETTRICA FUNZIONALE

Prof. V. POZZOLO

La stimolazione elettrica funzionale deriva dall'idea di un « by-pass » della lesione nervosa ottenuto con un circuito elettronico che, tramite un opportuno meccanismo di controllo, ripristina il canale di comunicazione interrotto tra la volontà (corteccia cerebrale) e l'attuatore (muscolo) stimolando il sistema nervoso periferico.

Questa tecnica può essere applicata a casi di lesioni nervose centrali (emiplegie) e, con opportune modifiche, anche a lesioni spinali e periferiche. Se ne prevede la possibilità di applicazione al 20% circa degli oltre 300.000 neurolesi in Italia. Sulla base di statistiche straniere si può prevedere un numero di nuovi pazienti annuo pari a circa lo 05, % della popolazione. Questa tecnica è stata sviluppata da circa dieci anni con intenti protesici mentre solo recentemente ne è apparso il valore terapeutico.

La stimolazione può avvenire tramite elettrodi cutanei: in questo caso si utilizzano impulsi con durata dell'ordine di 0,3 msec, frequenza dell'ordine di 30 Hz e ampiezza di qualche decina di Volt, oppure tramite elettrodi impiantati chirurgicamente collegati a ricevitori radio passivi sottocutanei ed energizzati da trasmettitori esterni applicati sulla cute, oppure ancora tramite elettrodi percu-

tanei di materiale estremamente biocompatibile quale il pirocarbone.

Volendo ottenere protesi per emiplegici occorre effettuare una distinzione tra stimolatori per arto inferiore e stimolatori per arto superiore. Infatti l'arto inferiore compie, durante le fasi del passo, movimenti quasi completamente automatici ripetendo un programma praticamente fisso e quindi è facile ottenere stimolatori che, sincronizzati da un opportuno interruttore inserito in un plantare, generino una opportuna sequenza di impulsi pre-programmata. L'arto superiore, al contrario è molto più versatile e, per questo, richiede generalmente un controllo di tipo proporzionale, cioè la possibilità di graduare volontariamente la contrazione agendo ad es. sull'ampiezza degli impulsi di stimolazione.

Le difficoltà principali consistono nell'identificazione di sorgenti di segnali di controllo adatte allo scopo e nella stimolazione selettiva di gruppi muscolari vicini. Le sorgenti di informazione prese in considerazione sono: un segnale di posizione (ottenuto misurando per via elettrica la distanza tra due punti del corpo, ad esempio spalla-spalla, spalla-sterno, ecc.), il segnale mioelettrico, la pressione di muscoli addominali contro una cintura ed altri ancora. Al momento attuale il segnale di posizione sembra essere il più adatto per questi fini in quanto si è dimostrato il più facilmente controllabile da parte del paziente.

Stimolazione elettrica funzionale dell'arto inferiore

L'applicazione attualmente più estesa della elettrostimolazione funzionale (ESF) riguarda la stimolazione del nervo peroneo per indurre la flessione dorsale e l'eversione del piede durante la fase di oscillazione del passo del paziente emiparetico. Il sistema di stimolazione consiste in un plantare inserito nella scarpa e contenente un sensore di pressione che rileva il sollevarsi del tallone dell'arto parietico, di uno stimolatore tascabile e di una coppia di elettrodi cutanei fissati con una guaina elastica nella zona posteriore e laterale del ginocchio. Il sensore di pressione agisce da sincronizzatore per iniziare, con opportuno ritardo, una sequenza di impulsi di durata conveniente che, applicata al nervo peroneo, corregge la posizione del piede durante la fase di oscillazione del passo. Si ottiene un vantaggio funzionale, estetico ed energetico nel cammino mentre il movimento attivo spesso induce un effetto terapeutico non osservabile con l'uso di tutori meccanici passivi.

Nei prototipi più recenti di stimolatori peroneali si impiegano elettrodi collegati a ricevitori radio passivi impiantati chirurgicamente presso il nervo da stimolare e attivati da trasmettitori esterni appoggiati alla cute. Anche il collegamento sensore-stimolatore può essere effettuato via radio eliminando fili antiestetici e fastidiosi.

Sono allo studio versioni multicanali di stimolatori per il controllo di muscoli agonisti ed antagonisti della gamba e della coscia.

Stimolazione elettrica funzionale dell'arto superiore

Il problema della stimolazione funzionale dell'arto superiore del paziente emiparetico è estremamente più complesso di quello dell'arto inferiore a causa della versatilità dell'arto stesso.

A differenza dall'arto inferiore in questo caso è spesso indispensabile effettuare un controllo di tipo proporzionale, agendo ad esempio sull'ampiezza degli impulsi di stimolazione. Le difficoltà principali consistono nell'identificazione di sorgenti di segnali di controllo adatte allo scopo e nella stimolazione selettiva di gruppi muscolari vicini.

Le sorgenti di informazione prese in considerazione sono: un segnale di posizione, il segnale mioelettrico, la pressione di muscoli addominali contro una cintura ed altri ancora.

In pazienti capaci di un certo controllo di movimenti di flessione, ma incapaci di estensione, la stimolazione elettrica si è utilizzata per indurre l'apertura della mano e/o la estensione dell'avambraccio utilizzando come segnale di controllo un segnale di posizione. La validità funzionale di tale tecnica consiste nell'acquisire la capacità di presa, rilascio e spostamento di oggetti ed è rilevante solo in un limitato numero di casi.

Più interessante è l'aspetto terapeutico che si sta investigando in alcuni ospedali piemontesi tra cui l'ospedale Mauriziano di Torino.

I primi tentativi di impiego di questa tecnica

furono effettuati a Torino dai Proff. Pozzolo e Pennacchietti nel 1966.

Le possibilità di impiego di elettrodi impiantati e di stimolatori multicanali sono allo studio.

Altre applicazioni, prospettive di sviluppo e validità terapeutica

Nel paziente con lesioni del sistema nervoso periferico la stimolazione funzionale può essere applicata a muscoli totalmente o parzialmente denervati sia per ottenere movimenti funzionalmente validi sia per evitare l'atrofia muscolare durante il periodo di reinnervazione. L'eventuale effetto terapeutico sulla reinnervazione è attualmente oggetto di studio.

Molto più problematica è l'applicazione di questa tecnica a pazienti paraplegici data la necessità di stimolare in continuazione gruppi muscolari adatti al controllo della postura verticale.

Altre applicazioni riguardano la stimolazione dei muscoli dorsali per la correzione della scoliosi e la stimolazione degli sfinteri anale ed uretrale nei sofferenti di incontinenza.

Anche la stimolazione del muscolo destruttore della vescica è stata utilizzata in numerosi pazienti.

Tra gli effetti terapeutici osservati in pazienti emiplegici sono: la riduzione della spasticità dei muscoli antagonisti a quelli stimolati, l'instaurazione di uno schema di inibizione reciproca di muscoli antagonisti, l'aumento della capacità di controllo volontario della contrazione muscolare sia in termini di forza muscolare sia in termini di ricomparsa di movimenti volontariamente controllati.

Prof. V. A. FASANO

Applicazione di un « pacemaker cerebrale » su un bambino affetto da una forma di paralisi spastica.

Sul lobo anteriore del cervelletto del paziente è stata fissata una piastrina con sei elettrodi in platino ed un lungo filo collegato ad essa viene inserito sotto la pelle lungo la parte destra del collo. Attraverso alcune incisioni nella schiena, il filo viene portato dietro la scapola e le vertebre sino alla superficie costale sul fianco destro, e collega gli elettrodi ad una minuscola radio ricevente, che viene inserita nel fianco del paziente. Ricucita l'epidermide, su questo solenoide viene applicata dall'esterno, fissata con adesivi, un'antenna circolare trasmittente, collegata attraverso un circuito regolatore ad un trasmettitore a batterie, che viene sistemato in una tasca. Questo trasmettitore esterno genera impulsi ad onde rettangolari a radio frequenza di 2,1 megahertz, frequenza da 7 a 200 cicli al secondo, ampiezza da 0.5 a 14 volts. Il ricevitore demodula i segnali ed invia gli impulsi stimolanti agli elettrodi platinati. La sorgente di segnali varia da 1 a 14 volt, ma la tensione all'interno varia praticamente da 0 a 2 volt.

Il circuito, attivato dal trasmettitore esterno, condiziona periodicamente con onde elettriche il cervello a rifiutare gli impulsi della spasticità.

Oggi, attraverso la stimolazione elettrica si può quindi condizionare il cervello a sviluppare certe onde cerebrali e a dimenticarne delle altre. Nel caso specifico degli spastici lo scopo è di ricostruire « artificialmente » un circuito nervoso spento o poco funzionante.

Questo intervento è il primo compiuto in Italia e sino ad oggi la casistica mondiale non supera i cinque/sei casi.

Il metodo deve essere perfezionato e solo se gli effetti saranno duraturi nel tempo, se non interverranno complicazioni, si potrà continuare nella sua applicazione.

Il dato positivo che ne giustifica la continuazione è che non offre dei rischi e che dovrebbe consentire di ottenere dei risultati positivi senza aggiungere una nuova lesione, quella chirurgica, a quella già provocata dalla malattia.

Prof. L. BERGAMINI

« Il mantenimento del tono muscolare è un magnifico esempio di utilizzazione in biologia di una macchina tipicamente "goal directed", cioè di carattere servo-meccanismo. Tale macchina è il fuso muscolare, uno speciale organo costituito da un piccolo gruppo di fibre muscolari striate cui arrivano e da cui partono fibre motorie e sensoriali specifiche. Sembra quasi trattarsi di un vero artefatto cibernetico, un complesso servo-meccanismo lavorante a circuito rientrante sulla base dinamica del feedback, avendo lo scopo preciso di regolare la

lunghezza del muscolo e quindi di sviluppare la sua massima attività di fronte ad eccessi in allungamento od in accorciamento del muscolo stesso. I moderni studi sull'aumento patologico del tono muscolare, e cioè la spasticità piramidale che si osserva frequentemente in lesioni cerebrali e midollari di qualsivoglia natura, e la rigidità extrapiramidale, tipicamente visibile nel Morbo di Parkinson, si sono particolarmente sviluppati proprio attraverso le conoscenze della sofisticata innervazione della macchina fuso muscolare. Tale sofisticata innervazione fusale è infatti innanzitutto opera del sistema gamma, costituito da due differenti tipi di fibre fusimotrici, i.e. fibre dinamiche e fibre statiche (Jansen-Matthews, 1962): la spasticità piramidale parrebbe dovuta alla disinibizione, cioè alla iper-attività del sistema gamma dinamico. Probabilmente poi non vi è grande differenza neurofisiologica di base fra aumento di tono "piramidale" ed aumento di tono "extrapiramidale". Infine, la genesi dell'ipertono sembra differire a seconda del livello della lesione, attraverso un meccanismo complesso riguardante la regolazione sopraspinale (cioè cerebrale) dei gamma motoneuroni, nonché degli alfa motoneuroni e delle cellule di Renshaw.

Le conoscenze attuali di neurofisiologia sull'attività e sulla regolazione nervosa della macchina fusale si riflettono positivamente e praticamente nelle attualità terapeutiche della spasticità: in questi ultimi anni sono usciti farmaci antispastici che esercitano la loro azione o sulla fibra nervosa (Lioresal ad esempio) o direttamente sulle fibre muscolari fusali ed extrafusali (Dantrium) ».

PROBLEMI FLUIDODINAMICI DELLA RESPIRAZIONE APPARECCHIATURE PER LA RESPIRAZIONE ARTIFICIALE

Prof. C. PINOTTI

A livello dei polmoni hanno luogo gli scambi di ossigeno e anidride carbonica fra l'aria atmosferica ed il sangue. L'aria atmosferica deve transitare per i condotti aeriferi, deve mescolarsi con l'aria alveolare, deve quindi superare la barriera endoteliale degli alveoli, gli spazi interstiziali, l'endotelio capillare, la lamina plasmatica e la membrana del globulo rosso. In ciascuno di questi settori si presentano problemi di natura fisiologica e patologica.

Per prima cosa è necessario conoscere le proprietà fisiche e le caratteristiche funzionali del mantice toraco-polmonare: volumi statici del polmone, spazio morto e spazio alveolare, proprietà elastiche del polmone e della gabbia toracica, pressioni alveolare e toracica. Gli ingegneri hanno messo a disposizione dei fisiologi una serie numerosa di apparecchi per la misura istantanea, precisa e ripetuta di questi parametri fisiologici: nitrometro, eliometro, capnografo, ossimetro, pneumotachigrafo, pletismografo corporeo, spettrometro di massa, ecc.

La viabilità dei condotti aeriferi ha un posto importante nella funzione respiratoria, considerata anche la frequenza con cui le malattie dell'apparato polmonare portano ad ostruzioni parziali o totali, settorialmente limitate o diffuse, dei bronchi e dei bronchioli. Le modificazioni della resistenza bronchiale conducono spesso ad una non uniforme ventilazione polmonare ed alla fine ad una imperfetta saturazione in ossigeno del sangue arterioso. L'impiego della moderna tecnologia, che fa ricorso ai più diversi strumenti di misura comprendente anche l'uso di isotopi radioattivi a rapida eliminazione e la trattazione matematica degli scambi gassosi polmonari sono di grande utilità per lo studio delle alterazioni funzionali del sistema respiratorio.

La corretta misura della capacità di diffusione degli alveoli polmonari, ancora non soddisfacentemente risolta dai metodi in uso, è un altro problema di grande interesse.

Nello studio degli scambi polmonari l'esame della ventilazione alveolare non può essere dissociato da quello della perfusione sanguigna: un ade-

guato e costante rapporto fra ventilazione e perfusione a livello degli alveoli è una condizione indispensabile perché si evitino da un lato la creazione di « spazi morti » respiratori e dall'altro shunt artero-venosi funzionali. È questo un altro importante capitolo della funzione respiratoria.

Prof. A. ROMITI

Il funzionamento del sistema respiratorio può essere esaminato sotto diversi aspetti, da quello fluidodinamico-meccanico, con lo studio del movimento dei gas nelle vie respiratorie e la loro distribuzione negli alveoli, a quello concernente gli scambi alveolari, agli effetti generali sull'organismo.

Volendo esaminare il problema dal solo punto di vista fluidodinamico-meccanico, occorre subito dire che esso appare alquanto complicato, sia a causa della complessità dell'apparato, sia per la difficoltà di schematizzare in modo sufficientemente preciso gli elementi stessi del sistema.

D'altra parte una conoscenza, per quanto più esatta possibile delle caratteristiche di funzionamento del sistema costituito da torace-polmone-bronchi, è indispensabile sia per una completa conoscenza della funzione respiratoria, sia per lo studio e la realizzazione di apparecchi per la respirazione artificiale. Tra i fattori che rendono complessa l'analisi basterà ricordare la presenza di resistenze elastiche e la presenza di capacità variabili, entrambe non lineari. Un ulteriore problema è quello della definizione del regime di flusso che si stabilisce nelle vie respiratorie, problema reso ancor più complesso dalla presenza di flussi variabili nel tempo. Esso è poi direttamente collegato con quello della misura sperimentale del flusso respiratorio. Infatti la determinazione del valore di un flusso in regime transitorio costituisce un problema assai complesso, dato che le distribuzioni di velocità in un condotto in condizioni di regime stazionario sono ben diverse da quelle che si hanno in un regime variabile; nel caso specifico dei flussi respiratori, poi, il problema è ulteriormente complicato dall'avere un flusso che varia, cambiando anche di direzione tra una fase e l'altra. È anche da tenere presente che le perdite di carico ammissibili nella misura sperimentale dei flussi sono estremamente ridotte.

Gli strumenti di misura usualmente adoperati sono alquanto delicati e richiedono per lo più la misura di esigue differenze di pressione, o complesse apparecchiature, come fili caldi.

Un altro interessante problema meccanico e fluidodinamico del sistema respiratorio è quello della determinazione di modelli equivalenti, modelli che possono essere sia matematici (teorici), sia sperimentali. Un modello di tale genere, sia pure approssimato, è estremamente utile per lo studio della distribuzione di flusso e pressione all'interno nel polmone o della cavità toracica. Un primo modello, di tipo notevolmente semplificato, può essere costituito da un sistema lineare con resistenza e capacità a parametri concentrati. Migliori

approssimazioni si possono ottenere passando a modelli a parametri distribuiti, più aderenti alla effettiva complessa struttura dell'apparato respiratorio.

La similitudine, rispetto alle condizioni reali, potrebbe poi migliorare ulteriormente tenendo conto anche della non linearità presente nel sistema.

Alla relazione ha altresì contribuito l'ing. F. QUAGLIOTTI del Politecnico di Torino.

Prof. A. F. CELLERINO

Proseguendo il discorso sui problemi fluido dinamici nella respirazione, conviene prima di tutto rappresentarsi un modello del sistema broncopolmonare.

Prendendo in considerazione un modello classico, ancora largamente accettato in fisiologia, possiamo suddividere l'intero sistema broncopolmonare in tre segmenti:

1°) segmento *capacitativo* (ossia la massa alveolare del polmone) che è meccanicamente contraddistinto dalla retrazione elastica del tessuto e dalle resistenze dovute alla tensione di superficie dell'alveolo; questa parte del sistema può essere considerata come la « molla » che viene continuamente distesa e rilasciata durante gli atti respiratori (naturali oppure artificiali, cioè indotti da una macchina che eroga un certo volume d'aria e una data pressione);

2°) segmento *resistivo*, costituito dai condotti aeriferi intraparenchimali considerati in parallelo, contraddistinto meccanicamente dal regime di resistenze al flusso che quivi è assai basso e quindi ideale per consentire la diffusione delle molecole dei gas respiratori e pertanto la omogeneizzazione continua del contenuto aereo degli alveoli;

3°) *spazio morto*, ovvero sistema di condotti di non grande volume (bronchi e trachea) con sezione complessiva progressivamente ridotta, andando verso la bocca. Questo segmento funziona soprattutto come camera di condizionamento e depurazione dell'aria inspirata.

* * *

La complessità della fenomenologia meccanica broncopolmonare è dunque fondata su due fattori essenziali: la *elastanza* del serbatoio, e la *conduttanza* delle vie di afflusso-efflusso.

Entrambi questi parametri sono però largamente dipendenti da un certo numero di variabili: volume del serbatoio, frequenza con cui il serbatoio si vuota e si riempie (il che vuol dire frequenza della respirazione) per quanto riguarda il segmento capacitativo del sistema. Velocità del flusso aereo e diametro dei condotti, per quanto riguarda il segmento resistivo.

Questo significa per intanto che il modello non può essere considerato lineare e che occorre fare diverse misure contemporanee per valutare poi

l'influenza delle variabili (di cui ho indicato solo le principali) nel quadro del comportamento meccanico complessivo del sistema.

* * *

Per quanto riguarda l'aspetto specifico dei problemi fluidodinamici bisogna prendere in considerazione la distribuzione delle resistenze — in condizioni normali — nei vari segmenti anatomici delle vie aeree, insieme al rispettivo volume.

È stato dimostrato che il grosso delle resistenze è collocato nelle vie aeree superiori, per la loro complicata morfologia e soprattutto a causa della presenza della valvola laringea mentre a livello del segmento terminale le resistenze sono, in condizioni normali, estremamente e proficuamente basse.

* * *

Lasciamo a parte le ovvie condizioni patologiche che immediatamente ribaltano questo disegno distributivo delle resistenze nelle vie aeree, considerando il comportamento della velocità di flusso.

Durante un atto espiratorio forzato, il comportamento istantaneo della portata di flusso — in condizioni di normalità anatomica e fisiologica — è essenzialmente correlato al volume del serbatoio, cioè alla pressione di retrazione elastica o di svuotamento, salvo una prima fase condizionata (dipendente) dallo sforzo espiratorio, ossia dalla pressione erogata nell'ambito del segmento capacitativo.

La curva che esprime l'andamento del flusso in funzione del volume, si presenta pertanto piuttosto lineare.

In condizioni patologiche, invece, l'alterazione delle proprietà meccanico-elastiche del segmento capacitativo (come nell'enfisema polmonare) oppure la riduzione della conduttanza nel segmento resistivo rappresentato dalle vie aeree di piccolo calibro, determina una deformazione della curva flusso-volume su tutta o su parte della sua lunghezza: ovvero su tutta l'estensione del volume/tempo di svuotamento del serbatoio (come nel caso di enfisema di grado avanzato o di grave bronchite asmatica) oppure sulla parte terminale della curva (come nel caso di enfisema iniziale o di bronchite distale).

* * *

Possiamo ora anche renderci conto di come si comportano le resistenze in una serie di tubi comunemente usati, a secondo delle circostanze, in diagnostica, anestesia e rianimazione, assumendo come variabile predominante la velocità di flusso.

Tutto quanto detto, porta ad una conclusione: se si vuole diagnosticare e controllare la meccanica del respiro (si parli perciò di pneumologia, di anestesiology, di ventilazione artificiale protratta, ecc., non importa) bisogna fare — e spesso continuare a fare — una serie di misure: di volume, di pressione, di flusso, di portata, di frequenza, adoperando apparecchiature specifiche.

Per la misura del volume, si può usare un si-

stema in circuito chiuso che registra le variazioni indotte dalla respirazione in un serbatoio collegato con il soggetto che respira, ossia il sistema spirometrico classico.

Attualmente si preferisce un sistema più sofisticato: quello pletismografico; che misura le variazioni di pressione indotta dal soggetto che respira entro una cabina chiusa, naturalmente corretta per la temperatura.

Contemporaneamente si possono misurare le resistenze nelle vie aeree: un trasduttore registra la velocità di flusso e un altro la variazione di pressione in condizioni di minima variazione di volume, quando cioè la forza è spesa praticamente tutta per vincere le resistenze allo scorrimento del flusso, ossia le resistenze non elastiche del sistema.

Con un altro sistema, invece, si possono misurare contemporaneamente le variazioni continue di pressione all'interno del sistema, le variazioni di volume, e le variazioni istantanee di flusso, ottenendo un tracciato poligrafico da cui, o con metodo grafico estemporaneo, o con acquisizione ed elaborazione istantanea dei dati mediante un calcolatore da tavolo è possibile misurare (o controllare) continuamente su un ampio numero di atti respiratori, sia l'andamento della conduttanza che quello della elastanza in rapporto alle principali variabili di cui si è parlato prima: volume, velocità di flusso, frequenza.

* * *

Per concludere si potrebbe dire che la conoscenza teorica dei problemi basilari di fluidodinamica e — più in generale — di meccanica, della respirazione è ormai notevolmente progredita. Non conosciamo però bene l'importanza rispettiva delle diverse variabili perchè i sistemi di misura diventano assai complessi e, sia l'occasione che il margine di errore delle misure stesse, diventano probabilmente rilevanti.

I sistemi di misura, poi, sono tutt'altro che perfettamente adeguati; ad esempio si sta ora pensando di utilizzare i nuovi trasduttori a semiconduttore che dovrebbero risultare molto più stabili. In fine, e questo sarà un argomento specifico di discussione in altra occasione, bisogna considerare che anche i sistemi di acquisizione e di elaborazione dei dati non rispondono ancora pienamente alle esigenze fisiopatologiche e, in ogni caso, sono in continua evoluzione tecnica.

Prof. V. BELLERO

Per parlare di apparecchi per la respirazione artificiale, dobbiamo intenderci sul concetto di respirazione: *la respirazione* è quella funzione vitale dell'organismo che consente l'apporto dell'O₂ ai tessuti ed il rigetto della CO₂ dagli stessi all'esterno; essa dunque comprende quattro fasi: *la fase ventilatoria* (fenomeno ciclico di inspirazione ed espirazione, passaggio dell'aria dall'esterno fino agli alveoli e ricambio dell'aria alveolare); *fase alveolo-*

capillare (mixing dell'aria alveolare, diffusione dei gas attraverso le membrane, perfusione, cioè irrogazione sanguigna dei capillari alveolari); *la fase circolatoria* (aspetto emodinamico e quindi circolazione arteriosa sistemica, circolo polmonare, ritorno venoso; aspetto biochimico, con i legami quantitativi e qualitativi dell'O₂ e CO₂ con l'emoglobina contenuta nei globuli rossi); infine quarta *fase, tissutale* (che contempla i fenomeni di respirazione delle cellule).

Occorre ricordare, che al fine di meglio comprendere lo svolgersi della ventilazione meccanica, il ruolo che gioca l'alternarsi dei fenomeni della ventilazione, sull'emodinamica del circolo polmonare e cardiaca: nell'inspirazione la decompressione toracica aspira oltre che l'aria, anche sangue verso il torace, ed i grossi vasi venosi, mentre nell'espiazione iperpressione toracica e diminuzione della pressione endoaddominale favoriscono il riempimento del cuore sinistro: le pressioni sistolica e diastolica in arteria polmonare sono più basse durante l'inspirazione e più alte nell'espiazione. Questo ciclo nella ventilazione artificiale risulta invertito.

La respirazione, oltre al metabolismo dei gas, assolve anche, assieme ad altri « sistemi tampone » alla *regolazione acido basica*, o protonica, mediante un equilibrio fra acido carbonico (eliminato o trattenuto dalla ventilazione polmonare sotto forma di CO₂) ed i bicarbonati plasmatici (regolati dalla funzione renale), equilibrio espresso dalla nota equazione di Henderson-Hasselbalch:

$$\text{pH} = \text{PK} + \log \frac{\text{Na-HCO}_3}{\text{H}_2\text{CO}_3} \cdot 3.$$

Il sistema nervoso controlla buona parte del ciclo respiratorio, con centri primari bulbari (sotto il regime della CO₂) e centri secondari periferici (aortici e carotidei) sensibili all'O₂.

Qualsiasi deterioramento delle strutture che sostengono il fenomeno biologico della respirazione è causa di *insufficienza respiratoria*. Quindi insufficienza respiratoria è una lesione dei centri del respiro, o delle vie di trasmissione dei comandi, o delle strutture del mantice toracopolmonare, o delle vie aeree; ancora compare i.r. nel venir meno delle funzioni del circolo, o nelle alterazioni quantitative o qualitative dell'emoglobina o infine per blocco della respirazione cellulare come avviene in certi avvelenamenti.

In pratica, sovente le cause si sommano, e talora è difficile dire quali e quante delle quattro fasi siano interessate: l'applicazione di apparecchi che si sostituiscono o aiutano la funzione del mantice toracico riguarda essenzialmente l'insufficienza della ventilazione; e di questa possiamo distinguere un'insufficienza acuta, una cronica ed un particolare aspetto deficitario della ventilazione per situazioni anestesilogiche.

I vari tipi di ventilazione artificiale possono schematizzarsi in: ventilazione controllata, ventilazione assistita, e ventilazione semicontrollata.

Prof. B. GIARDINA

La ventilazione artificiale induce nell'organismo modificazioni assai complesse, prevalentemente a carico dell'emodinamica, in rapporto alle modalità di applicazione.

In particolare l'inspirazione a P.P.I. (pressione positiva intermittente) provoca:

- aumento della pressione endoalveolare;
- aumento del volume gassoso polmonare;
- diminuzione del volume di sangue nei capillari polmonari.

All'inspirazione a P.P.I. segue un'espiazione che è spontanea e provoca:

- diminuzione della pressione endoalveolare;
- diminuzione del volume gassoso polmonare;
- aumento del volume di sangue nei capillari polmonari.

Questi effetti sono opposti a quelli provocati dall'inspirazione e dall'espiazione spontanea durante le quali l'aumento del volume gassoso e del sangue capillare polmonare o la loro diminuzione avviene contemporaneamente alla diminuzione o rispettivamente all'aumento della pressione endoalveolare. Per di più nella respirazione spontanea le variazioni di quest'ultima pressione sono di ordine assai inferiore. Gli autori francesi parlano perciò di *chassée croisée* per analogia con l'omonimo passo di danza, dato che le curve del volume gassoso e del flusso sanguigno si allontanano e si avvicinano simmetricamente invece che oscillare parallelamente come nella ventilazione spontanea.

L'inspirazione a P.P.I. provoca anche degli effetti sistematici:

- aumento della pressione media endotoracica;
- compressione sulle grosse vene endotoraciche (vene cave, ecc.);
- diminuzione della pressione venosa centrale trasmurale;
- diminuzione del flusso ematico (ritorno) venoso;
- caduta della gittata cardiaca.

La caduta della gittata cardiaca è in relazione con il rapporto inspirazione/espiazione: passando da un rapporto 1:2 ad uno 2:1 la gittata diminuisce del 33%.

In condizioni normali l'organismo reagisce alla ventilazione artificiale con un meccanismo di compenso. Se la Pressione Media endotoracica (P_m) rimane inferiore a 6 cm H₂O si verifica:

- venocostrizione attiva periferica;
- aumento della pressione venosa periferica;
- mantenimento della pressione venosa trasmurale centrale;
- mantenimento del ritorno venoso;
- mantenimento della gittata cardiaca.

Questo riflesso non si verifica o è insufficiente se:

- P_m endotoracica > 6 cm H₂O;
- P_m endotoracica > 3 cm H₂O nel soggetto ipovolumico o con insufficienza cardiocircolatoria;
- P_aCO₂ (tensione arteriosa di anidride carbonica) fortemente diminuita;

— dopo anestesia spinale, farmaci ganglioplegici, barbiturici, o nei pazienti neurologici.

Ne deriva la enorme importanza di mantenere bassa la pressione media endotoracica ai fini di un buon ritorno venoso e del mantenimento della gittata cardiaca.

D'altra parte volendo migliorare gli scambi respiratori e in particolare la P_aO_2 è necessario aumentare il tempo di inspirazione e mantenere una leggera pressione positiva anche durante l'espiazione: CPPV (continuous positive pressure ventilation). L'applicazione della CPPV fa però peggiorare la gittata cardiaca: 5 cm H_2O non hanno un sensibile effetto ma 10 cm H_2O ne provocano una diminuzione del 25% (Mc Intyre).

Per migliorare gli scambi respiratori e in particolare la P_aCO_2 è necessario aumentare il volume inspiratorio e conseguentemente il regime pressorio endotoracico.

Le esigenze ventilatorie (aumentare il volume, aumentare la pressione, CPPV, aumentare il tempo della inspirazione a pressione) contrastano quindi con le esigenze circolatorie legate al mantenimento di una bassa pressione media endotoracica.

Come conciliare? Si può agire in tre direzioni:

- regolando la curva di pressione inspiratoria (e quindi la forma dell'onda di flusso);
- regolando il rapporto inspirazione/espiazione;
- aggiungendo una assistenza espiratoria.

L'assistenza espiratoria (fase espiratoria attiva con depressione) presenta però numerosi pericoli:

- alterazione del rapporto ventilazione/perfusione;
- peggioramento degli scambi gassosi;
- possibilità di edema polmonare.

Le opposte esigenze in pratica vengono conciliate con un compromesso: si scelgono sul respiratore i parametri che diano il miglior rendimento della ventilazione con il minor danno circolatorio. Esistono macchine in cui la scelta è stata fatta una volta per tutte e i cui parametri sono perciò fissi, e macchine in cui la scelta va fatta caso per caso.

Una soluzione forse avveniristica ma certo assai attraente potrebbe venire dall'uso di un computer che analizzando i dati emodinamici e ventilatori fosse in grado, con una adeguata programmazione, di scegliere momento per momento i parametri migliori di un ventilatore con enormi possibilità di varianti libere.

Alla relazione ha altresì contribuito il dott. M. MARELLO dell'Ospedale Civile di Ciriè.

Prof. G. BELFORTE

Il problema fondamentale nel progetto di apparecchiature per respirazione artificiale è quello della scelta dei parametri del ciclo di respirazione che devono essere controllati direttamente dall'appar-

recchiatura. Tali parametri si riferiscono a pressioni, flussi, volumi e tempi.

Il controllo indipendente di tutti i parametri non è possibile in quanto essi sono interconnessi attraverso relazioni che dipendono sia dalle caratteristiche costruttive del respiratore, sia dalle caratteristiche meccaniche-fluidodinamiche del paziente. Con riferimento a queste ultime, occorre tener presente che l'apparato respiratorio è un sistema pneumatico con resistenze e capacità, difficilmente schematizzabile a causa della sua complessa struttura. L'apparato respiratorio è infatti un sistema a parametri distribuiti, con resistenze non lineari e con capacità cedevoli.

Inoltre il valore dei parametri caratteristici del sistema varia da individuo a individuo, e, nello stesso individuo, assume valori diversi secondo le circostanze. Non è pertanto possibile agire separatamente su tutti i parametri del ciclo di respirazione: è necessario effettuare una scelta ben precisa di quelli che si intendono controllare, e lasciare che il valore degli altri vari con le differenti condizioni di funzionamento.

La necessità di avere a disposizione apparecchi adatti a casi differenti ha portato allo sviluppo di apparecchi diversi.

Nel caso dei respiratori artificiali vi è stata una notevole evoluzione.

Si è passati da apparecchiature a semplice azionamento manuale, ad apparecchiature via via più sofisticate e complesse.

I primi apparecchi automatici sono di tipo meccanico, basati sull'uso di una pompa volumetrica alternativa, quale può essere realizzata da uno stantuffo o da un soffiutto mobile. Questi respiratori sono diventati sempre più complessi, per poter garantire determinate prestazioni, quali quella di una certa variazione di pressione o di flusso nel tempo.

Si sono poi sviluppati respiratori di tipo pneumatico ed elettromeccanico, a valvole comandate, fino a giungere ai più recenti apparecchi a comando elettronico e fluidico.

In questi respiratori, in accordo coi più recenti sviluppi delle tecniche di controllo, la parte di comando è nettamente separata da quella di potenza. La scissione consente di avere una maggiore flessibilità di funzionamento e la possibilità di regolare un numero maggiore di parametri di quanto non sia possibile con altri apparecchi, ad esempio di tipo meccanico, che sono meno flessibili. Da ciò consegue una più vasta possibilità di impiego.

Gli apparecchi per respirazione artificiale sono dunque basati su principi diversi, dotati di tecniche diverse per passare da una fase all'altra, e forniscono leggi di flusso e di pressione differenti.

In tutti i casi però, il loro problema fondamentale di funzionamento è l'accoppiamento della macchina al paziente, accoppiamento che comporta anche adeguati sistemi di sicurezza.

Altri problemi delle apparecchiature per la respirazione artificiale sono poi quelli connessi alla preparazione e ai trattamenti del gas inviato al paziente. Si tratta quindi sia di problemi di miscelamento di correnti gassose, in cicli intermittenti, sia di veri e propri problemi di condizionamento.

RITENZIONE POLMONARE DI PARTICELLE INALABILI

Prof. A. BERRA

Il conteggio e la determinazione del diametro delle particelle inalabili, presenti nell'ambiente, permette di prevederne la distribuzione e la deposizione intrapolmonare dopo l'inalazione.

Queste misure sono richieste nello studio degli effetti biologici delle polveri inalate. Infatti, mentre il tipo della patologia secondaria alla inalazione di particelle dipende dalla natura di queste, la gravità del quadro polmonare e/o sistemico è strettamente dipendente 1°) dalla dose depositata e cumulata nel tempo; 2°) dal sito di azione che, a seconda della sua localizzazione lungo l'albero tracheo-bronchiale, è caratterizzato da diversi meccanismi naturali di clearance e da diversa estensione della superficie di contatto. Poiché la deposizione delle particelle avviene secondo 3 meccanismi: impatto, sedimentazione, diffusione, per le leggi fisiche che regolano questi fenomeni avremo che la quantità depositata a ogni livello è funzione della dimensione, del peso, del numero delle particelle e della velocità della corrente gassosa nella quale queste sono sospese. La velocità della corrente diminuisce coll'aumentare dell'area totale delle sezioni bronchiali: scende da $150 \div 180$ cm/sec, nella trachea, a meno di 5 micron negli alveoli, i quali, in numero di 300×10^6 , sviluppano una superficie di $50 \div 80$ m².

Ne deriva che il trasporto gassoso, di tipo convettivo sino all'ottava generazione bronchiale, avviene prevalentemente per diffusione dopo la 12ª generazione; pertanto negli alveoli le particelle depositeranno per effetto degli urti dovuti ai movimenti diffusivi e la quantità ivi depositata sarà una frazione residua delle particelle già trattenuate per impatto nelle vie aeree superiori e per sedimentazione nelle vie più distali. La probabilità di precipitazione negli alveoli varia con il diametro: si ha un primo massimo (sino al 40% della quota inalata) per le particelle di 1-2 micron, seguito da un secondo massimo (sino al 60% della quota inalata) per le particelle diametro di circa 0,2 micron. Il comportamento descritto induce a rivedere il concetto di « frazione respirabile » delle polveri definito secondo i criteri del BMRC (British Medical Research Council, 1964), e riservato alle polveri di diametro compreso tra 5 e 0,5 micron, specie per quanto riguarda le polveri che hanno un TLV minore di $0,1$ mg/m³ e per quanto riguarda i livelli di tolleranza in termini di numero massimo giornaliero di particelle di metalli radioattivi inalabili.

Prof. C. BOFFA

La pericolosità delle particelle inquinanti sospese nella atmosfera dipende, oltre che dalla loro natura, anche dalla capacità che hanno di penetrare e depositarsi nei nostri polmoni. Analogamente l'efficacia di farmaci che si somministrano sotto forma

di aerosoli dipende fortemente dalla loro possibilità di raggiungere determinate zone del nostro apparato respiratorio.

Come è noto però non tutte le particelle contenute nell'aria che respiriamo possiedono uguale capacità di penetrare e di depositarsi.

In prima approssimazione si può affermare che particelle aventi diametro maggiore di circa 50 µm non riescono neppure a penetrare nei canali nasali in quanto l'azione di aspirazione non è sufficiente a provocarne l'inalazione. Particelle di diametro compreso tra 50 µm e 9 µm penetrano nel naso ma vi si depositano nella quasi totalità. Solo al diminuire delle dimensioni al di sotto di questo valore alcune particelle riescono a superare la difesa esterna costituita dai canali nasali ed a penetrare nell'albero bronco polmonare fino a raggiungere gli alveoli. Tanto minore è il diametro delle particelle tanto maggiore la percentuale delle stesse che giunge nei bronchi e nei polmoni e tanto più profonda risulta la loro penetrazione.

In genere si è soliti considerare « respirabili » e quindi potenzialmente pericolose le particelle di dimensioni comprese tra 5 e 0,5 µm.

Mentre però il valore massimo (di 5 µm), che costituisce il limite, praticamente assoluto, della possibilità di raggiungimento degli alveoli da parte delle particelle, è stato stabilito con sicurezza, il limite inferiore (di 0,5 µm) non è stato fino ad ora fissato in modo altrettanto sicuro. In altre parole rimane ancora da stabilire con sicurezza il limite inferiore del campo granulometrico da esplorare nei problemi di polverosità ambientale ai fini del pericolo di ritenzione polmonare.

Ciò è essenzialmente dovuto alle difficoltà che si incontrarono nella misura di particelle finissime ed in particolare di quelle di diametro minore di 0,5 µm. Esse sono caratterizzate da piccola inerzia, bassa velocità di sedimentazione, intensi moti browniani e carica elettrica praticamente nulla. Inoltre, pur rappresentando spesso oltre il 99% del numero totale delle particelle sospese nell'aria che respiriamo, non rappresentano, a causa delle loro dimensioni, che una frazione trascurabile della massa totale delle particelle sospese.

Tali caratteristiche fanno sì che le particelle finissime sfuggano alle rilevazioni che si effettuano normalmente secondo le tecniche tradizionali: in particolare esse non incidono nel caso della determinazione per pesata della concentrazione delle polveri e non possono venir classificate granulometricamente con sufficiente precisione e semplicità utilizzando gli strumenti tradizionali reperibili in commercio, quali microscopi ottici, classificatori a centrifugazione, a impatto, ad elutriazione, ad attenuazione, contatori ottici e così via, il cui campo di misura scende fino a poco meno di 1 µm. Solo il microscopio elettronico consente misure assolute a diametri submicronici ma la procedura presenta i noti svantaggi che la rendono inadatta a studi sistematici: costi molto elevati, estrema laboriosità e complessità della misura, che rendono

impossibili, tra l'altro, risposte pronte ed in loco, possibilità di errori rilevanti dovute alla difficoltà di prevalere campioni rappresentativi dell'aerosol in esame e così via.

Accanto a queste difficoltà, che ostacolano fortemente gli studi sperimentali di ritenzione polmonare, vi è quella di generare aerosoli campione costituiti da particelle submicroniche di caratteristiche ben definite, aventi tutte lo stesso diametro, noto con precisione. Questi aerosoli submicronici monodispersi sono infatti indispensabili per la taratura degli strumenti di misura e per gli studi sperimentali di laboratorio sul comportamento delle particelle submicroniche stesse.

Una soluzione a questo problema è stata trovata di recente (Boffa C., Pfender E., « Controlled generation of monodisperse aerosols in the submicron range », 1973) sfruttando il fenomeno dell'ablazione prodotta da getti di plasma su materiali porosi raffreddati per traspirazione.

Mediante un generatore di questo tipo si pos-

sono produrre particelle solide di vari materiali, anche refrattari, di aerosol monodisperso, di dimensioni variabili a piacere fra 0,01 ed 1 μm .

Il problema di misurare la concentrazione e la granulometria delle particelle submicroniche può essere risolto, secondo un metodo anch'esso di recente sviluppo (Boffa C., « Determinazione mediante analizzatore elettrostatico delle dimensioni di particelle submicroniche sospese in atmosfere gassose », 1973) utilizzando un analizzatore della mobilità elettrica delle particelle, tarato mediante gli aerosol monodispersi generati come sopra indicato. Questo metodo consente una determinazione rapida e semplice della granulometria delle particelle submicroniche e consente di scendere, nella rilevazione delle particelle, fino a dimensioni di qualche millesimo di micron.

Utilizzando queste apparecchiature si sono svolti studi sperimentali sulla inalazione di particelle fini sospese nell'atmosfera di cui si ricordano ora i principali risultati.

PROBLEMI TERMODINAMICI E TERMOCINETICI NEI SISTEMI BIOLOGICI

Ing. M. FILIPPI

I risultati degli studi e delle ricerche sulle modalità di trasmissione dell'energia termica nei sistemi biologici e fra i sistemi biologici e l'ambiente ad essi circostante possono essere raccolti in una sola disciplina denominata Termocinetica Biomedica.

Varia e differenziata è la problematica relativa alla propagazione dell'energia termica nei sistemi biologici poiché varie e differenziate sono le applicazioni. Vi sono infatti applicazioni propriamente chirurgiche, nelle quali vengono impiegate sonde calde o fredde per produrre lesioni cliniche irreversibili con tecniche sostanzialmente incruente, e vi sono altresì applicazioni propriamente biologiche, nelle quali vengono opportunamente raffreddati i materiali biologici al fine di poterli conservare inalterati nel tempo.

Gli scopi perseguiti nella chirurgia e nella conservazione a bassa temperatura sono senz'altro divergenti sotto l'aspetto biologico, ma a tale divergenza fa riscontro un'unica trattazione teorica del fenomeno fisico, cioè della modalità di trasmissione dell'energia termica. Sarà poi il modo secondo cui si evolve il fenomeno fisico, cioè il modo secondo cui si propaga l'energia termica, che determinerà il prodursi di certi effetti biologici anziché di altri.

Appare quindi necessario, al di là della problematica relativa alle tecniche di intervento medico ed alla progettazione delle apparecchiature occorrenti, e se si vuole, anche al di là della valutazione dei risultati clinici conseguibili, saper interpretare il fenomeno fisico, cioè individuarne le caratteristiche non solo qualitative ma anche quantitative.

Gli sviluppi separati da un lato della medicina e della biologia, dall'altro dell'ingegneria non han-

no certo contribuito alla conoscenza del fenomeno fisico e delle sue conseguenze sotto l'aspetto medico-biologico. In medicina come in biologia si è finora guardato soprattutto ai risultati clinici seguendo il metodo sperimentale della correlazione fra le modalità di intervento ed i risultati conseguiti; tale metodo sperimentale ha dato finora ottimi risultati, ma ha lasciato molte domande senza risposta e non ha permesso alcuna sicura generalizzazione delle tecniche utilizzate al di fuori dei casi particolari trattati. D'altra parte in ingegneria il problema della propagazione dell'energia termica in un sistema biologico è stato per lungo tempo trascurato perché marginale e di risoluzione empirica nel corso della progettazione di specifiche apparecchiature.

La sempre più sentita esigenza di controllare e regolare con precisione scientifica l'azione clinica, oltre che richiedere un perfezionamento tecnico delle apparecchiature, impone uno sviluppo organico della materia sia sotto l'aspetto sperimentale sia sotto quello teorico al fine di determinare una correlazione univoca fra i parametri caratteristici della propagazione termica, come la temperatura, il flusso termico, le proprietà termofisiche del mezzo, ed il corrispondente effetto biologico, cioè, in ultima analisi, il risultato clinico.

È chiaro che lo studio di questa correlazione è uno studio interdisciplinare che coinvolge nozioni di medicina, di biologia e di ingegneria; all'ingegneria spetta il compito di definire in ogni suo aspetto il fenomeno fisico della propagazione dell'energia termica nel sistema biologico, ricercando nel contempo i mezzi più adatti per produrlo e controllarlo.

Parlando di Termocinetica Biomedica non può

poi essere dimenticata la problematica connessa con la trasmissione dell'energia termica fra i sistemi biologici e l'ambiente circostante. È noto infatti come un corretto scambio termico fra l'uomo e l'ambiente sia alla base del benessere fisiologico dell'uomo e come la determinazione delle condizioni di scambio termico fra certi animali e l'ambiente in cui essi vivono rivesta grande interesse per molte ricerche sulla vita animale.

Nel campo del benessere umano si è avuto un interesse degli ingegneri per questi problemi fin da quando è nato il condizionamento dell'aria poiché è divenuto fin da allora necessario definire i valori progettuali di purezza, temperatura, umidità e velocità dell'aria nell'ambiente; ma solo recentemente si è data un'impostazione razionale al problema della termoregolazione umana ed animale costruendo complessi modelli matematici che tengono conto dello scambio termico fra il corpo e l'ambiente ad esso circostante e, unitamente, della propagazione dell'energia termica all'interno del corpo.

Per concludere è forse opportuno fare un'ultima considerazione e cioè che, se molte paiono le difficoltà per rappresentare analiticamente fenomeni fisici così complessi come quelli biologici, gli errori che si commettono nel semplificare e nell'approssimare, metodi tipici dell'ingegneria, possono essere senz'altro contenuti in limiti accettabili confrontando continuamente i modelli matematici prescelti per la rappresentazione analitica del fenomeno con i dati sperimentali ottenuti in condizioni note. È chiaro comunque che solo il chirurgo, il medico od il biologo sarà in grado di correlare i limiti di accettabilità dei dati fisici con i limiti di accettabilità dei risultati clinici che ne conseguono.

Prof. A. VANNINI

Nel campo delle tecniche chirurgiche oftalmologiche il freddo è di uso abituale da oltre 10 anni. Attualmente due sono i campi principali di impiego: la crioestrazione della cataratta e la criopepsi della retina.

La crioestrazione è ormai considerata il metodo di elezione nella chirurgia della cataratta poiché realizza una presa di tipo capsula-lenticolare e offre una serie di vantaggi tecnici; particolare tecnico che pare ancora migliorabile è l'isolamento termico delle criosonde per non ledere accidentalmente all'atto dell'intervento l'orletto pupillare irideo, la faccia posteriore della cornea e, secondo alcuni, la jaloide.

Nella criopepsi della retina il freddo applicato sulla sclera determina in corrispondenza dell'area di applicazione una reazione coroideale cui fa seguito una corioretinite adesiva; questa metodica si usa quando non vi è interposizione di liquido fra coroide e retina ed è perciò utilizzata nella profilassi del distacco di retina, in presenza di rotture retiniche senza distacco, ecc. Problema molto importante è la valutazione del livello terapeutico ottimale delle crioapplicazioni capaci di determinare la crio-retinite adesiva; allo stato attuale questa valutazione è un apprezzamento eseguito dall'operatore con parametri dettati dalla esperienza mediante

l'osservazione oftalmoscopica; un eccesso di refrigerazione può determinare complicanze quali ad esempio emorragie corio-retiniche e retino-vitreali.

Poiché nelle apparecchiature che ci vengono fornite è incorporato un termometro che segna la temperatura alla punta del criodo, una domanda da porre agli Ingegneri può essere quali altri parametri sarebbe utile conoscere per diminuire l'empirismo dei nostri interventi.

Alcune altre applicazioni del freddo, che possono essere considerate minori, sono il trattamento di casi particolari di glaucoma, delle forme superficiali della cheratite erpetica, delle formazioni ipertrofiche papillari in corso di congiuntiviti primaverili ed altre ancora.

Prof. F. BADELLINO

La distruzione di tessuti patologici mediante la crionecrosi viene utilizzata anche in campo oncologico, e con adeguate unità criogene è possibile trattare alcuni tipi di tumori maligni.

Si tratta generalmente di una terapia palliativa, con regressioni solamente parziali e limitate nel tempo; le indicazioni sono costituite da tumori dell'oro faringe, dai tumori vegetanti del retto ano, del collo dell'utero e vulvo vaginali, della vescica, della prostata, della cute e dalle neoplasie primitive e secondarie delle ossa.

Accanto all'azione strettamente locale sono stati osservati interessanti effetti collaterali di natura immunologica con regressione di metastasi a distanza per l'azione degli antigeni derivati dalla crionecrosi; queste osservazioni cliniche sono state in parte confermate sperimentalmente da ricerche sull'animale.

Le limitazioni di questa metodica sono costituite dalle caratteristiche scarsamente flessibili dei terminali nei confronti di tumori a superficie e volume irregolare, dalla impossibilità di distruggere formazioni di una certa dimensione e dal sanguinamento che può verificarsi in certi organi molto vascolarizzati (come ad esempio il fegato) quando la temperatura ritorna a valori normali; altri effetti indesiderabili sono costituiti dalla difficoltà di eliminazione di blocchi di tessuti necrotici (ad esempio attraverso l'uretera), dalla perforazione di pareti di organi cavi, dalla formazione di sequestri ossei, e dalla possibile evenienza di fratture patologiche.

Per il miglioramento delle tecniche crio-chirurgiche sarebbe opportuno conoscere il grado di criosensibilità dei vari tumori e dei diversi tessuti in modo da poter predisporre preventivamente il piano terapeutico e soprattutto la dimensione, forma e numero dei terminali e la durata dell'applicazione.

Prof. V. A. FASANO

I metodi chirurgici finora usati per il trattamento della nevralgia del trigemino sono:

1) sezione delle branche periferiche del trigemino;

2) decompressione o sezione del Ganglio di Gasse - sezione della radice posteriore o della radice discendente nella fossa posteriore;

3) interventi sul bulbo o sul talamo a cielo aperto o con metodo stereotassico;

4) interventi sul ponte (sezione delle fibre intermedie).

Dopo aver illustrato i vari metodi, l'oratore si è soffermato sulla neurotomia e sulla sezione selettiva delle fibre specializzate per il dolore al loro ingresso al ponte utilizzando il microscopio.

Una nuova tecnica di elettrocoagulazione controllata, selettiva e parziale del Ganglio di Gasse è stata recentemente proposta dagli autori tedeschi ed americani. La tecnica si vale della via di Hartel della termocoagulazione già impiegata nel 1936 da Kirsche, ma si differenzia da quest'ultima perché la lesione viene limitata topograficamente alla branca del Ganglio di Gasser che corrisponde al punto di partenza del dolore (zona trigger); l'estensione della lesione viene controllata graduando l'intensità della coagulazione, in modo da colpire selettivamente le fibre dolorifiche, risparmiando quelle delle altre forme di sensibilità. In questo modo è possibile ottenere la provocazione di una analgesia senza anestesia. È necessario un controllo continuo della diffusione e della intensità della analgesia nel corso dell'operazione; poiché l'effetto del calore sul nervo è sempre doloroso, occorre procedere attraverso a tappe lente.

La coagulazione deve essere fatta in anestesia ed il paziente deve essere successivamente risvegliato per il controllo.

Questa operazione deve essere ripetuta in media tre volte.

La proprietà del freddo di provocare una analgesia può essere qui favorevolmente sfruttata; il freddo può rappresentare sia il metodo di riconoscimento della sede della lesione, sia può consentire di limitare gli effetti alla analgesia senza provocare l'anestesia. Contrariamente a quanto avviene per la termocoagulazione questo controllo può avvenire a paziente collaborativo e sveglio, sotto una azione sedativa molto modesta.

Sono questi i vantaggi che offre la criolisi controllata, selettiva e parziale del Ganglio di Gasser nei confronti delle termoelettrocoagulazioni. L'oratore ha quindi presentato un film in cui è stato riportato un intervento sul trigemino, illustrandone i risultati.

Geom. D. BRACCO

Nella mia veste di distributore di apparecchiature di criochirurgia mi posso riferire unicamente all'esperienza di oltre 15 anni in questo campo e soprattutto agli incontri ed ai continui contatti internazionali con i maggiori utilizzatori di queste tecniche.

La crioterapia è stata solo recentemente riconosciuta perché l'industria è stata in grado di preparare apparecchiature in grado di fornire una ottimale applicazione.

Successivamente, con estrema prudenza e spesso con diffidenza la moderna crioterapia è stata utilizzata in altre specialità chirurgiche (urologia, chirurgia plastica, ginecologia, ORL, proctologia, stomatologia). Ancora oggi la crioterapia è però da molti medici considerata un trattamento palliativo per il vantaggio che offre di non richiedere narcosi.

È invece dimostrato che il trattamento è risolutivo nella maggior parte dei casi, anzi in alcuni considerato insostituibile.

La sua preferibilità va attribuita alla derivante caratterizzazione che avviene sempre con tessuto di caratteristiche identiche al primitivo sano, cioè senza i problemi tipici della riparazione tissutale; inoltre non ha l'effetto scatenante sui tessuti neoplastici di altri trattamenti.

Per noi quindi il problema rimane quello di una strumentazione semplice, disponibile e adattabile alle diverse necessità, concetto quindi di strumento e non di apparato.

Conseguenzialmente è per noi più importante risolvere sempre i problemi legati alle sonde criogeniche, poterne cioè costruire di ogni forma sino ad arrivare a quelle flessibili e malleabili. Analogamente intendiamo migliorare l'isolamento, lo scongelamento rapido, l'automazione, ecc.

Per ottenere tutti questi risultati abbiamo scelto il gas N_2O unico avente la possibilità di stoccaggio in piccole bombole (già disponibili in commercio) anche se con l'azoto liquido potevano apparentemente ottenersi migliori risultati. Invece oggi è ritenuta sufficiente ed in molti casi ottimale la temperatura che si ottiene con l' N_2O come dimostra il crescente numero di questi apparecchi sui mercati.

Naturalmente noi pensiamo di sfruttare altri fluidi ma attendiamo che vengano fornite le specifiche indicazioni e soprattutto desideriamo abbassarci ancora di temperatura, poterci basare su controlli e regolazioni tali da rendere sicuramente guidata l'azione refrigerante per ogni diversa applicazione.

Rivolgo quindi ai Medici la domanda:

— quando sono indispensabili le più basse temperature?

Agli Ingegneri la domanda:

— come è possibile guidare (cioè autoregolare) la strumentazione nella sua azione?

Dott. F. PEYRETTI

Mentre in criochirurgia con il freddo si tende a distruggere cellule e tessuti, in criobiologia con il freddo si tende ad un risultato diametralmente opposto, cioè preservare cellule, tessuti, organi interi.

Io mi limiterò a parlare della criobiologia applicata al tessuto sanguigno, campo nel quale forse si sono ottenuti i più brillanti risultati.

Il sangue — sia quello umano che di animale — è un tessuto buono in quanto è capace di sopravvivere per tempi sufficientemente lunghi anche quando viene sottratto al suo ambiente naturale ed è un tessuto facile a manipolarsi in quanto prevalentemente liquido.

Queste sono le ragioni per le quali il sangue si è sempre dimostrato una miniera inesauribile

di dati a livello di biologia, e fu il primo tessuto umano ad essere posto in stato di ibernazione (nella sua conservazione allo stato liquido a 4°C).

A scopo trasfusionale ciò concesse di passare dalla trasfusione diretta a quella indiretta di sangue conservato con limite di 21 giorni a 4°C. Si trattava però di limiti di tempo pur sempre troppo ristretti per quanto concerne gli elementi cellulari del sangue, cioè globuli rossi, globuli bianchi e piastrine.

Sulla scorta di quanto già si faceva per la parte liquida, il plasma, cioè il congelamento a -25°C e sua conservazione praticamente illimitata a questa temperatura, si cercò di congelare anche le cellule. Il risultato fu ottenuto impiegando le basse temperature (-85°C) concesse dai moderni congelatori meccanici o le bassissime temperature dell'azoto liquido e usando sostanze crioprotettive quali il glicerolo a varie concentrazioni, alcuni zuccheri penetranti la membrana cellulare, il D.M.S.O., o soluzioni macromolecolari quali quelle di polivinil pirrolidone o di starch-gel. Tutte queste sostanze tendono ad evitare nella pur breve fase del congelamento una variazione della concentrazione degli ioni ridisciolti nell'acqua endocellulare, a mano a mano che questa congela, con conseguenti danni irrimediabili alla struttura della cellula.

Naturalmente tutti i crioprotettivi devono essere allontanati prima della trasfusione il che si ottiene con ripetuti lavaggi con soluzioni ipertoniche e normotoniche.

I risultati oggi ottenuti a livello di conservazione, ricupero e sopravvivenza in circolo sono ottenuti per i globuli rossi, un po' inferiori per quanto riguarda i globuli bianchi e le piastrine.

Esistono alcune limitazioni pratiche all'impiego generalizzato della criopreservazione del sangue umano a scopo trasfusionale. Fondamentalmente gli alti costi delle attrezzature, dei materiali impiegati, dei tempi di lavoro necessari.

Gli impegni futuri dell'Ingegnere dovrebbero concedere al Medico l'impiego di apparecchiature meccaniche meno sofisticate, costi dell'azoto liquido sensibilmente inferiori, e, punto di preminente im-

portanza, controlli e correzioni in automazione delle curve di raffreddamento. Ciò vale particolarmente per il congelamento di cellule tissutali ai fini della tipizzazione e della preservazione di organi interi ai fini di trapianto.

Ing. M. MARZIO

I problemi posti dalla criobiologia sono essenzialmente due: la conservazione e il congelamento di materiale biologico.

Per quanto riguarda la conservazione di materiale biologico, si può dire che non esistono più problemi, poiché le conoscenze tecnologiche attuali consentono di realizzare contenitori per azoto liquido di ogni forma e dimensione, soddisfacenti ogni esigenza di stoccaggio di materiale biologico. La ricerca in questo campo tende unicamente ad aumentare l'autonomia dei contenitori migliorando la qualità dell'isolamento.

Per quanto riguarda invece il problema del congelamento, il problema non è risolto in modo generale, ma solo in alcuni casi semplici.

In alcuni casi è sufficiente l'immersione in azoto liquido, eventualmente previo stazionamento nei vapori freddi del medesimo, come per il congelamento di seme taurino; oppure è possibile congelare con un crioprotettivo, come normalmente si opera per il sangue; però in generale il problema non è risolto.

Un parametro importante per la scelta della tecnica di congelamento è la velocità di raffreddamento, individuabile come variazione della temperatura nel tempo; poiché è provato che velocità di raffreddamento troppo elevate o troppo basse hanno effetti letali sulle cellule, deve essere ricercata una velocità ottimale.

Uno strumento idoneo per questa ricerca è un programmatore di temperatura che consente di realizzare sul campione biologico in esame curve di raffreddamento qualsiasi e quindi risolvere, almeno in casi particolari, il problema del congelamento.

APPLICAZIONE DEGLI ULTRASUONI IN MEDICINA

Prof. A. PASQUARELLI

L'applicazione degli ultrasuoni in medicina ha preso lo spunto dall'applicazione degli ultrasuoni in campo meccanico per la verifica di fratture o di malformazioni ed è partita abbastanza male in medicina perché è partita quasi come concorrente della radiologia.

Di fatto ha patito molto della presenza della radiologia perché nei primi tentativi di applicazione si pensava di trarre dagli ultrasuoni proprio delle immagini dello stesso tipo di quelle radiologiche. Diciamo che ha patito per chi non ha ben considerato qual'era il principio fisico su cui si fonda questo nuovo mezzo di indagine a livello diagnostico.

Il principio fisico è completamente diverso da quello su cui si basa la radiologia; il tipo di radiazione, anche se radiazione è, è nettamente diverso a livello di interazione soprattutto, per quanto ci interessa, con i tessuti che investe. Per questo motivo diciamo che, se in una prima fase ha patito, dopo la situazione è migliorata perché è stata considerata non come un sostituto, ma come un complemento della indagine radiologica, per verificare certe alterazioni patologiche che altrimenti la radiazione X non poteva mettere in evidenza.

I sistemi più frequentemente adoperati per applicare gli ultrasuoni in medicina si basano essenzialmente su due metodiche. Una è una metodica classica ad eco. Un trasduttore piezoelettrico ecci-

tato elettricamente emette un impulso di ultrasuoni; questi vengono riflessi da superfici che dividono due mezzi a differente impedenza acustica; l'eco rilevato permette di localizzare la superficie riflettente. L'altra metodica si basa sulla variazione di frequenza che può subire un'onda sonora quando viene riflessa da una superficie in movimento: dalla variazione di frequenza si può risalire alla velocità con cui la superficie si muove. Le tecniche ad eco vengono usate secondo due tecniche: uni e bidimensionale. Il modo unidimensionale permette di rilevare la posizione delle superfici riflettenti su una retta coincidente con l'asse del trasduttore (supponendo che il trasduttore emetta in modo molto lobato in avanti). Con questa metodica, di tipo A, si ottengono delle informazioni molto brutte dal punto di vista estetico, se si è abituati a vedere i risultati ottenuti con le tecniche radiologiche. Si vedono infatti solamente picchi, correlati con la posizione delle superfici riflettenti. L'interpretazione di questi ecogrammi richiede molta esperienza, per poter discernere i picchi dovuti ad anomalie rispetto a quelli dovuti ad organi sani.

La tecnica bidimensionale esegue molte scansioni di tipo A, parallele, e si arriva quindi ad una visualizzazione di tipo topologico molto migliore, dal punto di vista estetico, delle rappresentazioni A. L'informazione quindi, data col metodo B, sembra nettamente migliore. Se ci si limita al campo dell'oculistica, il discorso che è stato fatto a Torino è stato quello di riconsiderare la differenza tra questi due tipi di informazione e di trovare che in effetti l'informazione a maggior contenuto è proprio quella di tipo A, contrariamente a quanto si possa credere. La metodica di tipo B mette ben in evidenza le parti, cioè la topologia della zona esplorata, permettendo quindi la localizzazione ad esempio delle malformazioni patologiche, senza dare però nessun contributo al riconoscimento di tali malformazioni. Il discorso fatto dal mio gruppo a Torino, è stato quello di studiare direttamente la malformazione, evidenziata in B-scan, con il metodo A-scan. In questo modo oltre a studiare i picchi più vistosi, che mettono in evidenza superfici di separazione fra due mezzi, abbiamo potuto studiare anche picchi dovuti a radiazione diffusa all'indietro da centri diffondenti di dimensioni molto ridotte. con questo metodo si riesce a studiare la struttura interna dei tessuti.

Con un metodo di questo genere si può almeno impostare un discorso di diagnostica differenziale dei tessuti, ed è questo certamente un discorso molto interessante.

Prof. A. VANNINI

Vorrei solo ricordare che l'oculistica questa sera è destinata a dimostrare che si avvale delle tecniche più recenti. Usa l'ecografia da circa una ventina d'anni, però indubbiamente è merito della scuola di Torino, da circa una decina d'anni, soprattutto per opera di Gallenga, Bellone e Pasquarelli, l'aver trovato vastissimi campi di applicazione in campo oftalmologico.

Il mio discorso è preminente clinico e non tecnico; vorrei quindi solamente dire a cosa serve a noi l'ecografia.

Direi che si è partiti con i due metodi A e B scan; il salto qualitativo nella diagnostica in campo oculistico è stato fatto quando dalla diagnostica di « riflessione » si è passati a quella di « diffusione ». Si è così potuti arrivare al riconoscimento di tessuti patologici all'interno dell'occhio e dell'orbita.

In questo modo, oltre a poter effettuare le solite misure di lunghezza, quali lo spessore del cristallino, visualizzazione della cornea, lunghezza del bulbo oculare, si è riusciti ad evidenziare la presenza di disomogeneità all'interno del bulbo oculare, sollevamenti retinici, e di definire se il contenuto di questi sollevamenti è liquido o solido.

Non solo, si è riusciti a diagnosticare il tipo di sollevamento solido, cioè di massa tumorale. Si è riusciti cioè a distinguere un'emorragia endovitrea o sottoretinica ed anche a definire il tipo di neoplasia all'interno del bulbo. Analogo discorso può essere fatto per l'orbita; in questo caso a maggior ragione in quanto mentre per il bulbo oculare vi sono altri mezzi di indagine, da quelli più tradizionali a quelli di floroangiografia che ci permettono già di fare una certa diagnosi differenziale sul tipo di sollevamento che troviamo all'interno del bulbo oculare, a livello di orbita si deve ricorrere a metodi più macchinosi (esami con radioisotopi): è in questo caso che l'ecografia permette di ottenere ottimi risultati.

Voglio infine ricordare il fatto che l'ecografia non produce danno alcuno, ai livelli di intensità usata. Permette quindi di seguire determinate alterazioni patologiche o anche di seguire i risultati di una determinata terapia.

Prof. F. BADELLINO

L'applicazione degli ultrasuoni desta, in campo oncologico, notevole interesse, di natura diagnostica. L'utilizzazione dell'ecografia ha trovato applicazione nell'esplorazione degli organi addominali, in quanto ci può dare informazioni che si possono avvicinare quasi alla tipizzazione istologica; però si è ancora in fase sperimentale e non di routine. Dove potrebbe essere, in futuro, realmente importante, per un servizio di prevenzione anche dal punto di vista sociale, è per poter fare un accertamento preciso del tumore al seno; notoriamente è uno dei due tumori più frequenti nella donna insieme al carcinoma del collo dell'utero.

L'ecografia è un metodo indolore, che non presenta pericoli; è utilizzabile se la sua affidabilità diventa equivalente alle altre metodiche, dalla visita clinica alle indagini radiologiche del seno, alla termografia. Potrà addirittura risolvere il problema dello screening di tutte quelle donne così dette ad alto rischio, che devono essere seguite per il pericolo che possa insorgere una neoplasia a livello del seno.

Al termine delle relazioni introduttive si è sviluppata un'ampia e interessante discussione di cui si riportano gli interventi principali:

Nel campo della medicina l'ostetricia ha utilizzato le metodiche ultrasoniche qualche anno dopo gli oculisti ed i neurologi. Attualmente però l'ultrasonografia ha assunto in ostetricia una notevole importanza. Noi stiamo lavorando con un apparecchio A e B scan tradizionale, con sonde da 1 a 4 MHz.

L'applicazione principale è la valutazione del diametro biparietale del feto, poiché esiste una precisa correlazione tra l'aumento di detto diametro e l'epoca gestazionale, ed ancora tra tale diametro ed il peso del feto. Sono state determinate curve di accrescimento fisiologico che permettono di valutare in casi sospetti patologici difetti in più o in meno dell'accrescimento fetale.

Altra applicazione è lo studio dell'accrescimento in casi patologici materni (gestosi, diabete, insufficienza fetoplacentale). Ed ancora si riesce a risolvere il problema della localizzazione placentale, precocemente; il che ci permette la tecnica della miocentesi con estrema sicurezza, con prelievo di liquido amniotico e diagnosi precoce di malformazioni fetali su base genetica. Riusciamo anche a fare diagnosi di mola vescicolare; la miocentesi poi ci serve nel secondo e terzo trimestre per valutare la disimmunizzazione feto materna da fattore RH.

Nel campo ginecologico si riesce a differenziare tumori addominali (tumori solidi e tumori cistici).

I limiti che abbiamo, e quindi i quesiti, sono di due tipi. Innanzitutto abbiamo limiti in frequenza in quanto dobbiamo attraversare un notevole spessore di tessuto: aumentando la frequenza aumenta il potere risolutivo ma aumenta notevolmente l'assorbimento. Per questo motivo la frequenza utilizzata è di 2 MHz. Ci interessa aumentare il potere risolutivo (ora di circa 1 mm): si pensi che l'aumento del diametro biparietale nelle ultime settimane di gravidanza è al di sotto dei due millimetri per settimana.

Un altro problema in B-scan; nell'esame dei tessuti in profondità (riconoscimento di cuore, feto, vena ombelicale del feto) non si riescono ad ottenere risultati confortanti.

Un terzo problema è dovuto alla presenza nei nostri tracciati di parecchi artefatti.

Vorrei concludere ricordando l'importanza dell'effetto Doppler, che utilizziamo per percepire il battito cardiaco fetale già all'inizio del terzo mese.

Prof. A. PASQUARELLI

I problemi dell'applicazione degli ultrasuoni in ostetricia non sono semplici da risolvere. Per poter andare in profondità occorre poter diminuire la frequenza e quindi peggiorare il potere risolutivo. Infatti, se in oculistica si è riusciti a fare un discorso di diagnostica differenziale dei tessuti, è perché le parti esplorate sono superficiali e quindi può essere usata una frequenza elevata (8 MHz), tale da interagire direttamente con le strutture interne dei tessuti. Una neoplasia che appare acusticamente muta all'interno, se esplorata con una determinata

frequenza, non la è più se viene esplorata con una frequenza superiore.

Per ovviare a questi inconvenienti occorre migliorare le parti di amplificazione cercando di aumentare il rapporto segnale-fondo (cioè diminuendo il noise del sistema trasduttore-amplificatore).

Per quanto concerne gli artefatti occorre cambiare il modo di ragionare sui tracciati. Quando in A-scan osserviamo un picco, questo non è altro che la rappresentazione del modo con cui l'ultrasuono inventa la struttura che ha visto. Il vedere artefatti non significa quindi evidenziare picchi «inventati» completamente dal trasduttore; c'è un'interazione ultrasuoni-tessuto che ha determinato questi picchi. Si pensi che ad esempio in una prima fase, picchi interni a neoplasie erano stati considerati artefatti; in un secondo tempo sono proprio quelli che ci hanno permesso di impostare un discorso diagnostico di tipo differenziale, in quanto erano dovuti a backscattering da parte di centri diffondenti.

Più che eliminare gli artefatti direi quindi che occorre ripeterle le esperienze con sonde a diversa frequenza. La parte topologica, macroscopica, dovrebbe rimanere inalterata. La parte di scattering tessutale dovrebbe dipendere invece dalla frequenza utilizzata.

Sulla necessità di differenziare i tessuti nella rappresentazione di tipo B, il discorso è ancora quello di poter aumentare la frequenza, anche se questo consiglio contrasta con la necessità di indagare in profondità.

Prof. M. CAMPOGRANDE

Quanto alla possibilità di differenziare strutture che presentano una piccola differenza di impedenza acustica, qualcosa sembra sia già stato ottenuto con l'uso di schermi che utilizzano la scala dei grigi, per cui con una sola scansione si ottengono risposte di brillantezza diversa sullo schermo e seconda dell'intensità dell'onda riflessa. Strutture anche molli riescono così ad essere differenziate. Si riesce ad evidenziare un embrione nelle primissime settimane di gravidanza, e questo è un dato molto utile.

Per quanto concerne l'oncologia il campo è molto aperto. Per la mammella non vi sono ancora risultati molto brillanti. Altre tecniche, quali la xerografia e la mammografia sembrano dare risultati più interessanti.

Prof. A. PASQUARELLI

L'intervento del Prof. Campogrande mi permette di esprimere il perché contrasto molto la tecnica dei grigi, in questo senso: non che sia una tecnica cattiva, anzi è sulla strada giusta però, mi spiace dirlo, ma abbiamo fatto qualcosa di più a Torino, a livello oculistico. La scala dei grigi non fa altro che prendere l'intensità dalla risposta ultrasonica e dividerla al massimo in 5 o 6 parti.

Prof. M. CAMPOGRANDE

Una decina.

Prof. A. PASQUARELLI

Una decina, ecco. Quello che abbiamo fatto noi è di prendere il segnale A-scan e mandarlo ad un convertitore analogico-digitale che divide l'ampiezza massima del segnale in 64 parti; il che permette quindi di poter arrivare a rappresentazioni di tipo B con 64 sezioni diverse, cioè a 64 livelli differenti di intensità. A questo punto è meglio saltare il fosso completamente, a mio avviso, e lavorare in digitale, anziché cercare di ottenere quelle bellissime Polaroid o con la rappresentazione in scala dei grigi o meglio ancora in scala di colori.

Avere l'informazione in forma digitale significa poterla memorizzare e quindi non perdere nulla come contenuto di informazione.

Prof. G. BELLONE

Vorrei solo aggiungere qualcosa in tema di differenziazione dei tessuti molli, che investe il campo della diagnosi dei tumori. Il prof. Badellino ha detto prima, siamo ancora in campo sperimentale.

Noi oculisti siamo in campo clinico ed è da tre o quattro anni che siamo in grado di fare diagnosi differenziali fra formazioni a tipo sarcoma, carcinomi, emangiomi cavernosi con una affidabilità di circa il 90%.

A mio avviso, in molte altre branche, esclusa la neurologia per esempio (a causa della teca cranica), dove ci sono dei tumori superficiali, oppure in altri campi dove si può per via endocavitaria raggiungere le neoplasie (abbiamo fatto prove applicando una sonda al celioscopio), si possono raggiungere risultati positivi in tema di diagnostica differenziale.

MISURA DI PARAMETRI FISIologici ED ELABORAZIONE DEI DATI

Prof. C. PINOTTI

Un popolare aforisma afferma che: « per il credente l'uomo è il figlio di Dio, per Carlo Darwin l'uomo è un animale, per il fisiologo l'uomo è una macchina ». L'uomo, infatti, è una macchina che trasforma energia chimica potenziale in energia meccanica, termica ed elettrica; il fisiologo studia le modalità del funzionamento di tale macchina e le sue prestazioni. La conoscenza della fisiologia è di fondamentale importanza per il medico che studia il deterioramento arrecato alla macchina umana da agenti interni od esterni e cerca di porvi riparo.

La trasformazione di energia che ha luogo nell'organismo umano avviene ad opera di una serie numerosissima di processi chimici e metabolici regolati da enzimi ed ormoni; questo è il campo di pertinenza del chimico-biologo. A monte ed a valle dei fenomeni di natura chimica, hanno luogo processi fisici (meccanici, termici, elettrici, fluidici, ottici, acustici) i quali sono studiati specificatamente dal fisiologo.

Il progresso delle conoscenze dell'uomo-macchina va di pari passo con il progresso della strumentazione e delle metodologie di analisi.

Lo studio della pompa cardiaca offre un vasto campo di interesse per l'ingegnere: misura del volume e dell'energia contrattile di quest'organo che non ha una configurazione geometrica semplice (pressioni intracardiache, ecografia del cuore); misura istantanea e per unità di tempo della gettata cardiaca con tecniche non invasive (metodi sfimografici, metodi di diluizione già usati da ingegneri idraulici, balistocardiografi, procedimenti di riventilazione), misura e soprattutto analisi computerizzata dell'elettrocardiogramma; telemetrazione dei segnali elettrici. Queste apparecchiature tecniche di indagine dei parametri fisiologici vengono continuamente perfezionate e corrette in rapporto con il progresso delle scienze di base e dopo il vaglio del-

l'esperienza nell'uomo e negli animali da esperimento.

Dei problemi di fluidica circolatoria e respiratoria e della apparecchiatura relativa già s'è detto nei precedenti capitoli.

Là ove l'attività biologica si manifesta con fenomeni elettrici è necessario l'intervento dell'ingegnere non soltanto per la costruzione degli opportuni strumenti di misura ma ancor più per lo stoccaggio e l'analisi matematica dei tracciati (elettroencefalografia, elettromiografia, elettroretinografia, elettromiometrografia).

La bio-ingegneria ha trovato applicazione in due settori di notevole interesse sociale: l'ortopedia e la ginecologia. Lo studio della deambulazione dell'uomo e della esecuzione dei movimenti muscolari è la naturale e insostituibile premessa per l'impiego di protesi idonee. L'analisi della frequenza e della ampiezza delle contrazioni uterine, l'ecografia e ECGgrafia del cuore fetale sono oggetto di studio di clinici e bio-ingegneri.

L'esame funzionale degli organi di senso, occhio ed orecchio, richiedono l'intervento continuo dei bio-ingegneri. Spazio e tempo impediscono di riferire su questi capitoli quanto converrebbe.

Limitandoci all'apparato della visione, non è tanto l'applicazione di occhi artificiali (problema avveniristico che ha tuttavia trovato già qualche sperimentale applicazione pratica) che impegna i bio-ingegneri quanto l'esame del diottero oculare (ultrasuoni) e della sua nutrizione fluorangiografia cinematografia a luce riflessa del fondo retinico, ecc.

Prof. V. POZZOLO

Il tema in discussione è, tra quelli proposti in questa serie di tavole rotonde, quello che più si presta ad una collaborazione tra ingegnere e me-

dico in un lavoro altamente interdisciplinare. Infatti la bioingegneria non deve essere intesa solo come un rapporto in cui l'ingegnere fornisce al medico la tecnologia per realizzare apparecchiature sofisticate, ma piuttosto come un incontro tra formazioni culturali diverse in cui la preparazione dell'ingegnere nel campo dell'analisi di sistemi può essere messa a frutto per lo studio e la simulazione dei complicatissimi sistemi biologici.

Un tema, abbastanza misconosciuto, di ricerca interdisciplinare è quello dello studio delle metodologie di misura e della valutazione critica dei dati sperimentali, in altre parole la metrologia riguardante le misure sui sistemi biologici. Quale credito dare ai dati che provengono da una misura? La questione è importante sia per i dati che vengono utilizzati direttamente per la diagnosi, dove si corre il rischio che il medico creda ciecamente al numero che lo strumento gli indica o, all'estremo opposto abbia la totale sfiducia nell'ausilio che la strumentazione gli può dare, sia e soprattutto quando si effettuino delle raccolte di dati a scopo statistico vuoi per arrivare a modelli statistici per elaborazioni automatiche vuoi per fornire al medico una vasta casistica in breve tempo. In questo caso è necessario che i dati raccolti in luoghi diversi siano tra loro confrontabili, cosa che richiede uno sforzo serio di standardizzazione di apparecchiature e metodi di misura.

L'errore di una misura dipende dalla precisione della strumentazione usata e dal metodo di misura utilizzato. Nelle misure di parametri fisiologici è spesso difficile definire una « classe » dello strumento (ad esempio elettrocardiografo) con i metodi tradizionali, ma occorre sovente una definizione nuova di « errore » che qualifichi la prestazione dello strumento e permetta di assegnarlo a varie classi di eccellenza.

Per quanto riguarda i metodi di misura occorre osservare come nelle misure convenzionali si usi scindere gli errori in casuali e sistematici: in bioingegneria questo è molto spesso impossibile. Basti pensare ad un classico errore sistematico, quello che gli ingegneri chiamano « errore di consumo »: è dovuto alla modificazione del comportamento del sistema sotto misura a causa dell'inserzione dello strumento che effettua la misura. Questo errore ora può essere sistematico (tecnica invasiva o no, ecc.) ma può anche essere casuale come ad esempio la modificazione psicologica del paziente sottoposto alla misura.

Questo e tanti altri esempi possono mostrare come la metrologia per la bioingegneria sia ancora campo di ricerca aperta.

Prof. P. F. ANGELINO

Negli ultimi 15 anni, dapprima in America e quindi anche in Europa, sono stati proposti e sviluppati numerosi programmi di analisi automatica degli elettrocardiogrammi, e, dopo iniziali perplessità, la tecnologia del calcolatore elettronico applicata alla lettura dell'elettrocardiogramma è uscita

dalla fase sperimentale e si sta avviando verso una vasta diffusione clinica.

Centri dedicati a questa metodica stanno sorgendo in tutto il mondo sia presso Ospedali, che presso Istituti di Ricerca.

Nonostante i grandi recenti progressi realizzati nella soluzione dei maggiori problemi tecnici, allo stato attuale nessuno dei vari programmi proposti presenta una completa affidabilità per cui è tuttora indispensabile l'intervento del Cardiologo per correggere gli eventuali errori della macchina.

Il calcolatore non può pertanto sostituire il medico, ma piuttosto è uno strumento che lo aiuta nel suo lavoro facendogli risparmiare tempo e fatica. Esso elabora i tracciati elettrocardiografici e ne fornisce i referti in modo uniforme e costante (le percentuali di errore sono ormai ridotte a meno del 10% e sovente detti errori sono imputabili a difetti di registrazione e trasmissione), ma non può conoscere e prendere in considerazione i dati anamnestici e clinici del paziente, che sono elementi essenziali nella valutazione di numerosi elettrocardiogrammi. Si comporta cioè come un cardiologo che si dedichi alla lettura di elettrocardiogrammi senza conoscere assolutamente nulla dei pazienti.

Nonostante le suddette critiche ritengo la lettura automatica degli elettrocardiogrammi estremamente utile nell'ambito ospedaliero per i seguenti motivi:

1) Rende il lavoro del medico assai meno gravoso riducendo i tempi di lettura ad un terzo in confronto al sistema tradizionale.

2) Riduce notevolmente i costi di gestione di un Servizio Centralizzato di elettrocardiografia.

3) Permette la registrazione a livello dell'Accettazione del primo elettrocardiogramma di routine a tutti i ricoverati.

4) Le richieste di elettrocardiogrammi urgenti provenienti da qualsiasi divisione medica o chirurgica o dai Pronto Soccorso, possono essere evase nel volgere di pochi minuti.

5) Con la celerità e tempestività della registrazione e della refertazione degli elettrocardiogrammi si contribuisce alla riduzione dei tempi di degenza.

6) L'uniformità costante dei referti ne permette l'archiviazione elettronica e la successiva elaborazione per ricerche cliniche, epidemiologiche e statistiche. Consente inoltre, con l'aggiunta di dati anamnestici, clinici e di laboratorio la creazione di una scheda cardiologica di ogni paziente che venga in contatto con il Sistema.

Alla relazione ha altresì contribuito il Dott. F. SPADACCINI.

Prof. P. M. CALDERALE

Nel nostro Istituto l'attività di ricerca nel settore della acquisizione dei dati a scopo diagnostico e terapeutico riguarda essenzialmente, a parte il settore delle misure ortopediche, la ballistocardi-

grafia e la restituzione geometrica di volumi rilevati con due proiezioni radiografiche ortogonali.

Come è noto la ballistocardiografia è la misura delle forze con le quali il cuore agisce sui tessuti che lo circondano. Queste forze nascono a causa della accelerazione del baricentro delle masse costituite soprattutto dal sangue che viene pompato e, in minor misura, dal movimento dei tessuti del cuore stesso.

Essa ha trovato negli ultimi anni un nuovo impulso, grazie sia alla adozione di tecniche avanzate di misura, sia a una impostazione più rigorosa del problema di risposta dinamica del sistema corpo umano-organi di supporto. In particolare:

a) si è accertata la convenienza di misurare le accelerazioni del sistema mediante accelerometri, e da queste risalire alle forze cardiovascolari connesse al moto del sangue e del baricentro cardiaco;

b) si sono adottate sospensioni degli organi di supporto che diano una frequenza di oscillazione propria del sistema assai bassa (Ultra Low Frequency - ULF);

c) si sono costruiti supporti rigidi extra leggeri, in sandwich di alluminio-polistirolo (Politecnico di Torino) o di carbon fiber (University di Strathclyde - Glasgow);

d) si è riconosciuta l'opportunità di costruire tavoli ballistocardiografici dotati di più di un grado di libertà: nel nostro Istituto ad esempio si è realizzato un tavolo ULF extra leggero in polistirolo-alluminio, montato su cuscinetti ad aria e avente due gradi di libertà;

e) si è riconosciuta l'opportunità di migliorare l'accoppiamento corpo umano-tavolo, allo scopo di limitare, e possibilmente evitare, i movimenti relativi tra la struttura del corpo, su cui agiscono le forze cardiache, ed il tavolo, su cui sono montati gli strumenti di misura.

Nel nostro Istituto è stato studiato questo problema particolare, costruendo un tavolo avente la forma di un iperboloide di rivoluzione, che si è dimostrata avere caratteristiche superiori a quelle del tavolo piano.

Questa realizzazione è stata oggetto di una memoria presentata al recente Congresso Mondiale di Ballistocardiografia e Dinamica Cardiovascolare (Amsterdam, aprile 1975).

A conclusione di questo Congresso è stato raccomandato di orientare le ricerche al fine di operare una standardizzazione delle forme di segnale rilevati.

La restituzione geometrica di volumi rilevati mediante proiezioni radiografiche ortogonali viene operata mediante elaboratori elettronici: i dati geometrici vengono misurati sulle due lastre ortogonali impressionate per ogni paziente e fornite al calcolatore mediante schede perforate. Il programma di calcolo restituisce la posizione geometrica esatta dei punti desiderati, note le posizioni relative delle lastre e dei vertici di proiezione conica.

Nel nostro Istituto è stato realizzato un pro-

gramma di questo tipo, che fornisce inoltre le distribuzioni di isodosi nella terapia endocavitaria con fili di iridio 192.

Ing. F. FERRARIS

Due anni fa ha avuto inizio una ricerca sull'analisi automatica del lavoro uterino in travaglio di parto, in collaborazione tra il Centro di Elaborazione Numerale dei Segnali e la Clinica Ostetrica e Ginecologica dell'Università di Torino.

Scopo della ricerca è lo studio di caratteristiche della attività uterina di donne in travaglio di parto utilizzando la conoscenza delle variazioni di pressione del liquido amniotico.

Il lavoro fatto ha permesso di mettere a punto un metodo automatico e funzionante in tempo reale per lo studio di alcuni parametri caratteristici dell'attività contrattile dell'utero. I parametri analizzati consentono uno studio accurato e completo del lavoro uterino; in particolare permettono di ricavare degli indici, proposti da altri autori, per distinguere i travagli normali da quelli in cui si possano intravedere delle anomalie.

Per l'analisi della curva di pressione del liquido amniotico si è utilizzata una procedura descrittiva di riconoscimento automatico di configurazioni.

Il metodo individua innanzi tutto l'intervallo di tempo corrispondente ad una contrazione, caratterizzato da due intervalli: un primo in cui si rileva un « tono » pressoché costante, è un secondo in cui si osserva un forte aumento di pressione del liquido amniotico. Il procedimento di riconoscimento è programmato in modo tale da distinguere le contrazioni vere e proprie da disturbi di altra natura, quali ad esempio colpi di tosse o movimenti della partorientente.

Successivamente l'intervallo di contrazione viene diviso in un certo numero di « segmenti » caratteristici dai quali si ricavano venticinque parametri che permettono una completa descrizione della curva di pressione; i parametri sono stati scelti in modo tale da poter ripetere quantitativamente e in modo automatico l'analisi qualitativa che un medico può eseguire dall'esame dell'oscillogramma ottenuto dal segnale di pressione.

Il metodo risulta efficace per l'analisi di ogni contrazione di un singolo travaglio e le prove eseguite su un ristretto numero di casi hanno dato buoni risultati.

Per il futuro si intende eseguire un'analisi statistica dei parametri nei quali è stata suddivisa ogni contrazione, elaborando i dati relativi ad un centinaio di travagli; con tale analisi statistica si vogliono individuare i parametri più indicativi e più sensibili a diverse condizioni cliniche.

Scopo finale di questa ricerca è quello di mettere a punto una procedura automatica che, utilizzando un calcolatore da processi installato presso la sala travaglio di un ospedale e operante in linea, permetta un monitoraggio completo e contemporaneo di tutti i travagli, in modo da fornire all'ostetrico rapide e precise informazioni sull'andamento di ognuno, mettendolo cioè nelle condizioni di poter agire nel modo più efficace.

SEMINARIO DI INGEGNERIA BIOMEDICA DEL POLITECNICO DI TORINO

Nel periodo marzo-giugno 1976 verranno svolti, a cura del Seminario e con la partecipazione di docenti della Facoltà di Ingegneria del Politecnico e della Facoltà di Medicina dell'Università di Torino corsi e conversazioni a carattere monografico su argomenti di Ingegneria Biomedica.

CORSO DI FISIOLOGIA UMANA - Proff. C. Pinotti, A. Cevese (a carattere propedeutico per ingegneri)

Dal 9 marzo all'8 aprile, tutti i martedì e giovedì dalle ore 18 alle ore 20 presso l'Istituto di Fisiologia Umana dell'Università.

CORSO DI ELEMENTI DI INGEGNERIA - Proff. P. Ferraris, M. Filippi, M. M. Gola, F. Quagliotti, V. Vullo (a carattere propedeutico per medici e biologi)

Dal 2 marzo al 6 aprile, tutti i martedì e giovedì dalle ore 18 alle ore 20 presso il Politecnico, aula 9 B.

CALENDARIO

DELLE CONVERSAZIONI A CARATTERE MONOGRAFICO

MATERIALI BIOCAMPATIBILI, a cura dei Proff. N. Piccinini ed F. Vallana - SORIN.

24 marzo - Carbonio pirolitico.

31 marzo - Materiali plastici e ceramici.

CHIMICA-FISICA BIOMEDICA, a cura del Prof. M. Maja.

7 aprile - Proprietà di elettroliti.

12 aprile - Fenomeni di trasporto in membrane.

18 aprile - Sviluppi recenti nel comportamento delle membrane.

BIOFISICA, a cura della Prof. F. De Michelis.

20 aprile - Misura effettiva della sensibilità della pelle a stimoli termici e meccanici.

27 aprile - Analisi per attivazione.

MECCANICA BIOMEDICA, a cura dei Proff. P. M. Calderale, M. M. Gola.

22 aprile - Artroprotesi.

29 aprile - Meccanica articolare.

4 maggio - Balistocardiografia.

ERGONOMIA, a cura dei Proff. G. Rubino, G. Scansetti.

6 maggio - Produzione e dispersione del calore durante il lavoro.

11 maggio - Adattamento del sistema cardiocircolatorio durante il lavoro

FLUIDODINAMICA BIOMEDICA, a cura dei Proff. A. Romiti, G. Belforte, F. Quagliotti.

13 maggio - Respirazione artificiale.

18 maggio - Reologia della circolazione.

20 maggio - Circolazione assistita e valvole cardiache.

TECNICHE RIABILITATIVE, a cura dei Proff. R. Merletti - SORIN e V. Pozzolo.

24 maggio - Bioingegneria del sistema neuromuscolare.

25 maggio - Alcuni metodi di valutazione oggettiva di pazienti neurolesi.

26 maggio - Stimolazione elettrica funzionale.

TECNICHE DIAGNOSTICHE a cura dei Proff. C. Boffa, A. Passignarelli.

8 giugno - Diagnostica differenziale con ultrasuoni.

10 giugno - Diagnostica delle particelle inalabili.

TERMOCINETICA BIOMEDICA, a cura dei Proff. V. Ferro, M. Filippi.

15 giugno - Termodinamica dei sistemi biologici.

22 giugno - Criochirurgia e crioconservazione di materiale biologico.

24 giugno - Condizionamento dell'aria in ospedale.

Le conversazioni avranno luogo nell'aula del Politecnico dalle ore 18 alle 20.

Il corso di Fisiologia Umana è organizzato in modo da fornire le basi conoscitive necessarie per tutti coloro che non hanno seguito studi medico-biologici.

Per coloro che hanno invece seguito studi medico-biologici verranno fornite, nel corso di Elementi di Ingegneria, le nozioni propedeutiche di carattere ingegneristico.

Gli argomenti di Ingegneria Biomedica oggetto degli incontri ed altri eventuali potranno essere ulteriormente sviluppati in sede di tesi di laurea.

Il programma previsto potrà essere ampliato con conferenze su argomenti particolari, con visite a laboratori e con applicazioni pratiche.

Al termine del programma previsto sarà rilasciato dal Seminario un certificato attestante l'avvenuta frequenza da parte degli iscritti che abbiano effettivamente seguito il programma stesso.

L'iscrizione può effettuarsi presso la Segreteria del Politecnico.

Torino, 4 febbraio 1976.

Il Direttore Amministrativo
Dott. D. GUELFO

Il Rettore
Prof. R. RIGAMONTI

Il Direttore del Seminario
Prof. A. ROMITI

A-SCAN DIGITALE PER OFTALMOLOGIA - INTERFACCIA DI COLLEGAMENTO DI UN MEMORIZZATORE DI TRANSIENTI CON UN PERFORATORE DI NASTRO

G. Fiegna* - A. Pasquarelli**

Introduzione

L'ecografia applicata in oftalmologia utilizza sonde ad ultrasuoni di elevata frequenza ($\nu=8$ MHz). L'informazione, negli strumenti commerciali, viene solitamente rappresentata su un oscilloscopio e quindi la diagnosi viene effettuata in modo soggettivo sulla foto Polaroid, che registra il transiente derivante dall'interazione ultrasuoni-tessuto.

Per poter impostare un esame di tipo oggettivo dei tracciati ecografici [ref. 1, 2, 3], l'uscita dell'amplificatore del segnale derivante dalla sonda ad ultrasuoni è stata inviata ad un convertitore analogico-digitale.

In questo lavoro viene descritta l'interfaccia di collegamento del convertitore analogico-digitale con un perforatore di nastro.

Un convertitore analogico - digitale (Transient Recorder-Biomation-Palo Alto, California) permette la memorizzazione di transienti in forma digitale con una precisione di 1,6% del fondo scala (una parte su 64). Il convertitore è in grado di effettuare una conversione in un tempo minimo di 100 nano-secondi e di memorizzare 256 « parole ». L'uscita dell'informazione, in forma digitale, può avvenire sia in modo asincrono (o interrogato) che in modo sincrono; i dati sono espressi in forma binaria pura. Dovendo analizzare tali dati non con un calcolatore in linea, ma in modo differito, si rende necessaria la perforazione di tali dati su nastro in un codice tipico, quale l'ASCII.

La scelta del perforatore è caduta sul FACIT 4070 per le sue ottime doti di velocità, oltre che di affidabilità.

Conversione binario-BCD

I dati in uscita in codice binario su sei linee a logica negativa (0 Volt = 1 logico), dal convertitore analogico-digitale vengono inviati ad una serie di invertitori per passare a logica positiva (0 Volt = 0 logico). Vengono quindi inviati ad un convertitore binario-BCD (tipo Texas SN 74185A). Le due cifre che si ottengono nella base decimale in codice BCD (1,2,4,8) sono inviate a due serie di porte, una serie di quattro per la prima cifra ed una seconda serie di quattro per la seconda cifra. Alle quattro porte di ciascuna serie se ne aggiungono altre due per generare il codice che caratterizza i numeri nel codice ASCII. Un'altra serie di porte è stata inserita per generare uno spazio o qualsiasi altro carattere definibile tra una informazione digitale e la successiva. Ogni serie di porte ha una

entrata in comune, comandata da un circuito di logica sequenziale: tali ingressi sono indicati con le lettere A, B, C sia nella figura 1, in cui è rappresentato lo schema della conversione binario-

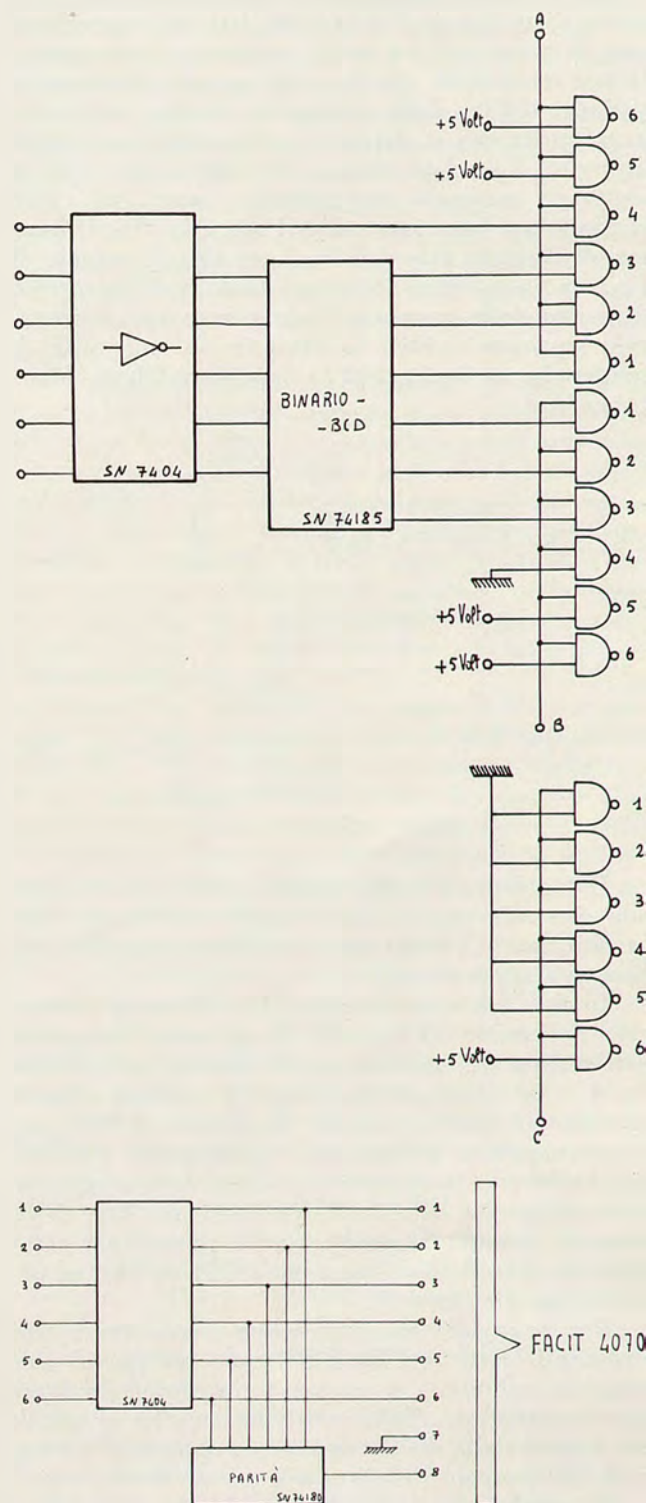


Fig. 1a e 1b - Conversione Binario-BCD-ASCII.

(*) G. Fiegna, Istituto di Fisica Tecnica e Impianti Nucleari, Politecnico di Torino.

(**) A. Pasquarelli, Istituto di Fisica Sperimentale, Politecnico di Torino.

ASCII, che in fig. 2, in cui è rappresentato lo schema della logica di comando. Le uscite delle tre serie di sei porte sono collegate tra loro (wired or) e vanno da una parte al generatore di parità e dall'altra al perforatore di nastro attraverso una serie di invertitori per trasformare la logica da negativa, in uscita dalle porte, in positiva, accettata dal perforatore.

Logica di comando

La logica di comando è stata progettata pensando di utilizzare l'uscita dei dati dal memorizzatore di transienti nel modo asincrono, interrogato. In tali condizioni, alla fine del periodo di memorizzazione, il Flag dello strumento va alto, indicando in tal modo che la parola 1 è disponibile nel buffer di uscita. Tale dato rimane nel buffer sino a che la logica di comando non richieda nuovi dati. Tale richiesta va fatta attraverso l'ingresso Word Command. Quando infatti il W.C. va alto, il segnale di Flag va basso entro 250 ns ed inizia così il processo di uscita della parola 2. Tale parola sarà disponibile (quando il Flag va alto) in un intervallo di tempo che va da 0 a 512 ns dopo la richiesta Word Command.

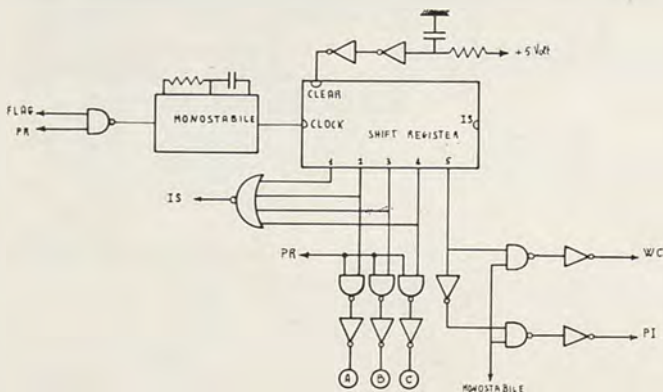


Fig. 2 - Logica di comando.

Il processo di richiesta-uscita delle parole continua sino alla parola 256. Per quest'ultima il Flag va alto, ma vi rimane solo per 100 ns, dopo di che rimane sempre basso.

In fig. 3 è rappresentato il diagramma temporale dell'uscita digitale. Il diagramma temporale dell'entrata del perforatore di nastro, indicata in fig. 4, è tale da richiedere, via P.I., con un segnale (fissato nel nostro caso di lunghezza di 250 μs), la perforazione. La fine del trasferimento dei dati nel buffer del perforatore e della loro stampa è data nell'uscita PR (il PR va basso alla fine della stampa). Quando il perforatore è pronto per ricevere un altro dato di ingresso, il PR va alto ed attende una richiesta PI.

Per realizzare la connessione logica tra i due strumenti le uscite Flag e PR sono inviate ad una porta la cui uscita è connessa con un multivibratore monostabile. Tale multivibratore ha in uscita un segnale della durata di 250 μs, quando o il Flag o il PR passano dal livello « 0 » al livello « 1 ».

L'impulso in uscita dal multivibratore viene inviato ad uno shift register a 5 bit. Nelle condi-

zioni iniziali dopo un reset dello shift register, le prime quattro uscite, essendo connesse ad un circuito NOR, generano un « 1 » logico che viene inviato nell'ingresso seriale dello shift register. Quando il Flag va alto per la prima volta viene scritto « 1 » sulla prima uscita dello shift. Contemporaneamente viene fatta una richiesta di stampa (PI). Inizia così il ciclo, in quanto, finita la stampa, è il PR a far scattare il multivibratore. Vengono così successivamente aperte le porte A, B, C relative all'ingresso dell'informazione sui canali di stampa.

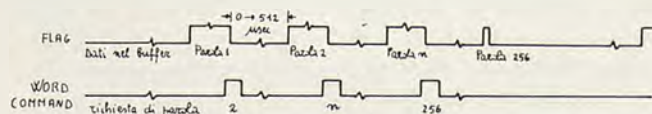


Fig. 3 - Diagramma temporale dell'uscita digitale.

Quando lo « 1 » logico passa nella quinta uscita dello shift register, non si ha richiesta di PI, ma si ha da una parte richiesta di WC ed inoltre la scrittura dello « 1 » sulla prima uscita dello shift register, in quanto in tali condizioni le uscite 1,2,3,4 sono a « 0 » logico. Il ciclo riprende allora con la risalita del Flag, sino all'ultima parola, dopo di che il Flag non risale più ed il ciclo si arresta.

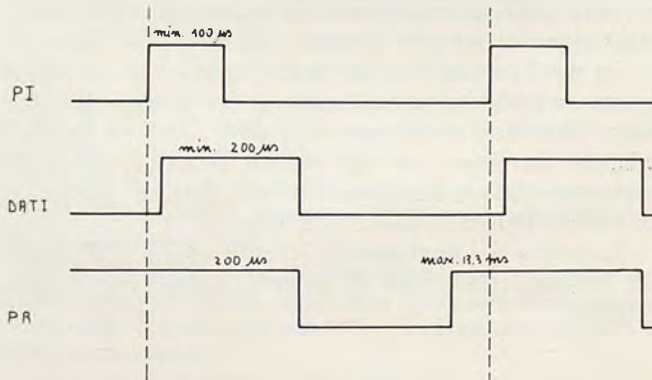


Fig. 4 - Diagramma temporale logica ingresso del perforatore.

Si noti che il clear dello shift register è « 1 » quando il circuito è in funzione. È stato perciò collegato ai +5 Volt con una resistenza di 1 KΩ in serie ed un condensatore di 2 μF verso massa. In tal modo il clear è a « 0 » all'atto dell'accensione ed arriva a « 1 » con una costante di tempo di 2 ms, dando modo allo shift register di partire azzerato e con un « 1 » sull'ingresso seriale.

BIBLIOGRAFIA

- [1] *Valutazione in forma digitale dei tracciati ecografici*, A. PASQUARELLI, P. E. GALLENGA, LIV Congresso SOI-Roma, 1972.
- [2] *A-SCAN digitale per oftalmologia*, G. BELLONE, P. E. GALLENGA, A. PASQUARELLI, « Archivio e Rassegna italiana d'Oftalmologia » II, 4 (1972), 303.
- [3] *Objective Interpretation of eye and orbit tissue echograms*, G. BELLONE, P. E. GALLENGA, A. PASQUARELLI, « Ophtalmologica » 169 (1974), 290.

ASPETTI ATTUALI E PROSPETTIVE FUTURE DELL'INGEGNERIA BIOMEDICA

Marco Filippi*

L'ingegnere che esamina sotto l'aspetto funzionale un sistema biologico vivente trova in esso caratteristiche indubbiamente stimolanti per lo studio e la ricerca: le capacità di alimentarsi autonomamente, di preservarsi, di generare esseri simili, di adattarsi alle modificazioni dell'ambiente circostante rendono tale sistema superiore a qualsiasi altro realizzabile artificialmente con le tecnologie attualmente disponibili.

In futuro, a seguito di una migliore conoscenza dei processi naturali e di un prevedibile ulteriore sviluppo tecnologico, si potranno forse realizzare sofisticati sistemi artificiali aventi caratteristiche funzionali molto simili a quelle dei sistemi biologici viventi e dotati di quelle necessarie strutture cibernetiche per il controllo autonomo dei flussi di informazioni e di energia scambiati con l'ambiente circostante.

Nel contesto della realtà sociale contemporanea appare però sotto molti aspetti discutibile un impegno scientifico prioritario in questo senso; appare più utile un'azione scientifica tesa a realizzare sistemi artificiali solo parzialmente sostitutivi e comunque complementari di quelli biologici viventi e ciò allo scopo di contribuire, a fianco della scienza medica, alla lotta per la salute dell'uomo, obiettivo sociale fondamentale.

Entro questa cornice si inquadrano gli studi e le ricerche facenti capo a quel settore dell'ingegneria noto come Ingegneria Biomedica. Si può datare l'origine di questa composita disciplina nell'ultimo dopoguerra e la si può genericamente definire come l'applicazione dei principi dell'ingegneria ai problemi medici e biologici; sviluppatasi notevolmente in paesi come gli Stati Uniti, l'Unione Sovietica e l'Inghilterra ha allargato il campo di interesse nel corso degli anni passando da un periodo iniziale caratterizzato da semplici applicazioni tecnologiche al periodo attuale in cui largo spazio trovano trattazioni teoriche basate sull'analisi dei sistemi e sulla teoria del controllo.

In Italia l'Ingegneria Biomedica tarda ancora ad identificarsi come un settore dell'ingegneria autonomo ed originale; mancano gli insegnamenti universitari specifici e le strutture informative adeguate e ciò provoca la dispersione e l'inorganicità della tematica relativa nonostante l'impegno, generalmente isolato, di numerosi studiosi e ricercatori.

Si può dire che al presente l'Ingegneria Biomedica italiana sta faticosamente superando il periodo iniziale puramente applicativo, per assicurarsi uno sviluppo organico teorico, oltreché sperimentale, tale da portarla al livello dei paesi più avanzati.

Molte delle attività di ricerca attualmente in corso hanno preso inizio da contatti occasionali fra

ingegnere e medico o biologo, portatori questi ultimi di problematiche specifiche e circoscritte ed interessati a dare all'ingegnere solo quelle informazioni necessarie per la risoluzione del problema tecnico contingente. In tale contesto l'ingegnere si trova ad assolvere ad una pura funzione di servizio nei confronti del medico e del biologo e non può certo contribuire all'allargamento delle conoscenze sui sistemi biologici né tantomeno può acquisire quei dati necessari per risolvere in modo diverso il problema propostogli.

Questo ruolo del bioingegnere, che realizza l'apparecchiatura di tecnologia avanzata sulla base dei dati fornitigli dal medico e dal biologo o che entra a far parte dell'équipe chirurgica per presiedere al complesso sistema costituito dal paziente e dalle apparecchiature che lo tengono in vita, è solamente uno dei possibili ruoli, anche se oggi da molti medici è ancora considerato l'unico ruolo possibile.

Il problema della realizzazione di una qualsiasi apparecchiatura biomedica deve sempre essere affrontato sotto l'aspetto sistemistico con una collaborazione a pari livello fra medico ed ingegnere; quest'ultimo deve venire a conoscenza delle ragioni che inducono il medico a chiedere certe caratteristiche funzionali anziché altre in quanto un suo ruolo puramente passivo conduce nella maggior parte dei casi alla realizzazione di apparecchiature non del tutto adeguate alle esigenze e notevolmente costose.

Ma oltre al capitolo delle apparecchiature esistono altri due importanti capitoli dell'Ingegneria Biomedica: l'applicazione dei concetti e delle tecniche ingegneristiche allo studio dei sistemi biologici e lo studio dei sistemi uomo-macchina. Queste tematiche sono già state ampiamente sviluppate nei paesi dove l'Ingegneria Biomedica ha raggiunto gradi di sviluppo superiori mentre sono invece allo stato iniziale in quei paesi, come l'Italia, dove il bioingegnere non esiste ancora come tale e dove stenta ad affermarsi già la semplice concezione della necessità di una collaborazione interdisciplinare a pari livello nel campo della strumentazione e delle apparecchiature.

Quando si parla di applicazione dei concetti e delle tecniche ingegneristiche allo studio dei sistemi biologici si parla di una nuova metodologia nell'interpretazione delle caratteristiche funzionali ed evolutive dei sistemi biologici viventi. In questo senso il bioingegnere si può affiancare alla Natura stessa nella gestione del processo evolutivo del sistema biologico prevedendo in anticipo le tappe dell'evoluzione ed indicando le modalità per eventuali modificazioni.

L'evoluzione naturale avviene infatti per vie parallele su una base essenzialmente casuale, la Natura realizza cioè quelli che ingegneristicamente si direbbero progetti pilota e la selezione avviene non in base a criteri oggettivi ben definibili, ma

* Istituto di Fisica Tecnica e Impianti Nucleari, Politecnico di Torino.

in base alla buona rispondenza del progetto alle sollecitazioni che esso incontra nello svolgersi del processo evolutivo. E ciò presenta notevole analogia con il procedimento progettuale tipico dell'ingegnere: il buon progetto non è mai il progetto ideale, riconoscibile sotto l'aspetto oggettivo per la rispondenza ad una serie di requisiti, ma piuttosto il progetto ottimo che consente di ottenere il migliore risultato possibile tenendo conto di tutte le condizioni iniziali ed al contorno.

Appare quindi possibile da parte del bioingegnere un'analisi delle caratteristiche funzionali ed evolutive del sistema biologico vivente su una base metodologica diversa da quella tipica della biologia e su tale base appare altresì possibile impostare un tentativo di gestione del processo evolutivo stesso.

Un discorso a parte merita poi lo studio dei sistemi uomo-macchina. Il sistema uomo-macchina costituisce ormai una interfaccia abituale in tutte le attività umane, si pensi ad esempio al guidatore ed alla sua auto o alla dattilografa ed alla sua macchina da scrivere o ancora al programmatore ed al suo calcolatore; ma tale sistema non è stato ancora analizzato in tutti i suoi aspetti. L'azione scientifica, tipicamente bioingegneristica, è tesa da un lato ad aumentare la capacità di controllo dell'uomo sulla macchina, dall'altro ad individuare i limiti e le possibilità dell'intelligenza umana: i due indirizzi appaiono fra loro strettamente collegati e si differenziano soltanto per le difficoltà relative.

Risulta infatti evidente che l'aumento della capacità di controllo dell'uomo sulla macchina è un fatto essenzialmente tecnologico: si tratta cioè di automatizzare la macchina, evitando all'uomo sforzi fisici e distrazioni mentali, e di migliorare le caratteristiche dell'informazione scambiata fra l'uomo ed il sistema al fine di sfruttare al massimo le doti intellettive umane. Più difficile è invece stabilire quali sono i limiti e le possibilità dell'intelligenza umana soprattutto intesa come centro di controllo del sistema uomo-macchina.

A titolo esemplificativo si consideri il sistema costituito dal pilota e dal suo aeroplano: originariamente la macchina aeroplano non era molto affidabile e l'abilità del pilota era determinante per assicurare il successo del volo; successivamente con lo sviluppo tecnologico l'aeroplano è diventato sempre più affidabile ed automatizzato e l'intervento del pilota si è gradualmente ridotto, limitandosi praticamente alle sole fasi di decollo e di atterraggio.

L'uomo assume quindi, man mano che procede il processo di automazione della macchina, sempre più un ruolo di controllore a cui si chiede di intervenire solo in caso di errore della macchina; rimangono però notevoli dubbi circa la capacità dell'uomo a sostituire la macchina in tempo reale in un'azione che non è abituato ad eseguire.

Difficile è comporre un quadro completo dello stato dell'arte nel campo dell'Ingegneria Biomedica, poiché numerose sono le applicazioni nei diversi settori della medicina e della biologia; ci si

può qui limitare all'indicazione di alcuni temi caratteristici che paiono interessanti per i futuri sviluppi.

Sia nelle applicazioni a scopo diagnostico che in quelle a scopo terapeutico il problema di base è quello della correlazione fra il dato biologico ed il dato ingegneristico, il primo è generalmente un dato qualitativo, il secondo è sempre un dato quantitativo. Si consideri ad esempio il caso dell'applicazione terapeutica di radiazioni: le radiazioni sono tecnicamente quantizzabili, con parametri come la potenza, l'intensità, la frequenza ecc.; i risultati clinici invece sono qualitativi, ad essi si danno i giudizi di buono, meno buono, cattivo ecc. Un problema analogo si presenta quando si ottengono dei dati numerici da un apparecchio per la diagnosi, tali dati vengono tradotti dal medico in giudizi qualitativi correlandoli ai risultati ottenuti da altre fonti diagnostiche.

Quanto sopra detto, permette il collegamento con un'altra tematica che verrà senz'altro sviluppata nei prossimi anni: la diagnosi automatica. Partendo dal presupposto che il giudizio del medico avviene sulla base di una serie di risultanze ottenute da diversi strumenti diagnostici, si tratta in sostanza di tradurre il procedimento mentale seguito in un procedimento logico programmabile su calcolatore: è ancora un tentativo di tradurre in termini ingegneristici e quindi in qualche modo quantitativi un giudizio originariamente espresso in termini puramente qualitativi. I risultati finora ottenuti non paiono ancora soddisfacenti, ma è indubbio che eventuali comprovati successi in questo tipo di studi potrebbero mutare profondamente la veste professionale del medico e conseguentemente la struttura ospedaliera.

Una problematica essenzialmente tecnologica è invece quella relativa all'impiego delle protesi, sia interne che esterne. La protesi interne, studiate per sostituire funzioni biologiche note, devono essere costruite con materiali compatibili con il sistema biologico allo scopo di evitare dannosi fenomeni di rigetto e ciò comporta, accanto ai già intrapresi studi di biomeccanica, fluidodinamica e termocinetica, lo sviluppo di interessanti ricerche a carattere fisico-chimico.

Fra le protesi interne e quelle esterne stanno poi quelle complesse apparecchiature, come il rene artificiale e la macchina cuore-polmone, che sostituiscono un organo interno operando all'esterno del sistema biologico. Il problema del controllo di queste macchine introduce un altro tema caratteristico dell'Ingegneria Biomedica e cioè l'impiego dei calcolatori « in linea » per il controllo istante per istante dei parametri funzionali dei sistemi biologici viventi.

Dai pochi esempi qui riportati appare comunque evidente che, anche dove l'applicazione biomedica consiste in un trasferimento nel campo medico-biologico di tecnologie ingegneristiche già sperimentate, il perfezionamento e lo sviluppo delle tecniche di intervento non può avvenire senza una più ampia conoscenza dei processi che si svolgono nei sistemi biologici e della correlazione fra le ca-

ratteristiche funzionali ed evolutive dei sistemi stessi ed i parametri ingegneristici caratterizzanti il fenomeno.

Tale conoscenza può trarre origine soltanto da una collaborazione sistematica fra il medico e l'ingegnere; quest'ultimo però deve essere un bioingegnere, deve cioè possedere una preparazione ingegneristica di nuova concezione nella quale alle nozioni del corso di studi tradizionale si aggiungano in forma adeguata nozioni di medicina, biologia, chimica e fisica.

Si apre a questo punto il discorso sulle strutture didattiche, industriali e di ricerca che possono sostenere, in Italia, lo sviluppo dell'Ingegneria Biomedica.

La realtà attuale mostra una drammatica carenza sia di insegnamenti universitari che di centri di ricerca; l'industria nazionale, escludendo il settore farmaceutico, è limitata ad una decina di Società e la maggior parte della produzione di apparecchiature biomediche è di origine estera. Un altro aspetto della situazione è poi la mancata presenza dell'ingegnere all'interno della struttura ospedaliera, presenza che potrebbe essere positiva

almeno per un coordinamento delle iniziative esistenti in questo campo all'interno dell'ospedale.

È chiaro che in una realtà italiana caratterizzata da tali carenze, l'Ingegneria Biomedica non riesce ad identificarsi se non come denominatore comune di un gran numero di studi e ricerche condotti nell'ambito tradizionale della medicina o dell'ingegneria senza una sistematica collaborazione interdisciplinare.

Elementi indubbiamente positivi in questo contesto sono le iniziative di alcune Facoltà di Ingegneria di creare indirizzi biomedici e corsi di specializzazione ed anche la costituzione da parte di alcune industrie nazionali di centri di ricerca autonomi. Un'altra interessante iniziativa è infine il varo del programma di ricerche finalizzato intitolato alle «Tecnologie Biomediche» e finanziato dal Consiglio Nazionale delle Ricerche. Se pure parziale, per ovvi motivi di contenimento della spesa, il programma costituisce un confortante passo avanti per la creazione in Italia di quel substrato tecnico-scientifico che deve originalmente formarsi ai fini dell'organico sviluppo dell'Ingegneria Biomedica.

LA STIMOLAZIONE ELETTRICA FUNZIONALE DEL NEUROLESO: ASPETTI BIOINGEGNERISTICI

Ing. R. Merletti* - Prof. V. Pozzolo**

Introduzione

Per stimolazione elettrica funzionale (SEF) si intendono quelle tecniche che consentono il recupero parziale o totale della funzione di un organo per mezzo di stimolazione elettrica applicata all'organo stesso o alle fibre nervose che lo controllano.

In generale queste tecniche trovano applicazione quando la funzione dell'organo interessato è stata compromessa da una lesione del sistema nervoso.

Un sistema di stimolazione è costituito da un elemento di controllo che definisce il tempo e il modo di stimolazione, da uno stimolatore, da un insieme di elettrodi, dal tessuto stimolato ed eventualmente da un elemento di retroazione quando si voglia realizzare un controllo ad anello chiuso.

L'applicazione più diffusa e concettualmente più semplice di questa tecnica è la stimolazione elettrica del cuore; le applicazioni principali più recenti riguardano la stimolazione muscolare per migliorare la motricità di arti paretici e la stimolazione degli sfinteri uretrale e anale per correggere l'incontinenza.

Questo articolo si propone di presentare la situazione e le prospettive della SEF di arti paretici.

(*) Ing. R. Merletti Ph. D., Sorin Biomedica - Saluggia (VC).

(**) Prof. V. Pozzolo, Istituto di elettronica e telecomunicazioni, Politecnico di Torino.

1) Cenni di anatomia, fisiologia e patologia del sistema nervoso.

Il sistema nervoso può essere suddiviso nell'encefalo, nel midollo spinale e nei nervi periferici (fig. 1).

L'informazione è trasmessa dal centro alla periferia del sistema e viceversa da fibre nervose (neuroni) rispettivamente lungo il canale efferente costituito da neuroni corticali ed encefalici - neuroni spinali - neuroni periferici - effettori (muscoli) o lungo il canale afferente costituito da sensori - neuroni periferici - neuroni spinali - neuroni encefalici e corticali.

Tra i due canali di comunicazione esiste un'integrazione sensitivo-motoria a livello spinale ed encefalico.

Lungo ciascuna fibra nervosa l'informazione è trasmessa per modulazione di frequenza di potenziali di azione (potenziali di depolarizzazione della membrana che si propagano dal soma cellulare alla periferia della fibra). Il numero di fibre attivate costituisce un secondo parametro di controllo dell'effettore. Ciascuna fibra motrice si sfocia nel muscolo innervando un gruppo di fibre muscolari che agiscono in sincronismo e costituiscono, con la fibra nervosa stessa, l'«unità motoria».

Tra le fibre muscolari sono inseriti i «fusi neuromuscolari» che agiscono come sensori di lunghezza e velocità mentre nei tendini sono inseriti gli «organi di Golgi» che agiscono come sensori di forza. A questi sensori fanno capo fibre nervose

afferenti che a livello spinale si collegano a quelle efferenti motrici costituendo l'arco riflesso: esse si collegano inoltre ai fasci spinocerebellari che recano la informazione periferica a livello encefalico. A livello spinale esistono collegamenti nervosi incrociati tra i neuroni che controllano muscoli antagonisti.

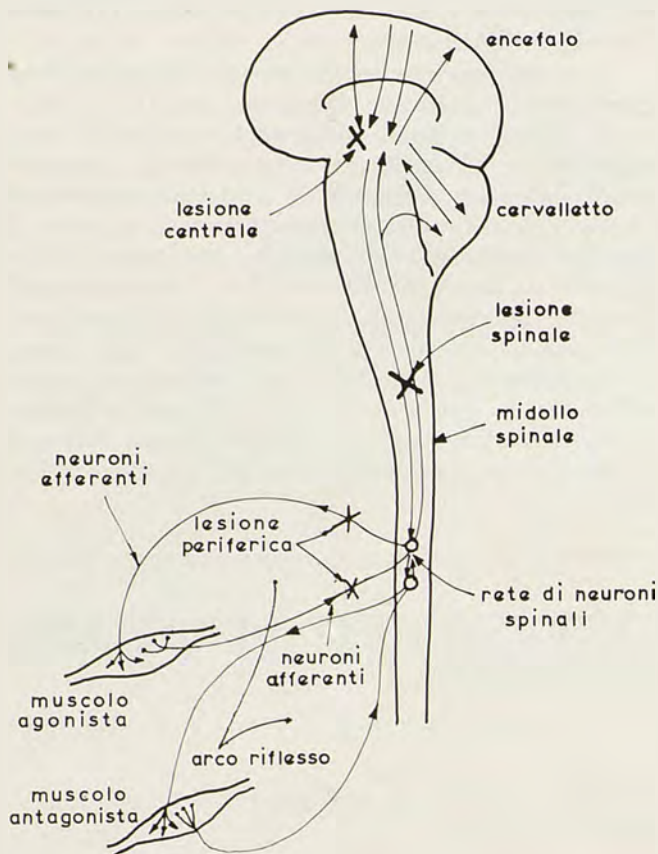


Fig. 1 - Schematizzazione del sistema nervoso motorio. L'informazione generata dai neuroni corticali raggiunge, attraverso le strutture subcorticali e del cervelletto, i neuroni spinali che la trasferiscono all'opportuno livello spinale dove viene raccolta dai neuroni periferici (nervi) e da questi passa alle fibre muscolari. Un circuito inverso esiste per l'informazione prodotta dai sensori periferici (fusi neuromuscolari, organi di Golgi, sensori articolari). Si completano così più anelli di retroazione, il più periferico dei quali è l'arco riflesso. Sono indicati i tre possibili livelli di lesione del sistema.

L'arco riflesso è quindi un complesso sistema di controllo ad anello chiuso il cui « input » è costituito dagli impulsi che si generano a livello encefalico e che sono condotti ed ulteriormente elaborati dai neuroni spinali e il cui « output » è il momento e/o l'angolo di rotazione di una articolazione.

Le lesioni del sistema neuromotorio possono verificarsi a) a livello encefalico risultando in emiplegia, b) a livello spinale risultando in paraplegia, c) a livello periferico risultando in paralisi periferiche.

La prima sindrome è quella di maggior interesse per l'applicabilità della SEF sia per la sua frequenza, sia perché lascia praticamente intatto il sistema nervoso periferico permettendone così la stimolazione.

L'etiologia principale di tale sindrome è di carattere cerebrovascolare (trombosi, emorragie) ma può essere anche di tipo traumatico o tumorale.

Circa 300.000 pazienti sono affetti da emiplegia in Italia e si hanno approssimativamente 25.000

nuovi casi per anno. La degenza ospedaliera e la riabilitazione di tali pazienti sono di considerevole durata e danno al problema un carattere sociale ed economico di grande rilevanza.

2) Principi di stimolazione elettrica funzionale.

Le tecniche di SEF tendono a stabilire nel neuroleso un circuito artificiale alternativo a quello leso per ristabilire nella massima misura possibile la motricità dell'arto paretico.

Data l'attuale impossibilità di prelievo di impulsi nervosi a monte di una lesione, il segnale di controllo del canale alternativo è fornito in modo automatico o volontario dal paziente stesso.

Gli impulsi elettrici applicati alle fibre nervose e muscolari ne producono un'attivazione simile a quella fisiologica e, a differenza di tutori meccanici passivi, ne attivano il metabolismo e la funzionalità. Anche le fibre afferenti vengono attivate o direttamente dalla stimolazione o dalla contrazione muscolare e l'intero arco riflesso e le sue afferenze centrali risultano interessati.

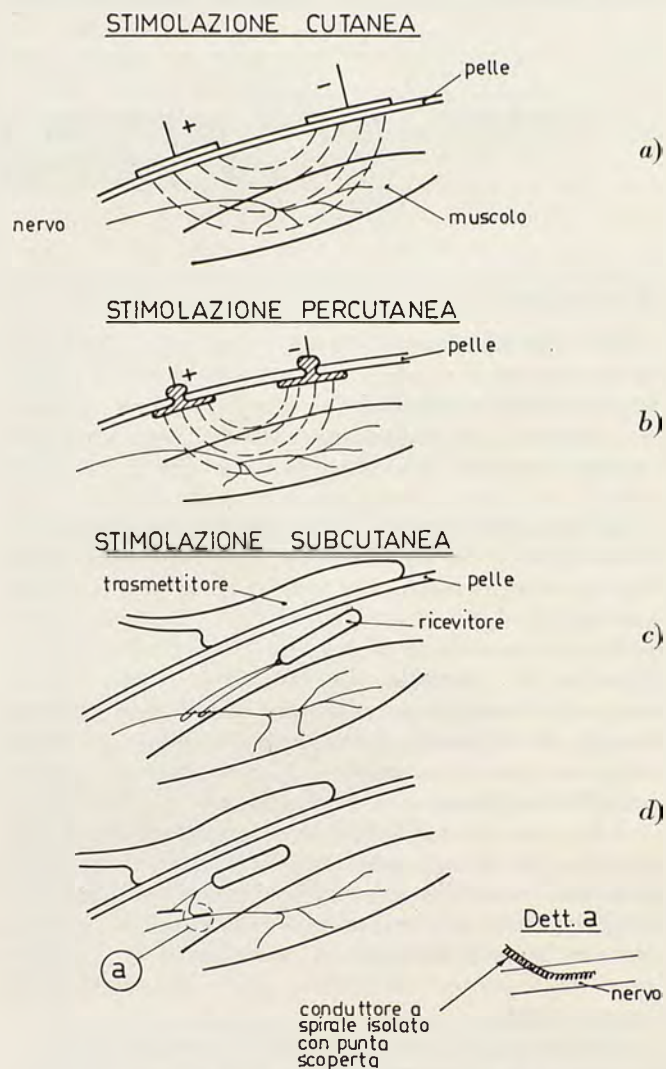


Fig. 2 - Tecniche di stimolazione: a) con elettrodi cutanei; presenta gli svantaggi di elevata impedenza, instabilità degli elettrodi, fastidiosità; b) con elettrodi percutanei di materiale conduttore biocompatibile; presenta lo svantaggio di una chirurgia (sia pure minima); c) con elettrodi impiantati nel muscolo o avvolti al nervo: presenta lo svantaggio di una limitata chirurgia; d) con elettrodi (uno o più) inseriti nel nervo per stimolare selettivamente alcuni fasci di fibre (in fase di studio).

È chiaro quindi come si stabilisca una interazione tra il sistema ausiliario e quello fisiologico lesa. Grazie alla plasticità del sistema nervoso tale interazione dà spesso luogo a modificazioni di tipo « terapeutico » di durata variabile che sono tuttora oggetto di investigazione e di studi neurofisiologici.

La SEF apre quindi due problemi: il primo consiste nello sviluppare protesi attive accettabili ed utilizzabili da un paziente per recuperare la massima funzionalità di un arto paralitico, il secondo consiste nell'identificare le tecniche di stimolazione e le strutture da stimolare al fine di massimizzare gli effetti terapeutici osservati.

Questi ultimi consistono in un migliorato equilibrio del tono di muscoli antagonisti (che sono di solito uno ipertonico e uno ipototonico), in un aumento del coordinamento motorio e della capacità di contrazione volontaria.

3) Tecniche e parametri della stimolazione.

L'eccitazione artificiale delle fibre nervose richiede il passaggio di impulsi di corrente di valore sufficiente attraverso le fibre stesse.

Tale passaggio può essere ottenuto nei seguenti modi:

- a) con l'applicazione di elettrodi cutanei;
- b) con l'applicazione di elettrodi percutanei;
- c) tramite elettrodi impiantati chirurgicamente nelle immediate vicinanze del nervo;
- d) tramite elettrodi filiformi impiantati direttamente nel nervo.

Attualmente la prima tecnica è la più usata, la seconda e la terza sono in fase di valutazione sull'uomo, la quarta è allo studio su animali.

Gli impulsi applicati hanno lo scopo di produrre potenziali d'azione nelle fibre motorie senza eccitare eccessivamente quelle sensoriali cutanee. In questo senso le tecniche c) e d) sono le migliori.

Gli elettrodi cutanei sono costituiti da opportuni tamponi di spugna imbevuta di acqua; quelli percutanei sono « bottoni » in materiale biocompatibile (titanio, pirocarbone) inseriti « a cavallo » dello strato di tessuto cutaneo.

Gli elettrodi impiantati sono costituiti da fili di platino o di acciaio inossidabile e fanno capo a ricevitori radio anch'essi impiantati o a bottoni percutanei.

Gli impulsi elettrici applicati dagli elettrodi al tessuto eccitabile (fibre nervose) sono di solito di forma rettangolare e hanno i seguenti parametri:

- durata : da 0,1 a 0,8 msec;
 frequenza: da 20 a 70 Hz;
 ampiezza (elettrodi cutanei): da 20 a 100 V;
 (elettrodi percutanei): da 10 a 40 V;
 (elettrodi impiantati): da 0,3 a 3 V;
 (elettrodi intranervosi): da 0,2 a 1 V.

I valori di durata e frequenza sono tali da ottenere contrazioni efficienti con il minimo utilizzo di energia e con la minima sensazione di fastidio cutaneo da parte del paziente.

I parametri della stimolazione variati per gra-

duare la contrazione muscolare sono l'ampiezza o la durata degli impulsi. Al variare di questi parametri varia il numero delle unità motorie attivate e quindi l'intensità della contrazione muscolare (figura 3). La frequenza è un parametro meno efficiente in quanto al di sotto dei 15 Hz si ha tremore del muscolo e al di sopra dei 50 Hz un rapido affaticamento, mentre tra 15 e 50 Hz la forza è influenzata poco e in modo non lineare dalla frequenza che di conseguenza è fissata a valori che minimizzino la sensazione cutanea.

4) Stimolazione elettrica funzionale dell'arto inferiore.

Tra i deficit motori più comuni nel paziente emiplegico sono la posizione in equinovaro del piede che viene trascinato durante la fase di oscillazione del passo, l'insufficiente supporto durante la fase di appoggio del passo e l'instabilità dell'artico-

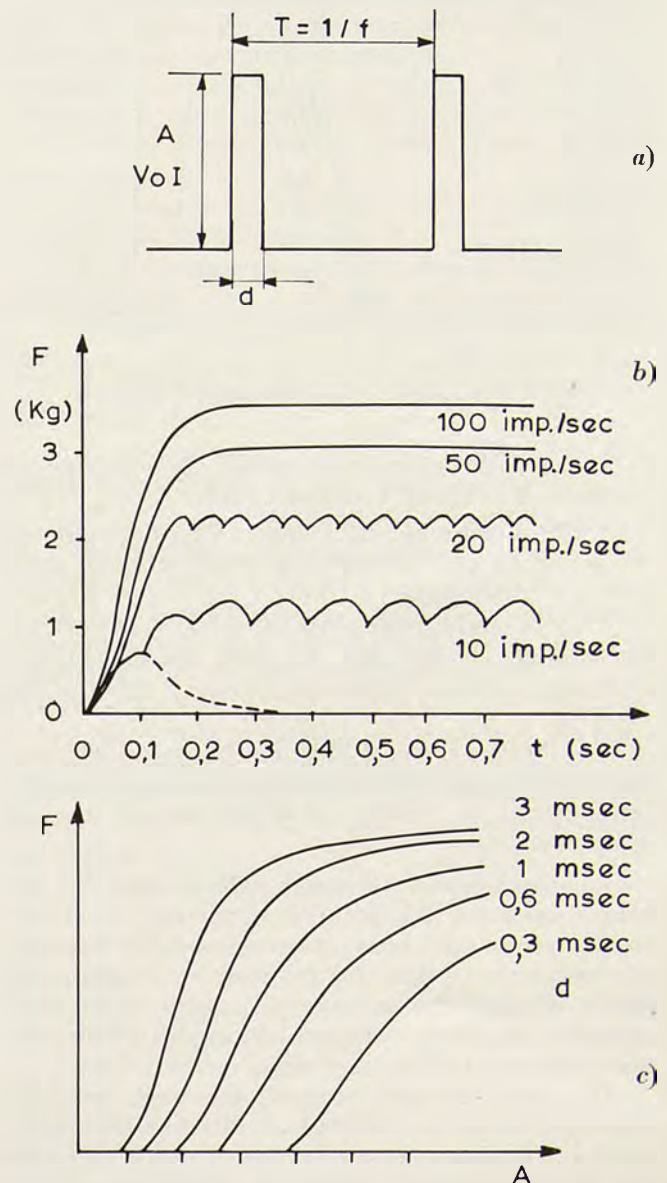


Fig. 3 - Risposta muscolare alla stimolazione (diagrammi qualitativi): a) impulsi di stimolazione; A: da 0 a 100 V o da 0 a 50 mA (stimolazione cutanea); d: da 0,1 a 1 msec; T: da 10 a 100 msec (f: da 10 a 100 Hz); b) forza muscolare in funzione della frequenza di stimolazione; c) forza muscolare in funzione dell'ampiezza e della durata degli impulsi di stimolazione.

lazione dell'anca. Il primo deficit è dovuto all'insufficiente controllo dei muscoli dorsiflettori ed eversori del piede innervati dal nervo peroneo.

Nel 1961 l'americano Liberson sviluppò il metodo di stimolazione descritto in fig. 4 che consiste nello stimolare il nervo peroneo in sincronismo con la fase di oscillazione del passo. L'elemento sincronizzatore è un sensore di pressione inserito in un plantare sotto il tallone del piede plegico.

Gli elettrodi possono essere applicati sul nervo peroneo nella zona del ginocchio (fossa poplitea e testa del perone) o sul muscolo tibiale anteriore nella zona antero-laterale della gamba.

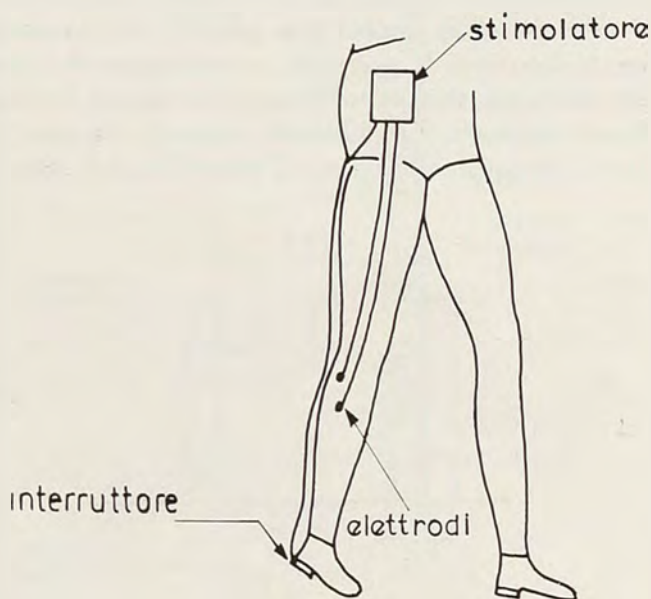


Fig. 4 - Principio di funzionamento dello stimolatore peroneale. L'interruttore, inserito nel plantare, permette di sincronizzare la stimolazione con il passo del soggetto.

L'uso dello stimolatore peroneale permette al paziente di ottenere i seguenti risultati:

a) un cammino esteticamente e funzionalmente migliore e più efficiente dal punto di vista energetico e biomeccanico;

b) l'evitato instaurarsi di schemi motori errati dell'anca e del ginocchio che, con la stimolazione non tendono più a compensare il deficit della caviglia;

c) l'attivazione fisiologica dei muscoli parietici evitando gli effetti dovuti al non uso e producendo spesso la riduzione dell'ipertono dei muscoli del polpaccio.

La stimolazione può essere a durata fissa o a durata dipendente dal ritmo di cammino.

Nel primo caso lo stimolatore tende ad imporre una cadenza stabilita dal terapista, nel secondo si adatta al passo del paziente riducendo automaticamente la lunghezza del treno di impulsi all'aumentare della velocità di cammino.

Gli stimolatori più recenti, pur nelle loro dimensioni tascabili, dispongono di entrambi questi modi di funzionamento e spesso di un terzo modo per la stimolazione ritmica a scopo terapeutico utilizzabile dal paziente seduto o a letto.

Sistemi multicanali sono allo studio per produrre la flessione dorsale e plantare del piede in pazienti flaccidi, per migliorare la capacità di sup-

porto dell'arto inferiore e per stabilizzare l'articolazione dell'anca.

Tali sistemi impiegano una stimolazione sequenziale programmata di più gruppi muscolari e sono attualmente in fase di studio.

Elettrodi collegati a ricevitori radio impiantati sono stati utilizzati da oltre 100 pazienti in Europa e USA e permettono di evitare i problemi dovuti alla instabilità e al fastidio caratteristici degli elettrodi cutanei.

La percentuale di pazienti che riceve un beneficio di tipo ortesico e/o terapeutico dalla stimolazione peroneale oscilla dal 50% al 70% a seconda dell'anzianità di lesione, della spasticità e di altri fattori.

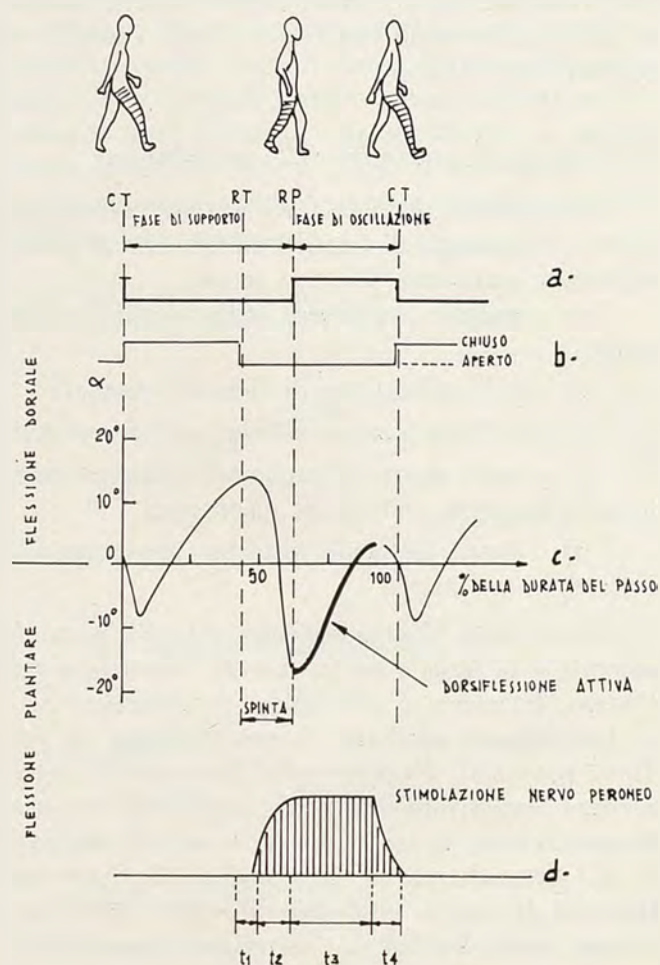


Fig. 5 - Schema temporale del passo: a) fasi del passo; b) interruttore del plantare; c) angolo dell'articolazione tibiotarsica; d) sequenza di stimolazione.

5) Stimolazione elettrica funzionale dell'arto superiore.

La natura ritmica del cammino rende relativamente semplice e di tipo « acceso-spento » il controllo della stimolazione di un arto inferiore parietico.

La versatilità della mano e del braccio e l'elevato numero di gradi di libertà e di muscoli di piccole dimensioni rendono invece particolarmente difficile il controllo e la stimolazione di un arto superiore parietico.

L'emiplegico manca spesso del controllo dei movimenti di estensione del gomito e del polso e di apertura della mano. I movimenti di flessione e chiusura della mano sono di solito in parte controllabili anche se spesso associati a contrazioni spastiche.

I primi tentativi di stimolazione risalgono ad alcuni anni fa e sono stati diretti ad ottenere l'apertura della mano attraverso la stimolazione, controllata in modo continuo, del nervo radiale che innerva i muscoli estensori delle dita e del polso. Recentemente è stata studiata la stimolazione del tricipite per ottenere l'estensione del gomito. La prono-supinazione, di solito ridotta nell'emiplegico, presenta difficoltà per la stimolazione cutanea a causa della profondità dei muscoli interessati.

Il controllo della stimolazione rappresenta uno dei problemi maggiori. Le tecniche principali impiegate fino ad oggi sono le seguenti:

a) controllo mioelettrico: il segnale elettrico cutaneo prodotto da un muscolo contratto volontariamente è utilizzato per controllare l'intensità della stimolazione di un muscolo paretico;

b) controllo di posizione: l'ampiezza di un movimento volontario è utilizzata come parametro di controllo della stimolazione.

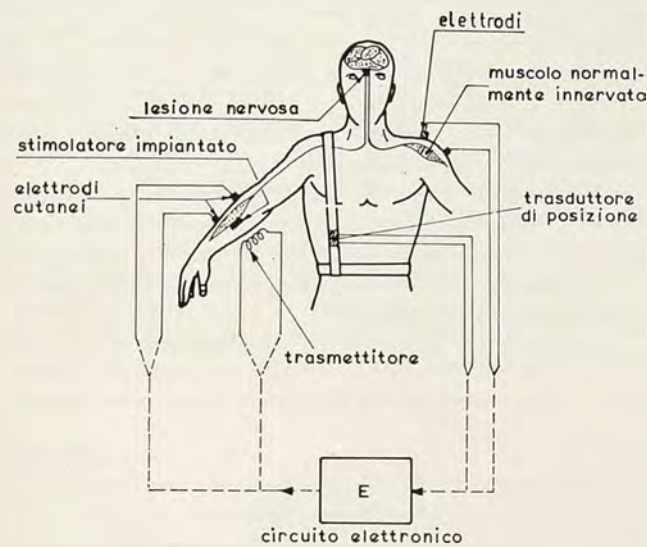


Fig. 6 - Sommario delle tecniche di controllo e di stimolazione di un arto superiore paretico.

In entrambi i casi si cerca, ove possibile, di utilizzare muscoli o movimenti di controllo che siano in sincinesia con quelli che si desidera attivare.

Il primo metodo richiede una coppia di elettrodi di prelievo e un'elettronica piuttosto complessa di elaborazione del segnale, il secondo, più semplice e meno costoso, richiede un trasduttore mecano-elettrico e offre un miglior rapporto segnale/rumore. Prototipi di entrambi i tipi sono disponibili come protesi attive tuttavia una loro reale validità protesica è limitata per ora a casi particolari che rappresentano circa il 10% del totale.

Un sistema a due canali per la apertura della mano e l'estensione del gomito, controllate rispettivamente dai movimenti di protrazione-retrazione e di sollevamento-abbassamento della spalla, è stato valutato con successo su pazienti selezionati. Al momento attuale, tuttavia, per quanto riguarda l'arto superiore, appare prevalere l'interesse per gli effetti terapeutici della stimolazione piuttosto che per la sua validità ortesica.

Per questa ragione la sperimentazione di stimo-

latori impiantabili è stata limitata, nonostante la disponibilità di prototipi.

La fig. 6 riassume le tecniche di controllo e di stimolazione dell'arto superiore.

6) Validità ortesica e terapeutica della stimolazione funzionale e sue implicazioni socioeconomiche.

La validità funzionale della stimolazione del nervo peroneo è stata descritta nel paragrafo 4 e giustifica l'uso di uno stimolatore miniaturizzato come vera e propria protesi attiva da utilizzarsi nella vita quotidiana del paziente.

La stessa cosa vale, sia pure in misura più limitata, per la stimolazione del nervo radiale. Molti pazienti migliorano sostanzialmente il loro cammino con l'uso di uno stimolatore peroneale, mentre alcuni riescono ad utilizzare uno stimolatore radiale controllato dalla spalla per afferrare e spostare piccoli oggetti.

Un aspetto forse più interessante, e tuttora oggetto di studio, è l'effetto terapeutico della stimolazione stessa prevalentemente osservato in pazienti con data di lesione recente (anzianità di lesione inferiore ai 3 anni). I fatti osservati dopo periodi di stimolazione che vanno da qualche giorno al mese sono i seguenti:

a) aumento del massimo sforzo volontario ottenibile dai muscoli paretici;

b) normalizzazione dell'attività mioelettrica dei muscoli paretici e dei loro antagonisti;

c) riduzione della spasticità dei muscoli flessori;

d) miglioramento del coordinamento motorio dell'arto paretico;

e) convergenza verso la normalità dei parametri di eccitabilità dei nervi periferici.

La valutazione quantitativa di questi fenomeni richiede l'impiego di una strumentazione biomeccanica ed elettrodiagnostica apposta che è attualmente in fase di realizzazione. Una parte dei dati al momento disponibili ha ancora valore puramente qualitativo ed è condizionata dalla soggettività delle osservazioni.

La fig. 7 mostra la variazione del massimo momento volontario di flessione dorsale isometrica del piede prima e dopo 20 minuti di stimolazione peroneale e dopo 15 giorni di uso giornaliero della stimolazione.

Tali fenomeni di « carry over » non sono osservabili in tutti i pazienti e non ne è ancora perfettamente chiaro il meccanismo, tuttavia la letteratura riporta numerosi casi in cui il miglioramento funzionale ottenuto ha reso non più necessario lo stimolatore dopo qualche mese di uso regolare.

I grafici di fig. 8 descrivono lo stesso fenomeno di « carry over » a lungo termine.

È chiara la differenza di recupero di forza muscolare tra i pazienti stimolati e i non stimolati.

Appare chiaro come sia l'aspetto ortesico che quello terapeutico della stimolazione possano contribuire ad abbreviare la degenza ospedaliera dell'emiplegico a trasferire parte della cura dall'ambiente ospedaliero a quello domiciliare. Inoltre la

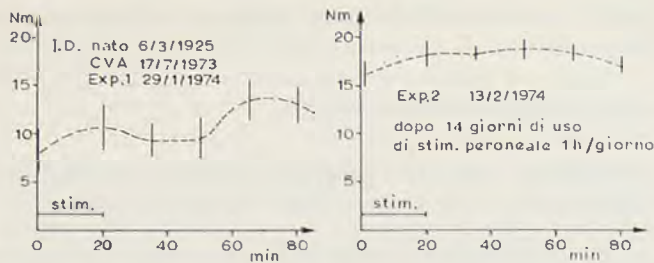


Fig. 7 - Andamento del massimo sforzo isometrico volontario di flessione dorsale del piede paretico di un paziente emiplegico prima e dopo 20 minuti di stimolazione peroneale. Il secondo esperimento è ripetuto dopo 14 giorni di uso regolare dello stimolatore. Ciascuna misura è rappresentata dal valor medio di 10 contrazioni massimali di 5 sec. ciascuna e la barretta verticale rappresenta $\pm$ una deviazione standard.

disponibilità di un semplice ed economico stimolatore personale utilizzabile a domicilio rende il paziente meno oggetto e più soggetto del proprio processo riabilitativo migliorandone l'atteggiamento psicologico. Dal lato sociale questo fenomeno di parziale trasferimento extraospedaliero della terapia implica considerevoli risparmi e una riduzione dell'impegno di personale sanitario in attività di routine. Analoghe considerazioni valgono per la stimolazione, a fine terapeutico, di pazienti affetti da lesione nervose di tipo periferico.

7) Prospettive di sviluppo e ricerca.

Le attività di ricerca e sviluppo nel settore della elettrostimolazione funzionale sono orientate in due direzioni principali.

La prima consiste nel migliorare il rapporto tra beneficio e costo di uno stimolatore e nell'aumentarne la funzionalità, la semplicità di uso e l'accettabilità da parte del paziente.

È ovvio che il beneficio funzionale offerto, per esempio, da uno stimolatore peroneale o radiale è piuttosto limitato. Tale beneficio può essere aumentato solo se si aumenta il numero di canali e la complessità dell'apparecchio. Ciò però rende l'apparecchio stesso costoso, complesso e poco utilizzabile da persone prive di conoscenze tecniche.

Il raggiungimento di un compromesso ottimale tra funzionalità, affidabilità e costo o tra validità ortesica e semplicità di impiego richiede sia lo sviluppo di nuove tecnologie, sia l'applicazione corretta di tecnologie già note, sia un'attività più strettamente coordinata tra medici, ingegneri, terapisti e pazienti.

Aspetto fondamentale di questo obiettivo è la diffusione delle conoscenze già acquisite, delle tecniche disponibili e dei risultati ottenuti, tra il personale sanitario attivo nel settore riabilitativo. In una fase immediatamente successiva sarà necessario mettere a punto nuove tecnologie per lo sviluppo di elettrodi più raffinati e di sistemi di stimolazione cronica a livello spinale o a livello cerebrale.

La seconda linea di attività consiste nell'approfondire la conoscenza dei meccanismi neurofisiologici che stanno alla base dei fenomeni « terapeutici » allo scopo di individuare le modalità per il loro massimo sfruttamento.

Questa ricerca non è di tipo puramente fisiolo-

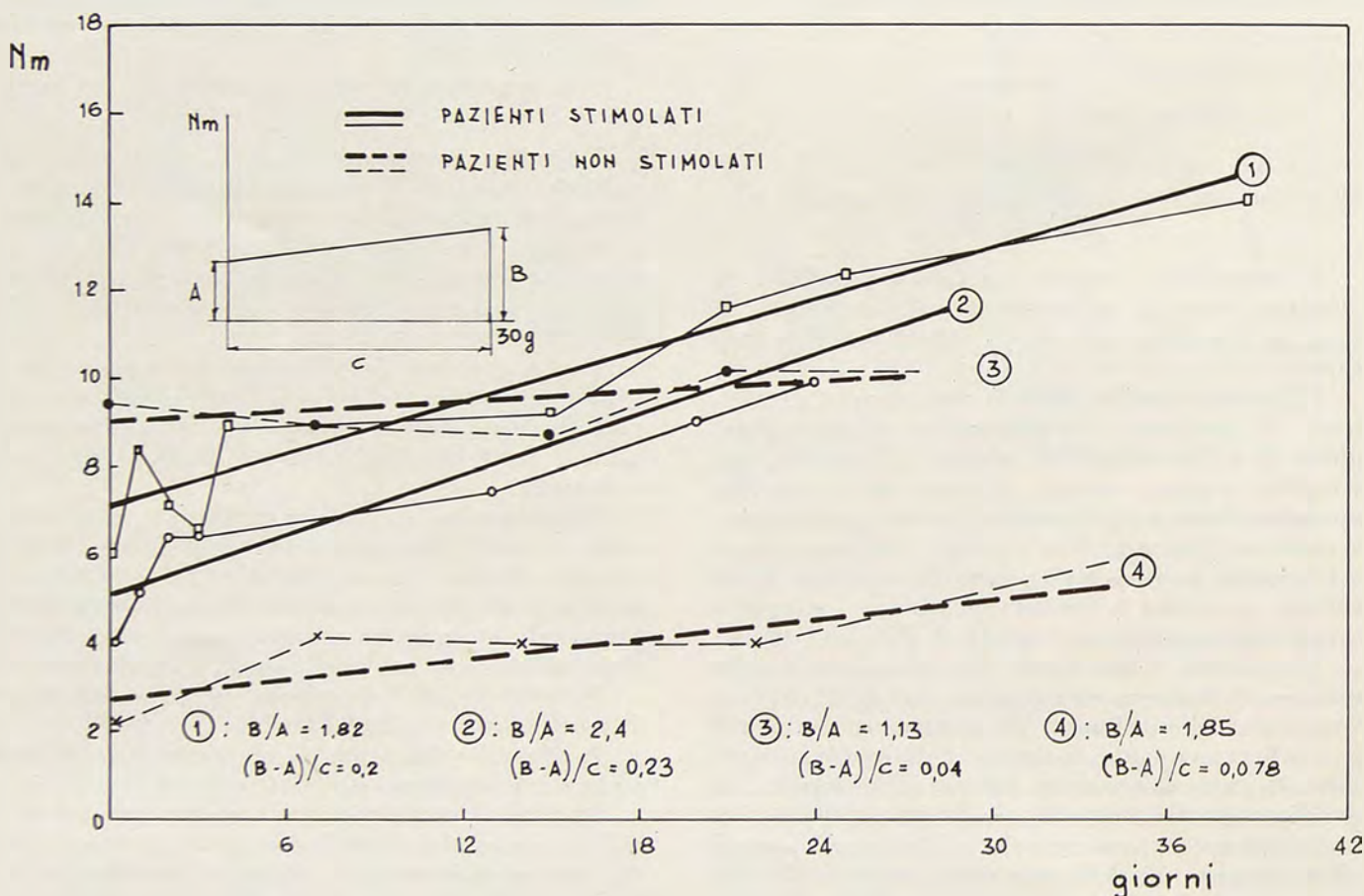


Fig. 8 - Andamento del massimo sforzo isometrico volontario di flessione dorsale del piede paretico di pazienti emiplegici utilizzanti e non utilizzanti la stimolazione peroneale. Questi dati sono rappresentativi di una casistica più estesa riferita nella letteratura.

gico-medico. Essa implica lo sviluppo di una strumentazione apposita per la misura dei fenomeni indicati nel paragrafo 5 e lo sviluppo di modelli interpretativi dei fenomeni stessi. Solo attraverso la valutazione di modelli è possibile identificare nuovi esperimenti e simulare meccanismi che permettono di definire, di spiegare e quindi di sfruttare i fenomeni nervosi osservati.

Oltre alle due linee di ricerca indicate esistono altre attività volte a studiare l'applicabilità delle tecniche di elettrostimolazione a pazienti con deficit più estesi, quali i paraplegici.

In questi casi la stimolazione, interessando muscoli antigravitazionali, deve essere continua e si presenta il problema dell'affaticamento muscolare, che con la stimolazione elettrica è alquanto più rapido del normale. Il problema della fatica muscolare, tuttavia, è troppo esteso per poter essere trattato anche solo superficialmente in questa sede.

L'interdisciplinarietà delle ricerche citate copre campi che vanno dalla elettronica alla neurofisiologia, dalla biomeccanica alla sistemistica, dalla tecnologia dei materiali alla fisiatria.

L'approfondimento di questi settori di ricerca non permetterà soltanto il miglioramento delle tecniche di stimolazione del sistema neuromuscolare per migliorare la motricità dei neurolesi; esso permetterà lo sviluppo di altre tecniche quali la stimolazione per la correzione dell'incontinenza urinaria ed anale, la stimolazione per analgesia ed anestesia elettriche, la stimolazione del tessuto osseo per la saldatura accelerata delle fratture e altre ancora escluse, per ragioni di spazio, da questa presentazione.

BIBLIOGRAFIA

- [1] LIBERSON W. T., HOLMQUEST M. E., SCOT D., DOW M. - *Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal*

nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients - Arch. of Phys. Med. and Rehab. 42, pag. 101-105, 1961.

- [2] LONG C., MASCIARELLI V. - *An electrophysiological splint for the hand* - Arch. of Phys. Med. and Rehab. 44, pag. 490-503, 1963.
- [3] ARTOM A., PENNACCHIETTI M., BISTAGNINO C., POZZOLO V. - *Muscular stimulator controlled by myoelectric signals* - Electronics Letters vol. 11, n. 10, 1966.
- [4] DIMITRIEVIC M., GRACANIN F., PREVEC T., TRONTELY J. - *Electronic control of paralyzed extremities* - Biomed. Eng. 8-14, Jan. 1968.
- [5] GRACANIN F. - *The role of functional electrical stimulation of extremities in rehabilitation medicine* - Europa Medicophysica 8, pag. 48-55, 1972.
- [6] REBERSEK S., VODOVNIK L. - *Proportionally controlled functional stimulation of the hand* - Arch. of Phys. Med. and Rehab. 54, pag. 378-382, 1973.
- [7] VODOVNIK L., REBERSEK S. - *Improvements in voluntary control of paretic muscles due to electrical stimulation* - in «Neural Organization and its relevance to prosthetics», Intercontinental Medical Book Corp. 1973.
- [8] MERLETTI R., ACIMOVIC R., GROBELNIK S., CVILAK G. - *Multichannel functional electrical stimulation of the upper extremity in hemiplegic patients: a feasibility study*, Arch. of Phys. Med. and Rehab. 56, Dic. 1975.
- [9] STEFANCIC M., REBERSEK S., MERLETTI R. - *The therapeutic effect of the Ljubljana functional electronic peroneal brace* - Europa Medicophysica 12, Dic. 1975.
- [10] MERLETTI R., ANGELI S., GATTO R., VIOLA S. - *Therapeutic and carry over effects of functional electrical stimulation in hemiplegic patients* - Proc. of the Second Polish-Italian Meeting on Bioengineering. In press by the Politecnico of Milano.
- [11] GATTO R. - *Possibilità di applicazione dell'elettrodiagnosi di stimolazione nella rieducazione dell'emiplegico adulto* - «Atti del Convegno Naz. della Società Italiana di Medicina Fisica e Riabilitazione», Ottobre 1975. In stampa.
- [12] COLOMBO I., GAZZI A., STRADA G. - *Contributo clinico alla stimolazione elettrica funzionale nell'emiplegico con lo stimolatore peroneale elettronico* - La Riabilitazione 4, pag. 163-174, 1972.

ANALISI DELLE PRESTAZIONI DI SIMULATORI CARDIOVASCOLARI

Ing. Fulvia Quagliotti*

Introduzione.

Le disfunzioni valvolari non sono, in molti casi, curabili con farmaci od interventi chirurgici correttivi: la valvola deve essere rimossa e sostituita con una protesi.

Anche se la chirurgia ha fatto notevoli progressi negli ultimi anni, la sostituzione della valvola naturale con una artificiale ancor oggi presenta inconvenienti, in quanto non è stato finora possibile progettare e costruire una valvola artificiale che compia fedelmente la funzione della valvola naturale.

I problemi che nascono sono di diversa natura: fluidodinamici, chimici, strutturali.

Sono state perciò studiate varie soluzioni, ciascuna delle quali presenta, rispetto alle altre, vantaggi e svantaggi.

È evidente quindi la necessità di poter provare le protesi in laboratorio, prima di impiantarle in vivo; si devono poter prevedere le alterazioni che

esse provocheranno sul cuore e sul sistema circolatorio e si deve verificarne il comportamento durante un funzionamento prolungato: l'arresto, anche temporaneo, provocherebbe la morte del paziente.

Per l'esecuzione di prove di laboratorio è necessario disporre di una apparecchiatura che simuli il sistema cardiovascolare, in modo da poter studiare il comportamento della valvola in condizioni ambientali quanto più simili possibile a quelle reali.

Esistono diversi tipi di simulatori cardiovascolari; data la complessità del sistema che essi devono rappresentare, ciascuno di essi solo parzialmente riproduce le reali condizioni di funzionamento.

Scopo di questo lavoro è l'individuazione delle caratteristiche essenziali richieste a tali apparecchi e l'analisi delle prestazioni di alcuni tipi di simulatori.

Caratteristiche essenziali di un simulatore cardiovascolare.

Ciascun individuo presenta parametri emodinamici costituzionalmente diversi: pressioni cardia-

* Istituto di Meccanica Applicata, Politecnico di Torino.

La verifica del comportamento di una valvola deve poter essere fatta tenendo conto delle caratteristiche dell'individuo e delle variazioni che esse possono presentare: l'apparecchiatura deve perciò avere la massima flessibilità di comportamento e vi deve essere la possibilità di variare i parametri che interessano.

Tale dispositivo deve inoltre poter essere usato per le prove su protesi sostitutive delle diverse valvole naturali: atrioventricolari (mitralica e tricuspide) e arteriose (semilunare aortica e polmonare); perciò i parametri circolatori devono essere regolabili di volta in volta, in funzione del tipo di valvola da provare.

Dal punto di vista fluidodinamico i principali inconvenienti che può produrre una protesi sono i seguenti:

2) la turbolenza che insorge nel flusso è notevole, mentre la valvola naturale agisce in condizioni limite di moto laminare;

Strutturalmente la valvola artificiale deve garantire una buona resistenza a fatica, in quanto il suo funzionamento deve essere prolungato al massimo; la sua durata, poi, oltre che lunga, deve essere anche prevista con buona approssimazione, in modo da poterne effettuare la sostituzione prima che avvenga qualche alterazione della sua funzione.

In laboratorio l'analisi sul comportamento delle valvole può essere fatto con l'ausilio di simulatori.

Tale prova ha però scarso interesse in quanto la valvola cardiaca opera in un continuo regime transitorio soggetta a condizioni di flusso e pressione continuamente variabili. La bontà del circuito di

I circuiti che saranno esaminati successivamente si basano su sistemi di controllo pneumatici, su tecniche analogiche di ripetizione di segnali e su tecniche meccaniche e pneumatiche di generazione di forme di segnali.

Tale tipo di simulatore, schematizzato in fig. 1, è stato progettato in modo da offrire una ampia flessibilità funzionale, nell'analisi delle caratteristiche dei vari tipi di valvole.

Simulatore cardiovascolare pneumatico.

L'azione pompante del cuore è stata realizzata con una pompa a cilindri.

Il condotto di efflusso del cilindro giunge alla camera di prova della valvola A attraverso una valvola di non ritorno comandata, V, realizzata con un cilindro pneumatico, che porta all'estremità dell'asta un martelletto. Tale organo può, appoggiando su un riscontro, chiudere completamente il condotto, che è realizzato con un tubo di gomma molto cedevole.

66

matico di comando della pompa e il cilindro della valvola comandata con la stessa valvola.

Il cilindro pneumatico deve realizzare quindi il moto alternativo sia del cilindro idraulico, sia della valvola di non ritorno V.

Lo schema di azionamento è in fig. 2.

Il cilindro pneumatico a doppio effetto C_1 , che comanda il cilindro idraulico C_2 , è azionato tramite una valvola a quattro vie D, che come si è già detto, aziona anche la valvola ad otturatore V.

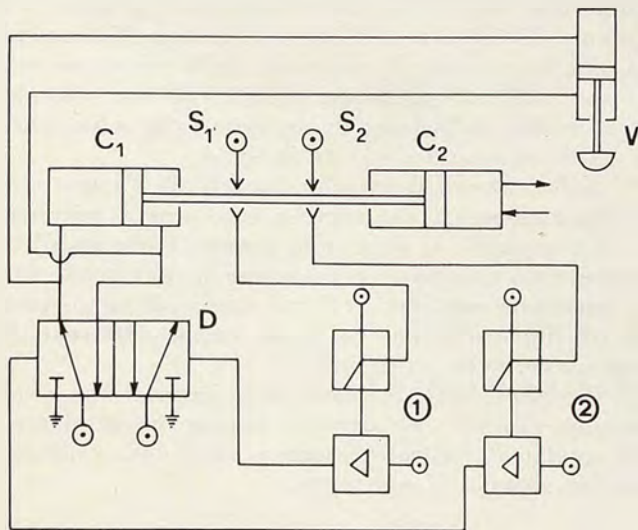


Fig. 2 - Schema di azionamento del simulatore pneumatico.

L'azionamento del moto del pistone, e quindi della gittata, è ottenuta provvedendo lo stelo del cilindro pneumatico di un lamierino, che agisce su due sensori ad intercettazione S_1 ed S_2 , i cui segnali di uscita, attraverso i due sistemi di amplificazione 1 e 2, azionano la valvola a quattro vie. Tali gruppi di amplificazione comprendono, ciascuno, un elemento fluidico OR-NOR e un elemento interfaccia bassa-alta pressione.

Variando la distanza tra i sensori, è possibile regolare il valore della gittata.

L'effetto del sistema circolatorio a valle della valvola in prova è simulato mediante una valvola di strozzamento R che viene regolata per ogni prova su una determinata posizione.

La frequenza dei cicli può essere regolata, entro certi limiti, agendo sul valore della pressione di alimentazione del cilindro C_1 e sui valori delle resistenze di scarico di tale cilindro.

Un tale tipo di simulatore permette di variare alcuni parametri emodinamici: la portata e la pressione possono essere adattate, secondo le esigenze di prova.

Tuttavia il sistema presenta inconvenienti. In primo luogo, prove sperimentali hanno dimostrato che la variazione di pressione fra monte e valle della camera di prova della valvola, già in assenza di questa, ha un andamento oscillatorio e molto irregolare.

Questo è senza dubbio dovuto ai condotti elastici introdotti nel circuito ematico simulato, in particolare nel tratto della valvola a martelletto, e probabilmente anche proprio al sistema di chiusura di tale valvola.

Inoltre non è previsto un sistema di contropressione regolabile con legge definita a valle della valvola; la resistenza introdotta non è certo sufficiente a simulare le contropressioni che nascono a valle di una valvola, in conseguenza alle variazioni di volume nelle camere e nei condotti.

Il sistema poi garantisce il valore della gittata cardiaca, ma non permette di imporre una determinata legge di flusso.

Infine anche l'andamento delle pressioni a monte della valvola e la frequenza del sistema devono poter essere modificate, di volta in volta, in funzione delle caratteristiche del paziente, cosa che non è stata prevista nel sistema.

La regolazione della frequenza appare troppo vincolata alle caratteristiche costruttive del circuito; la variazione della velocità di avanzamento dello stantuffo del cilindro di comando deve infatti essere effettuata di volta in volta, senza che sia possibile prefissarne un determinato valore.

Simulatore analogico con controllo elettronico.

L'apparecchiatura permette la prova simultanea di due valvole, in quanto riproduce la funzione di atrio, ventricolo ed aorta.

Il circuito idraulico che simula il letto cardiovascolare è schematizzato in fig. 3.

L'atrio sinistro ed i vasi ad esso afferenti sono rappresentati da un sistema di serbatoi S.

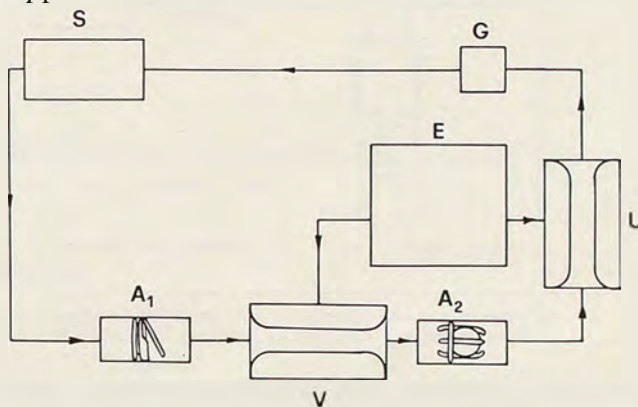


Fig. 3 - Schema di simulatore cardiovascolare analogico, con controllo elettronico.

Sul collegamento fra atrio e ventricolo è collocata la camera di prova della valvola mitrale A_1 , tra ventricolo e aorta è situata quella della valvola aortica A_2 . Con un sistema di regolazione G si crea su questo circuito una pressione minima, regolabile di volta in volta (normalmente intorno ad un valore di 70 mm HG).

Sistole e diastole del ventricolo e dell'aorta, rispettivamente, vengono realizzate con circuito pneumatico: inviando aria compressa in membrane situate nelle due camere che simulano il ventricolo, V, ed il letto aortico, U.

La frequenza di sistole e di diastole dell'aorta e del ventricolo viene regolata con sistema elettronico di controllo E.

Un generatore di segnali fornisce la legge di variazione delle pressioni. Esiste cioè un sistema analogico che riproduce le condizioni ideali di funzionamento.

L'andamento delle pressioni deve però essere controllato, in modo da garantire che si riproduca esattamente la legge voluta.

È perciò previsto un sistema di controreazione: si rilevano le pressioni ed il flusso ed i dati vengono inviati in un calcolatore, rielaborati e confrontati con quelli di comando del circuito pneumatico.

Un tale sistema di simulazione è indubbiamente molto efficiente, in quanto permette di impostare di volta in volta le condizioni di funzionamento, adattandole ai diversi pazienti ed in situazioni diverse.

La controreazione garantisce poi una verifica passo passo dei valori e dà la possibilità di intervenire con continuità per modificare durante la prova le grandezze così da riprodurre le leggi di variazione di pressione, ventricolare ed aortica rispettivamente, a cui le valvole saranno soggette dopo la loro collocazione nel paziente.

Tuttavia è evidente che l'apparecchiatura descritta è molto complessa, in quanto implica l'uso di un elaboratore elettronico e di un sistema analogico elettronico-pneumatico.

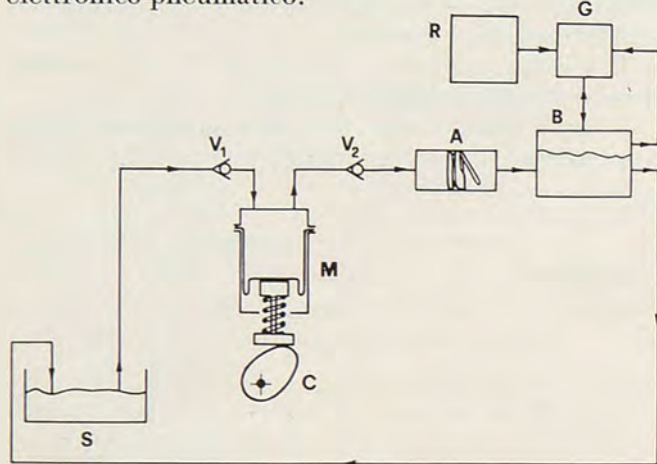


Fig. 4 - Schema di circuito simulatore con predeterminazione degli andamenti di flusso e pressione.

Circuito simulatore con predeterminazione degli andamenti di flusso e pressione.

È possibile realizzare un simulatore che permetta di regolare di volta in volta la portata e la pressione, senza dover ricorrere ad elaboratori elettronici.

L'apparecchiatura che viene qui descritta è composta unicamente di elementi pneumatici ed idraulici.

Rispetto al simulatore citato nel paragrafo precedente, questo non prevede un sistema di controreazione; tuttavia il controllo dei dati di ingresso può essere fatto con una buona precisione. La riproduzione delle leggi di variazione delle portate e delle pressioni può essere pertanto ottenuta con approssimazione sufficiente, senza la necessità di prevedere un sistema di controreazione.

Lo schema dell'apparecchiatura è riportato in fig. 4.

Una camma C, disegnata in funzione della legge di portata che si vuole realizzare, aziona un cilindro a membrana rotolante M che, prelevando l'acqua da un serbatoio S, la invia nella camera di prova della valvola A.

Due valvole di non ritorno V_1 e V_2 , rispettivamente sul condotto di ingresso e di uscita del cilindro, assicurano il funzionamento della pompa.

La legge di variazione della pressione a valle della valvola in prova (quindi quella del ventricolo sinistro o dell'aorta, rispettivamente per prove su valvole mitrali o aortiche) è realizzata nella camera B, con un sistema di confronto della pressione esistente con una pressione di riferimento, secondo i valori dati dalla legge di variazione che si impone.

Tale sistema è riportato in fig. 4.

Nella camera B vengono inviati sia l'acqua che l'aria compressa, che serve a regolarne il volume.

La quantità di aria nella camera viene stabilita tramite un gruppo di regolazione G, che confronta la pressione esistente in B con quella di un sistema di riferimento R, con cui viene imposta la legge di variazione della pressione.

È così possibile regolare sia la legge di flusso col sistema camma - elemento a membrana rotolante, sia quella di contropressione a valle della valvola, con un sistema di confronto.

Conclusioni.

L'apparecchiatura presentata nel capitolo precedente riassume in modo soddisfacente le caratteristiche richieste ad un simulatore per valvole cardiache artificiali: permette di imporre di volta in volta la legge di variazione del flusso e delle pressioni e tuttavia non richiede l'uso di sistemi sofisticati come gli elaboratori elettronici-analogici.

Non prevede un metodo di controreazione, in quanto l'introduzione dei dati di flusso e pressione è abbastanza semplice, facilmente controllabile separatamente, quindi affidabile.

BIBLIOGRAFIA

- [1] MYERS G. M., PARSONNET, V. - *Engineering in the heart and blood vessels* - Ed. Wiley, Interscience, 1969.
- [2] WHITMORE R. L. - *Rheology of the Circulation* - Ed. Pergamon Press, 1968.
- [3] BERGEL D. H. - *Cardiovascular Fluid Dynamics* - Vol. I, ed. Academic Press, 1972.
- [4] BURTON A. C. - *Fisiologia e biofisica della circolazione* - Ed. « Il Pensiero Scientifico », 1969.
- [5] YANG S. S., BENTIVOGLIO L. G., MARANHÃO V., GOLDBERG H. - *Dal cateterismo cardiaco ai parametri emodinamici* - Ed. « Il Pensiero Scientifico », 1974.
- [6] WIETING D. W., LIOTTA D. - *Method for observing Flow Behaviour of Prosthetic Human Heart Valves* - Proc. Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology, 8-98, 1966.
- [7] VIGGERS R. F., ROBEL S. B., SAUVAGE - *An Hydraulic Figure of Merit for Heart Valves Prostheses* - J. Biomed. Mat. Res. 1, 103, 1967.
- [8] QUERQUES M. L. - *Apparecchiatura sperimentale di prova per valvole cardiache* - Tesi di Laurea del Politecnico di Torino, 1973.