

4. L'ANALISI DELL'IMPEDENZA BIOELETTRICA (BIA.)

4.1. Introduzione.

I primi studi sulla composizione del corpo umano risalgono alla seconda metà del XIX secolo. Justus von Leibig, dimostrando che il corpo umano contiene molte delle sostanze presenti negli alimenti, inaugurò una linea di ricerca le cui implicazioni furono immediatamente evidenti anche ad un filosofo come Ludwig Feuerbach che ebbe a dire: "l'uomo è ciò che mangia". Se si tralasciano le implicazioni etiche e politiche dell'affermazione di Feuerbach, si può affermare che essa ha ricevuto ampie conferme dalla ricerca successiva. Inoltre, lo studio della composizione corporea ha consentito notevoli progressi nella comprensione dei meccanismi che regolano la crescita, l'invecchiamento e la malattia. E' questa la ragione per cui l'interesse dei ricercatori e dei clinici nei confronti della composizione corporea è oggi non meno vivo che centocinquanta anni orsono. Considerando i progressi resi possibili in fisiologia e in clinica dallo studio della composizione corporea, è utile definire quest'ultima mettendone in evidenza la relazione con lo stato di nutrizione e lo stato di salute. La composizione corporea è infatti una delle tre variabili che definiscono lo stato di nutrizione (le altre due sono il bilancio energetico e la funzionalità corporea). In particolare, la composizione corporea è un indicatore a lungo termine dello stato di nutrizione perché riflette la disponibilità pregressa di nutrienti. Al contrario, il bilancio energetico, ovvero la differenza tra la quantità di energia introdotta e quella consumata dall'organismo, è responsabile delle modificazioni a breve termine dello stato di nutrizione. In una posizione intermedia si colloca la funzionalità corporea, dove con questo termine si intende un insieme di funzioni per il cui espletamento sono necessari nutrienti energetici e non energetici in misure diverse a seconda della funzione considerata. Le relazioni esistenti tra composizione, energia e funzione sono numerose: la Fig.1 mostra la relazione esistente tra lo stato di nutrizione e lo stato di salute per il tramite della variabile più frequentemente valutata dal clinico nell'approccio al malato: la funzionalità corporea. Infatti, la composizione del corpo umano e la disponibilità di nutrienti energetici ne condizionano in larga misura le funzioni, come illustrato nella figura sottostante.

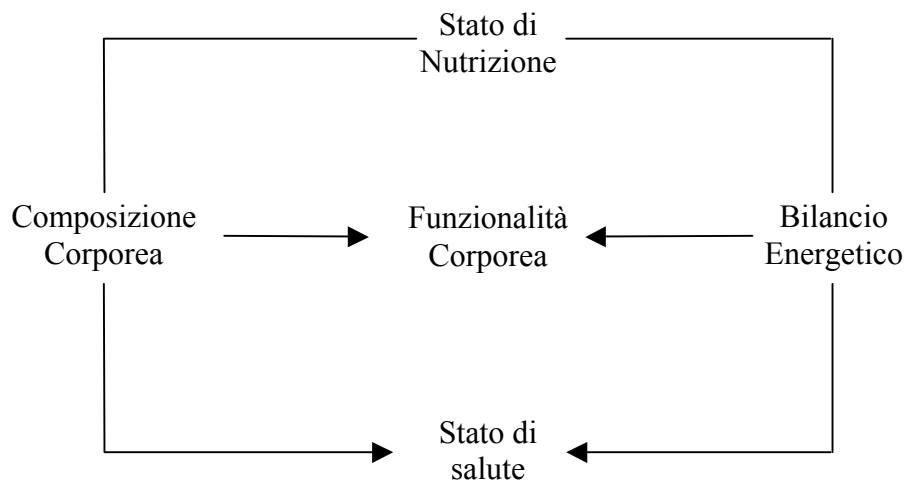


Figura1: rapporto tra stato di nutrizione, composizione e funzionalità corporea, bilancio energetico e stato di salute

Poiché la funzionalità dell'organismo condiziona a sua volta lo stato di salute, esiste una chiara relazione tra la composizione corporea e lo stato di salute. Nel 1906, Adolph Magnus-Levy introdusse la distinzione tra tessuti grassi e non grassi nell'animale da esperimento. Estesa all'uomo, tale distinzione portò a concepire il peso corporeo (BW, body weight) come la sommatoria di una massa grassa (FM, fat mass) e di una massa priva di grassi o magra (FFM, fat-free mass):

$$BW = FM + FFM.$$

A questo punto occorre mettere a punto delle metodiche che consentissero di operare la distinzione tra FM e FFM in vivo. Uno dei metodi utilizzati attualmente è l'analisi dell'impedenza bioelettrica (BIA.). La BIA, ha acquistato popolarità come tecnica sin dai primi studi di Nyboer e Thomasset e da quelli successivi di Hoffer e Lukaski negli anni 80. I ricercatori ed i clinici iniziarono ad applicare questa metodica ai loro soggetti e pazienti, ritenendo di poter ottenere informazioni sulla loro composizione corporea. La BIA consente una valutazione non invasiva del contenuto di acqua nel corpo e della sua distribuzione tra gli spazi intra- ed extra-cellulare, di estremo interesse sia per il ricercatore che per il clinico.

4.2. L'impedenza elettrica

L'impedenza è la grandezza fisica che rappresenta il rapporto tra un fasore della tensione e un fasore della corrente. Comunemente è indicata con Z ed, essendo il rapporto di due fasori, è un numero complesso (Il termine fu coniato da Oliver Heaviside nel luglio del 1886). In termini classici si può dire che l'impedenza esprime la "resistenza" che un bipolo oppone al passaggio di una corrente elettrica alternata e si misura in ohm. Il concetto di impedenza generalizza la Legge di Ohm estendendola ai circuiti funzionanti in regime sinusoidale (comunemente detto corrente alternata). Essa tiene conto dei fenomeni di consumo di energia elettrica e dei fenomeni di accumulo di energia elettromagnetica. L'impedenza è descritta matematicamente da un numero complesso, la cui parte reale rappresenta il fenomeno dissipativo e corrisponde alla resistenza, (R); la parte immaginaria, detta reattanza, (X), è associata ai fenomeni energetici di accumulo. Per un bipolo passivo la resistenza è un numero sempre positivo, la reattanza può essere positiva o negativa: nel primo caso prevale l'accumulo di energia magnetica (impedenza induttiva), nel secondo quello di energia elettrostatica (impedenza capacitiva).

Sostanzialmente analoga alla resistenza, se ne differenzia:

- sia perché il suo valore dipende dalla frequenza della corrente che attraversa il circuito
- sia perché le caratteristiche particolari di alcuni componenti dell'impedenza, detti perciò reattivi, inducono uno sfasamento tra corrente e tensione.

Al passaggio di una corrente alternata in un circuito si distinguono perciò due componenti:

- una componente attiva: la resistenza R , costante e non variabile al variare della frequenza $R=VI$.
- una componente reattiva: la Reattanza X , risultante dalla composizione vettoriale di una componente capacitiva X_C ed induttiva X_L , proporzionali alla frequenza della corrente secondo

le leggi:

$$X_C = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{2\pi f C}; \quad X_L = \frac{1}{\omega L} = \frac{1}{2\pi f L}$$

Φ è l'angolo di sfasamento tra tensione e corrente ed è chiamato "angolo caratteristico dell'impedenza" essendo $\Phi = \arctg \frac{X}{R}$

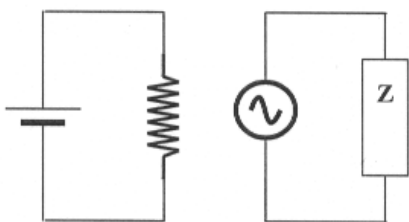


Figura 2a: circuito in continua e circuito in alternata

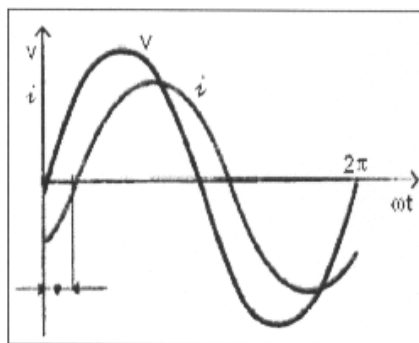


Fig.2b: rapporto di fase tra tensione e corrente



Figura3b: parte reale ed immaginaria dell'impedenza

Qualsiasi circuito si può ricondurre ad una combinazione di Resistenza, Condensatori ed Induttori posti in serie e/o in parallelo. Nell'analisi BIA noi considereremo il corpo umano come un circuito di cui vogliamo valutare l'impedenza per conoscere la composizione corporea.

4.3. La membrana cellulare ed il suo equivalente elettrico

Biologicamente la membrana cellulare funziona come una barriera selettivamente permeabile che separa i compartimenti fluidi intra- ed extra-cellulari e che protegge l'interno della cellula restando permeabile al passaggio di alcuni materiali. Ciò crea una differenza di concentrazione ionica e di pressione osmotica tra i compartimenti intra- ed extra-cellulari. Di conseguenza esiste una differenza di potenziale elettrico attraverso la membrana che è essenziale alla sopravvivenza delle cellule: il danneggiamento della membrana cellulare e delle sue relative funzioni è mortale per la cellula quanto il danneggiamento diretto del nucleo. La membrana lipidica è attraversata dalle proteine che, essendo solubili in acqua creano dei canali attraverso cui gli ioni ed altri componenti chimici possono entrare ed uscire dalla cellula. L'equivalente elettrico di una cellula al passaggio di una corrente alternata può essere schematizzato con un circuito parallelo RC in cui:

- il condensatore è rappresentato dal doppio strato fosfolipidico della membrana cellulare in cui le code dei fosfolipidi, non polari, sono un isolante elettrico (dielettrico) e le teste fosfolipidiche, polari, costituiscono le due piastre del condensatore.
- la resistenza è rappresentata dalla matrice extra-cellulare (conduttore).

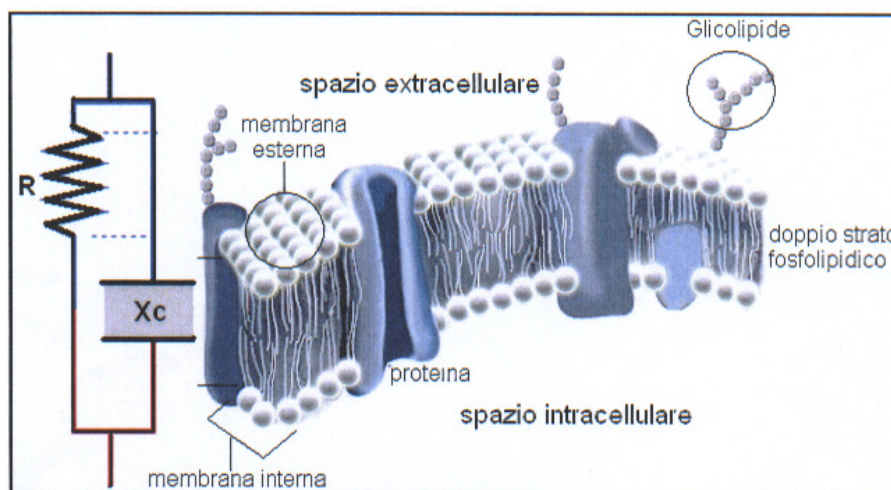


Figura. 3. La membrana cellulare ed il suo equivalente elettrico

Il principio su cui si fonda l'Analisi d'Impedenza Bioelettrica presuppone che i tessuti dell'organismo si comportino come conduttori (soluzioni elettrolitiche intra- ed extra-cellulari), semiconduttori o dielettrici (osso e grasso). Il passaggio nei tessuti di una corrente alternata incontra un'impedenza corporea, che si può schematizzare con due componenti: una componente resistiva (R) rappresentata dai tessuti conduttori, ed una componente reattiva (X_c), espressione delle componenti capacitive del sistema, ossia delle membrane cellulari. In realtà, i circuiti eterogenei complessi del corpo umano sono molti e ciascuno rappresenta una combinazione delle cellule con il loro ambiente di sostegno.

Nell'intervallo di frequenze in cui vengono eseguite misure di impedenza bioelettrica, i tessuti hanno un comportamento prevalentemente resistivo, la loro componente reattiva risulta essere trascurabile.

Consideriamo, infatti, un campione di tessuto ed inseriamolo tra due armature metalliche piane di area A e poste ad una distanza L l'una dall'altra (figura 4).

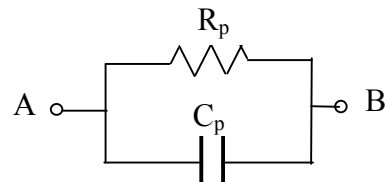
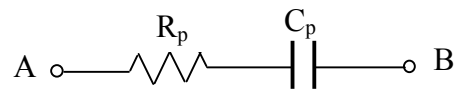
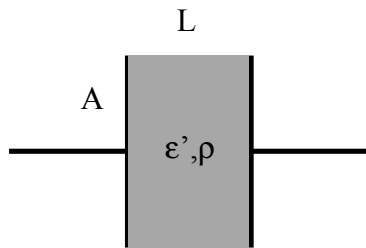


Figura 4a: campione di tessuto posto tra le due armature di un condensatore

Figura 4b: modello elettrico equivalente in serie e in parallelo

La resistenza equivalente R_p e la capacità equivalente C_p (Fig.4b), sono date dalle relazioni seguenti:

$$R_p = \rho \frac{L}{A} \quad C_p = \epsilon_0 \epsilon' \frac{A}{L}$$

dove ρ è la conducibilità del tessuto ed ϵ' è la sua permittività relativa e ϵ_0 è la permittività del vuoto ed è una costante ($\epsilon_0=8,854 \times \mu\text{F/m}$). Passando al circuito serie equivalente (Fig.4a) otteniamo:

$$R_s = \left(\frac{L}{A} \right) \left(\frac{\rho}{(1 + 2\pi f \epsilon_0 \epsilon' \rho^2)} \right) \quad X_s = - \left(\frac{L}{A} \right) \left(\frac{2\pi f \epsilon_0 \epsilon' \rho^2}{(1 + 2\pi f \epsilon_0 \epsilon' \rho^2)} \right)$$

A questo punto facciamo riferimento alla tabella 1, in cui non solo sono riportate la resistività e la permittività relativa di diversi tessuti, ma anche la quantità $(2\pi f \epsilon' \epsilon_0 \rho^2)$, che compare esplicitamente sia nell'espressione di R_s che in quella di X_s .

Questi dati, che sono dipendenti dalla frequenza, sono stati ricavati a frequenze di 10kHz e 1MHz, frequenze che cadono nell'intervallo utilizzato nella BIA. Dalla tabella 1 si può vedere che la quantità $(2\pi f \epsilon' \epsilon_0 \rho^2)$ risulta molto minore dell'unità, ciò giustifica le seguenti approssimazioni:

Tessuto	10kHz			1MHz		
	Permittività (ϵ')	Resistenza (ρ) $\Omega \cdot m$	Reattanza equivalente serie ² ($2\pi f \epsilon' \epsilon_0 \rho^2$) $\Omega \cdot m$	Permittività (ϵ')	Resistenza (ρ) $\Omega \cdot m$	Reattanza equivalente serie ² ($2\pi f \epsilon' \epsilon_0 \rho^2$) $\Omega \cdot m$
Ossa	640	100	0.05	87	50	0.1
Grasso	30000	15-50	0.03-0.4	NA	15-50	(0.1-1) ³
Sangue	2800	1.5	3×10^{-7}	2000	1.5	0.002
Muscolo						
(fibre perpendicolari)	70000	10	0.05	(1900-2500)	1.3-1.7	0.003
(fibre parallele)	80000	2	0.001	(1900-2500)	0.6-0.8	0.003

(NA: not applicable)

Tabella 1: Permittività e conducibilità dei tessuti a 37°C'
Fonte: "The American Journal of Clinical Nutrition"(September, 1996).

$$R_s = \rho \left(\frac{L}{A} \right) \quad X_s = - \left(\frac{L}{A} \right) (2\pi f \epsilon_0 \epsilon' \rho^2)$$

Di conseguenza possiamo ritenere $R_s \gg |X_s|$

4.4. Concetti di base

Consideriamo un pezzo di materiale conduttore di forma cilindrica, area di base A, lunghezza L e resistività ρ (Fig.5);

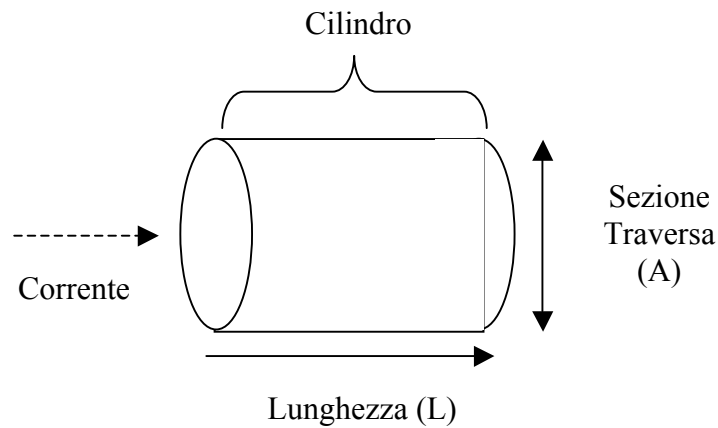


Fig.5

la resistenza elettrica è data da:

$$R = \rho \left(\frac{L}{A} \right)$$

moltiplicando numeratore e denominatore della precedente relazione per L si ha:

$$R = \rho \left(\frac{L^2}{AL} \right)$$

Osservando che la quantità LA rappresenta il volume V del cilindro si ha:

$$R = \rho \left(\frac{L^2}{V} \right) \quad \rightarrow \quad V = \rho \left(\frac{L^2}{R} \right)$$

La relazione di cui sopra, esprime il volume come prodotto del rapporto tra il quadrato della lunghezza e la resistenza elettrica del materiale, e la sua resistività.

Questo è il principio che sta alla base della tecnica BIA, risaliamo al volume conduttivo a partire dalla misura della resistenza. Poiché nel corpo umano le sostanze conduttive sono rappresentate dai fluidi intra- ed extra-cellulari, a partire dalla misura della resistenza, possiamo risalire al volume di essi e cioè: TBW (total body water), ECW (extra-cellular water) ed ICW (intra-cellular water).

E' opportuno, a questo proposito, fare chiarezza su di un equivoco, ovvero la tendenza ad utilizzare i termini "impedenza" e "resistenza" in maniera intercambiabile. Sulla base di quanto detto al paragrafo 1, ciò non è giustificabile perché significherebbe identificare l'impedenza con una sua componente, quella resistiva.

E' altrettanto vero, però, come evidenziato nel paragrafo 2, che la resistenza è la maggiore determinante dell'impedenza corporea. Nelle prime misure il modello adottato considerava il corpo umano come un cilindro di materiale puramente resistivo e di lunghezza pari all'altezza della persona. Ma dalle misurazioni di tale resistenza si può risalire al volume di cosa? La risposta a questa domanda è fornita da un'altra evidenza sperimentale. A basse frequenze, teoricamente a frequenza zero, la corrente non penetra le membrane cellulari, le quali essendo state schematizzate con dei condensatori si comportano come circuiti aperti, pertanto la corrente fluirà solo attraverso i fluidi extra-cellulari e quindi essi sono i responsabili della resistenza opposta al passaggio di corrente. Alle alte frequenze invece, teoricamente a frequenza infinita le membrane cellulari si comporteranno come cortocircuiti così come un condensatore, quindi la corrente fluirà sia attraverso i fluidi intra-cellulari che attraverso i fluidi extra-cellulari, per tanto entrambi saranno responsabili della resistenza misurata (Fig5).

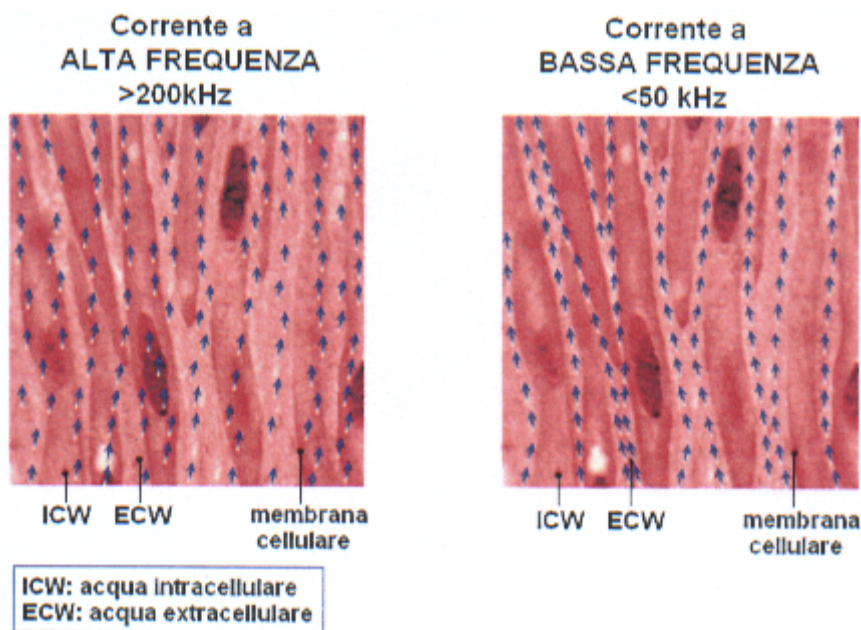


Fig.5

Alla luce di tali evidenze sperimentali, una misurazione di impedenza bioelettrica a frequenza zero potrebbe fornirci il volume di ECW ed a frequenza infinita il volume di TBW. Ovviamente, effettuare misurazioni a frequenza zero e a frequenza infinita è praticamente impossibile. Questi valori teorici vengono ricavati dal grafico di Cole-Cole, dove sull'ascissa è riportata la parte reale dell'impedenza e sull'asse delle ordinate viene riportata la sua parte immaginaria cambiata di segno, per diversi valori di frequenza (Fig.6).

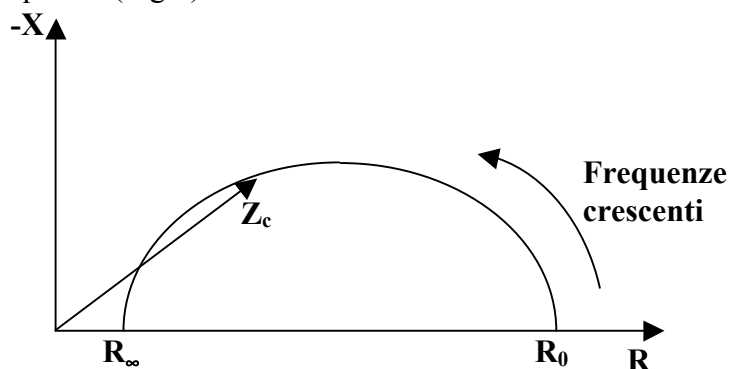


Figura 6: andamento dell'impedenza in funzione della frequenza

La curva che è stata ricavata sperimentalmente è un arco di circonferenza con centro al di sotto dell'asse delle ascisse. Le resistenze teoriche sono date dall'intersezione di questa curva con l'asse delle ascisse. È ovvio che, considerare il corpo umano come un cilindro è una forzatura, in quanto esso non presenta una sezione trasversale costante, almeno da un punto di vista teorico gli arti dovrebbero contribuire all'impedenza totale in maniera più significativa del tronco, dal momento che hanno una minore area di sezione trasversa.

Naturalmente, non si può nemmeno pensare di considerare il corpo umano un materiale isotropo; la composizione per unità di volume del corpo umano è estremamente variabile, si pensi, per esempio, alle proprietà elettriche completamente differenti di tessuti come quello muscolare e adiposo, di organi come l'intestino e i polmoni e di segmenti corporei come gli arti ed il tronco. Pur con questi limiti, l'approssimazione del corpo umano ad un cilindro di lunghezza pari all'altezza ha prodotto risultati soddisfacenti (Lukaski et al., 1985), ciò ha portato alla definizione dell'indice di resistenza come rapporto tra il quadrato dell'altezza H_t e la resistenza R ,

$$RI = \frac{H_t^2}{R}$$

4.5. Metodi

I primi studi sull'impedenza elettrica del corpo umano risalgono alla fine degli anni '50. In quel periodo il cardiologo americano Hans Nyboer stava mettendo appunto una tecnica impedenziometrica per lo studio dei flussi ematici. Tale tecnica, sfruttava il principio per cui una modificazione del volume conduttivo si associa costantemente ad una modificazione dell'impedenza del conduttore. Pertanto, dalla misura di quest'ultima era possibile ottenere una misura relativa della modificazione volumetrica occorsa in seno al distretto vascolare indagato. Nonostante Nyboer avesse intuito l'elevato potenziale della tecnica impedenziometrica, la dimostrazione effettiva di tale potenzialità, con tecnica bipolare, spettò al medico francese August Luis Thomasset.

4.6. BIA bipolare

L'analisi dell'impedenza elettrica del corpo umano, finalizzata allo studio della sua composizione, è stata effettuata per la prima volta con una metodica bipolare.

Utilizzando due elettrodi sottocutanei di acciaio inossidabile, l'uno sistemato sulla faccia dorsale di una mano e l'altro sulla faccia dorsale del piede controlaterale, Thomasset (1962) misurò l'impedenza del corpo umano ad una corrente alternata di 100 μ A alle frequenze di 1 e 100 kHz, dimostrando che:

- l'impedenza ad 1 kHz (Z_1), era correlata ($n=65$, $r=0.71$, $p<0.001$) con il rapporto tra il quadrato dell'altezza e lo spazio di diluizione del radiobromo, indice della ECW
- l'impedenza a 100 kHz (Z_{100}), era correlata ($n=44$, $r=0.93$, $p<0.0001$) con il rapporto tra il quadrato dell'altezza e lo spazio di diluizione dell'acqua triziata, indice della TBW
- il rapporto Z_{100}/Z_1 , assunto come indice del rapporto TBW/ECW, era costantemente superiore ad 1.3 nei soggetti sani ed inferiore a tale valore nei pazienti.

È evidente che, nella BIA bipolare, ciascun elettrodo funziona da iniettore e sensore della corrente alternata (c.a.). Per essere sicuri che l'impedenza dovuta al complesso elettrodo cute non interferisca con la misurazione dell'impedenza corporea, è necessario che gli elettrodi abbiano una geometria fissa e vengano inseriti con tecnica standardizzata (Boulier et al., 1990). La tecnica bipolare cadde in disuso per la sua invasività e da questa si passò a quella tetrapolare.

4.7. BIA tetrapolare

La metodica tetrapolare, a differenza di quella bipolare, utilizza quattro elettrodi superficiali, di cui una coppia di elettrodi funge da fonte ed un'altra funge da rilevazione. Gli elettrodi di fonte, sistemati sulla superficie dorsale della mano e del piede destro ai metacarpi e ai metatarsi distali

rispettivamente, sottopongono il tessuto ad un campo elettrico alternato; gli elettrodi di rilevazione, sistemati tra le prominenze distali del radio e dell'ulna della mano destra e tra il malleolo mediale e laterale della caviglia destra (Fig.7), misurano la differenza di potenziale risultante (Lukaski ed al.,1985). Gli elettrodi devono essere distanti almeno 5 cm. E' questa la distanza minima che garantisce l'assenza di interferenza elettromagnetica tra elettrodi fonte e gli elettrodi di rivelazione (Deurenberg, 1994).

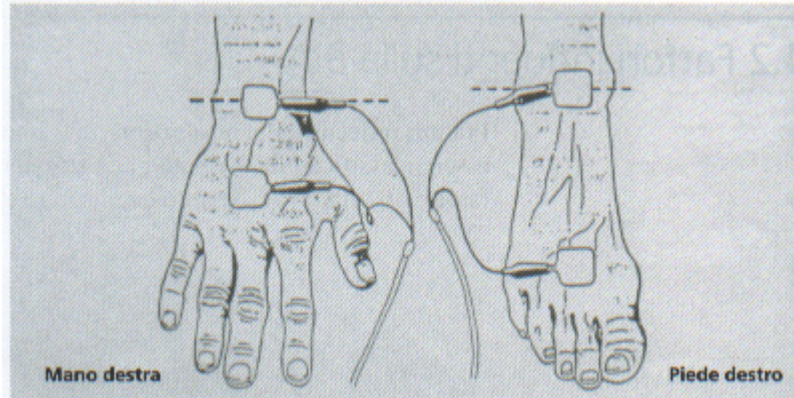


Fig.7

In un soggetto adulto la distanza di 5 cm è quasi sempre soddisfatta; nel bambino invece, spesso è necessaria una sistemazione più ravvicinata degli elettrodi; nel neonato essa è indispensabile. Hoffer ed altri (1969), sistemando gli elettrodi su mano e piede controlaterali misurarono l'impedenza corporea ad una c.a. di 100 μ A alla frequenza di 100 kHz. Nei 20 soggetti sani e nei 34 pazienti studiati, RI risultò il miglior predittore della TBW.

E' stato dimostrato, comunque, che le due metodiche, quella bipolare e quella tetrapolare, producono risultati sostanzialmente sovrapponibili (Thomasset e Beruard, 1994).

4.8. BIA segmentale

Le due metodiche, illustrate sopra, effettuano misurazioni a corpo intero. Come precedentemente detto, la loro base è considerare il corpo umano come un cilindro, il quale ha la sezione trasversale costante. Evidentemente, il corpo umano non presenta tale caratteristica. Questa è stata una delle considerazioni che hanno portato allo studio della BIA segmentale. Il punto di partenza è stato quello di considerare il corpo umano meglio rappresentato da un modello a 5 cilindri, rappresentanti ognuno un diverso segmento del corpo umano: 2 braccia, 2 gambe, 1 tronco (Fig.8).

Infatti, ogni segmento corporeo ha le proprie caratteristiche elettriche, il corpo non è conduttore omogeneo, e geometriche, ad esempio un cilindro con un piccolo diametro avrà più alta resistenza che un cilindro, dello stesso materiale e lunghezza, che ha un diametro maggiore. Sulla base di questa osservazione, alcuni ricercatori hanno suggerito l'impiego dell'impedenza segmentale per lo studio della composizione corporea globale.

Chumlea et al. (1998) hanno dimostrato utilizzando, come riferimento il modello a 5 cilindri, che la FFM (**free-fat mass**) può essere ricavata dalla somma dei volumi conduttivi di essi. Avendo suddiviso il corpo umano in compartimenti, è lecito pensare di ottenere il volume conduttivo totale VTB (total body) come somma dei volumi conduttivi dei singoli compartimenti, quello delle 2 gambe VL (leg), del tronco VT (trunk), e delle 2 braccia VA (arm).

Possiamo, quindi, scrivere:

$$VTB=2VL+ VT +2VA$$

ricordando l'espressione di V in funzione della resistenza R (considerando i tessuti corporei puramente resistivi) la relazione di cui sopra diventa:

$$VTB=(2\rho L^2L/RL)+(2\rho A^2A/RA)+(\rho Tl^2T/RT)$$

dove ρ rappresenta la resistività, l la lunghezza ed r la resistenza. Questo è l'approccio seguito da Chumlea et al..

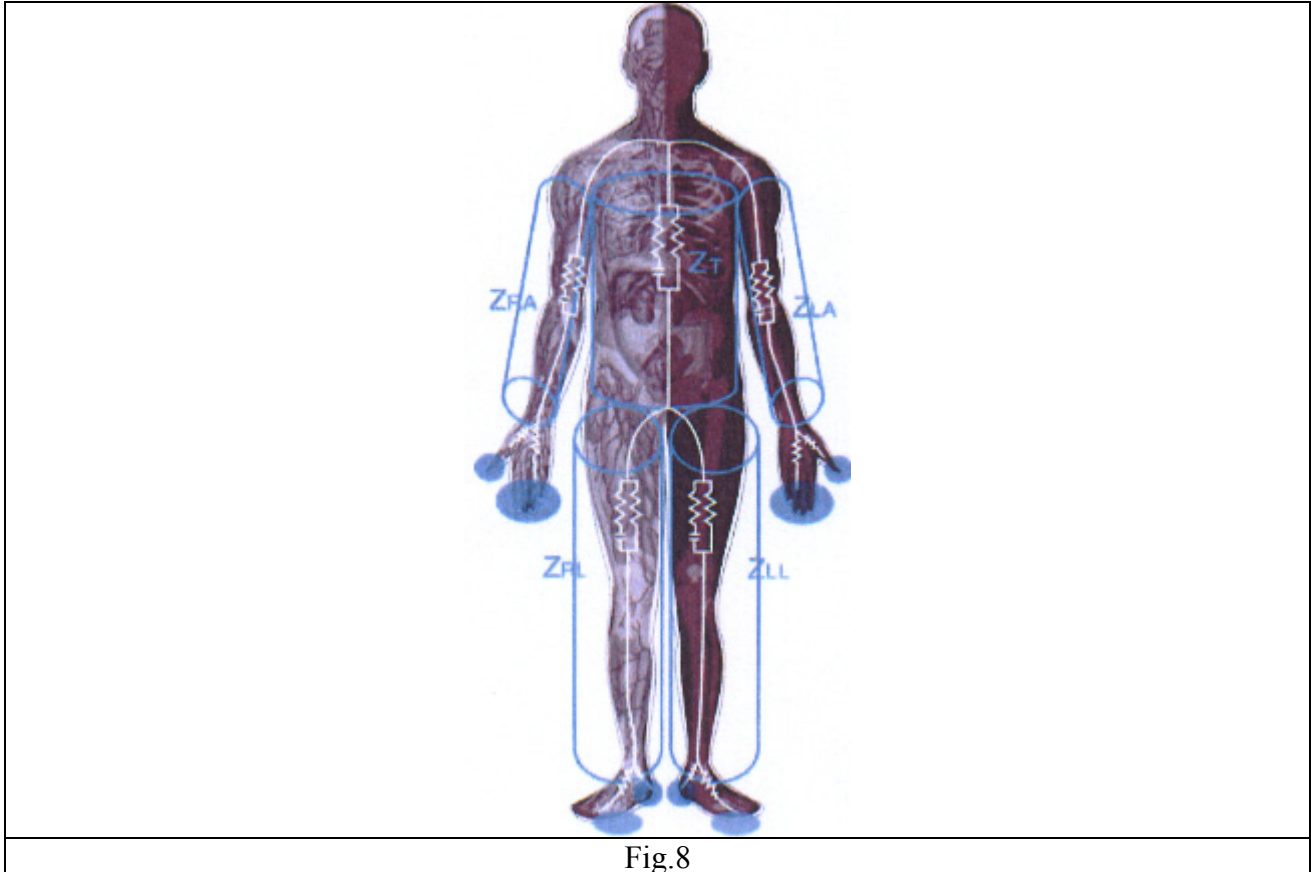


Fig.8

Per calcolare VTB è necessario conoscere il valore di ρ . Approssimando il segmento in esame ad un cilindro esso può essere ricavato come segue:

$$\rho=RA/l$$

dove A è l'area di base del cilindro, la quale è pari a πr^2 , con r raggio di base; ma, la circonferenza di base C è pari a $2\pi r$ quindi $r^2=C^2/4\pi^2$, in definitiva:

$$\rho=RC^2/4\pi l$$

Nel caso del tronco, il volume di uno sferoide appare più idoneo ad approssimare il volume segmentale che non quello di un cilindro. Per tanto, il volume del tronco può essere ricavato dalla seguente formula:

$$VT= 4\pi ab^2/3$$

dove a rappresenta il suo asse maggiore (lunghezza del tronco) diviso per 2 e b il suo asse minore (circonferenza addominale) diviso per 2.

Utilizzando questo modello la predizione della stima della FFM è risultata meno accurata di quella basata sull'indice resistivo (Ht^2/R) a corpo intero. La somma delle resistenze degli arti e del tronco eccedeva del 16% la resistenza totale (Baumgartner, 1989). La spiegazione di tale discrepanza è che il tronco fosse by-passato dalla BIA a corpo intero, dal momento che il valore eccedente la resistenza totale corrisponde all'incirca a quello registrato per il tronco. Studi condotti con analogo disegno sperimentale, hanno confermato la tendenza della sommatoria delle singole resistenze ad eccedere quella totale. Nonostante ciò, l'applicazione della BIA segmentale viene praticata per lo studio della composizione corporea degli arti, che permette di confrontare il lato destro ed il lato sinistro del corpo per verificare eventuali asimmetrie. Una valutazione segmentale risulta molto utile anche nella pratica clinica soprattutto nel campo sportivo, riabilitativo ed ortopedico per la proprietà di distinguere eventuali asimmetrie muscolari tra lato destro e sinistro, di osservare il bilanciamento e la distribuzione della massa muscolare e di monitorare i risultati ottenuti.

Come nel caso degli altri metodi BIA, occorre una standardizzazione della posizione degli elettrodi. E' stato difficoltoso determinare tali posizioni, le quali devono definire la separazione tra arti superiori e tronco, e tra arti inferiori e tronco, ciò è particolarmente problematico quando si effettuano misurazioni su soggetti obesi per i quali i punti di riferimento anatomici sono difficili da identificare. L'importanza della locazione degli elettrodi risulta evidente se si osserva che la resistenza di un corpo cilindrico è proporzionale alla sua lunghezza. Quindi, un errato posizionamento degli elettrodi comporterebbe una sottostima o sovrastima della grandezza misurata.

Le posizioni degli elettrodi per la misurazione della resistenza dei singoli segmenti corporei sono le seguenti (Fig.9):

- arto superiore: gli elettrodi vengono posizionati come nella BIA a corpo intero
- tronco: gli elettrodi fonte sono sistemati sulla superficie anteriore della coscia a livello della cresta glutea e quelli di rilevazione a 5 cm da esso
- arto inferiore: gli elettrodi vengono posizionati come nella BIA a corpo intero.

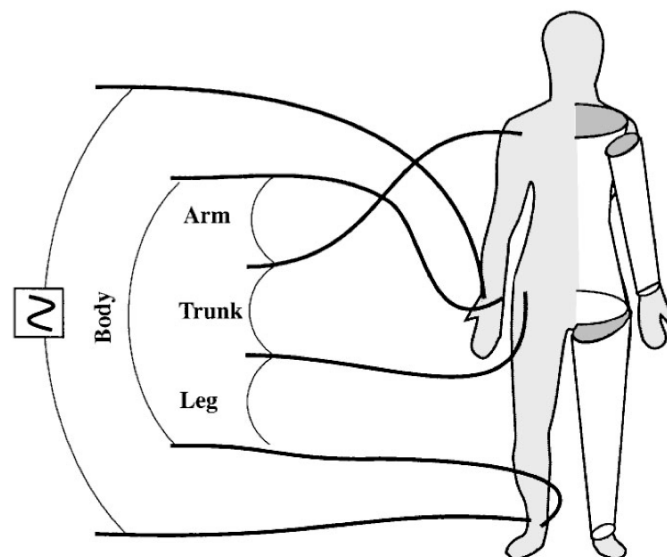


Fig.9

Fuller ed Elia (1989), hanno operato ulteriori suddivisioni in seno agli arti, distinguendo:

- avambraccio: gli elettrodi posizionati sulla spalla in corrispondenza dell'acromion
- braccio: gli elettrodi posizionati come nella variante a corpo intero
- coscia: gli elettrodi sulla spina iliaca antero-superiore
- gamba: gli elettrodi come nella variante a corpo intero.

Quello che è emerso da questa ulteriore suddivisione è che la sommatoria delle impedenze segmentali tende ad eguagliare l'impedenza totale, al contrario di quelle considerate in precedenza e cioè la suddivisione in 5 cilindri.

4.9. Reattanza capacitiva ed ECW

Il trattamento emodialitico e la somministrazione di furosemide si associano ad un aumento di X_c proporzionale alla perdita di liquido (Subramanyan et al., 1980). Tale aumento ($\approx 50\%$) è decisamente maggiore di quello che, nelle medesime condizioni si riscontra per R ($\approx 15\%$). Poiché il liquido eliminato dall'organismo è assunto essere di provenienza extracellulare in entrambi i casi, è stato ipotizzato che X_c possa essere un indice di ECW (Lukaski, 1990). Diversi ricercatori hanno riportato una miglior correlazione dell'ECW corretta per la TBW con l'indice capacitivo, definito come $CI = Ht^2/X_c$, ($r = -0.595$) che non con RI ($r = -0.327$; $p < 0.05$). Analogamente, Lukaski ha osservato una miglior predittività di CI per l'ECW. Questi dati hanno contribuito a creare molto entusiasmo nei confronti di X_c che è stato definito da alcuni come un indice di salute cellulare.

4.10. Miglioramento dell'equazione di predizione

I primi studi impedenziometrici del corpo umano avevano dimostrato il valore predittivo di RI nei confronti di TBW, ECW e FFM. La resistenza dell'organismo è inversamente proporzionale al suo contenuto idroelettrico, per tanto, essa dovrebbe essere considerata una misura del volume e della composizione dei distretti idrici. La predizione della FFM da RI è possibile perché la TBW è la componente principale della massa magra (73% dell'uomo di riferimento), ma, come visto nel primo capitolo, la FFM comprende pure la massa proteica, quella minerale e il glicogeno, le cui proprietà elettriche differiscono radicalmente da quelle della TBW. Dunque, la predizione della FFM dall'impedenza è basata esclusivamente sul rapporto indiretto tra questa e la TBW (Deurenberg, 1994).

Indicando con V il volume conduttivo, la predizione di TBW, ECW e FFM da RI assume la seguente forma:

$$V = aHt^2/R + b$$

dove a e b sono delle costanti. L'inclusione del peso corporeo Wt (weight) tra le variabili predittive può migliorare la predizione del volume conduttivo (Kushner, 1992). In tal caso l'equazione di cui sopra, assume la forma:

$$V = aHt^2/R + bWt + c$$

L'inclusione del sesso S (sex) e dell'età A (age) può migliorare ulteriormente la predizione:

$$V = aHt^2/R + bWt + cA + dS + e$$

L'introduzione di Wt , A e S tra le variabili predittive realizza un aggiustamento statistico delle differenze inter-individuali della composizione corporea e ciò spiega l'incremento in accuratezza dell'equazione predittiva. Comprensibilmente, l'accuratezza di un'equazione che contiene numerosi predittori oltre ad RI è generalmente scarsa quando essa viene applicata a popolazioni esterne. Quindi, un'equazione come quella di cui sopra, viene detta popolazione-specifica, dove con questo termine si intende un'equazione che in quanto prodotta all'interno di una determinata popolazione, non può essere utilizzata al di fuori di essa, previa dimostrazione della sua affidabilità in una o più popolazioni esterne. A riprova di quanto si è detto, le equazioni meglio applicabili a popolazioni esterne sono quelle basate su RI con l'eventuale aggiunta di Wt (Kushner et al., 1992). Nella tabella 2 sono riportati esempi di equazioni di predizioni che includono altri predittori oltre l'indice di resistenza RI .

Age Range	Number and Sex	Prediction Equation	SEE	Reference No
<i>Single-frequency (50 kHz) BIA equations for TBW</i>				
4-7 days	17	$235.8 (Wt \cdot Ht^2/R) + 567$	0.76 1	205
<3 yr	65	$0.67 (Ht^2/R) + 0.48$	0.36 1	109
5-18 yr	14F, 12M	$0.60 (Ht^2/R) - 0.50$	1.69 1	63

Tabella 2

Examples of BIA equations derived for the prediction of TBW , ECW and FFM

Fonte: “Physiological Reviews” (Vol. 80, No. 2, April 2000).

Attendibilità Ed Applicazioni Del Metodo BIA

Introduzione

L'attendibilità di una misura d'impedenza bioelettrica è condizionata da diversi fattori. Essi vengono discussi nella prima parte del presente capitolo con l'intento di facilitare la standardizzazione della metodica. Nella seconda parte, invece, analizzeremo le applicazioni dell'impedenza bioelettrica, distinguendo tra applicazioni fisiologiche da applicazioni cliniche, e daremo il giusto peso ai risultati ottenuti. !!!! riscrivere

3.1 Fattori influenti sulla BIA

I fattori influenti sulla BIA possono essere classificati in:

- relativi alla strumentazione
- relativi all'operatore
- relativi al soggetto da misurare
- relativi all'ambiente

3.1.1 Fattori relativi alla strumentazione

3.1.1.1 Variabilità intra-strumentale

La variabilità¹ intra-strumentale consiste in una valutazione dell'attendibilità della misura fornita dallo specifico strumento di misurazione. Per determinare tale variabilità si ricorre a misurazioni ripetute su circuiti il cui valore d'impedenza è noto. E' indispensabile verificare la precisione di un impedenziometro prima e durante il suo impiego in studi epidemiologici e dopo lunghi periodi di inattività.

3.1.1.2 Variabilità inter-strumentale

La variabilità inter-strumentale consiste nel diverso valore d'impedenza che si ha quando impedenziometri prodotti da differenti case produttrici vengono usati in misurazioni sullo stesso individuo. Differenze nella tensione o frequenze della corrente somministrata possono essere all'origine di tale discrepanza (Deurenberg et al., 1989), ma anche un'elevata impedenza di contatto

¹Il coefficiente di variazione CV, è il rapporto tra la deviazione standard σ , e la media μ delle misure ottenute: $CV = \sigma/\mu$.

elettrodo-cute può essere responsabile di questo fenomeno (Smye et al., 1993). Il problema sussiste anche per impedenziometri prodotti dalla medesima casa. Quindi, quando si effettua uno studio che richiede l'utilizzo di più impedenziometri, è indispensabile valutare la variabilità inter-strumentale.

3.1.1.3 Caratteristiche degli elettrodi

Oltre la posizione degli elettrodi che deve essere standardizzata, ma di questo ne abbiamo già parlato nel secondo capitolo, anche la loro qualità e le loro dimensioni sono importanti ai fini di una precisa misurazione. Gli elettrodi devono essere di buona qualità, utilizzati per intero e non tagliati a metà per ragioni di risparmio. In teoria, elettrodi con una superficie di 5 cm² potrebbero ovviare al problema dell'impedenza di contatto con la cute (Deurenberg, 1994). Nella pratica, vengono spesso utilizzati i comuni elettrodi per elettrocardiografia.

3.1.1.4 Cavi di collegamento allo strumento

I cavi di collegamento, adeguatamente schermati, devono correre in modo rettilineo e senza venire a contatto tra loro su di una superficie non conduttiva, lontano da campi elettromagnetici. Poiché anche il computer elettronico, eventualmente collegato allo strumento, è una sorgente di campi elettromagnetici, esso deve essere tenuto a debita distanza dai cavi di collegamento. Si ricorda che la possibilità di interferenze cresce all'aumentare della frequenza della corrente somministrata.

3.1.1.5 Sicurezza per la strumentazione

Per la sicurezza del soggetto è indispensabile che lo strumento non sia collegato in rete durante il suo impiego. Un sistema di trasmissione ad onde infrarosse fra lo strumento ed il computer elettronico rappresenta un'ulteriore garanzia di sicurezza.

3.1.2 Fattori relativi all'operatore

Il calcolo della variabilità inter-operatore è sempre necessario quando, nel corso di uno studio, la misurazione dell'impedenza venga applicata a due o più operatori. Essa viene valutata utilizzando lo stesso strumento (di precisione nota) e lo stesso soggetto da misurare, con o senza risistemazione degli elettrodi.

3.1.3 Fattori relativi al soggetto da misurare

3.1.3.1 Posizione del soggetto

La postura assunta dal soggetto è fondamentale per l'interpretazione del dato impedenziometrico. Il soggetto giace supino su di una superficie piana non conduttiva. Gli arti sono divaricati di 30-45° (Fig.1) per evitare cortocircuitazioni della corrente prodotti dal contatto tra gli arti inferiori o tra gli arti superiori ed il tronco (Lukaski et al., 1985). Il passaggio dalla posizione eretta a quella supina comporta una "rapida" riduzione dell'impedenza ($\approx 3\%$), tale diminuzione è dovuta al movimento di liquidi dal versante interstiziale a quello vascolare (Roos et al., 1992) oltre alla variazione rapida dell'impedenza se ne distingue una "intermedia" ed una "tardiva". Queste hanno una minore importanza pratica in quanto si verificano da 40 a 80 e da 80 a 180 minuti rispettivamente dalla variazione "rapida" (Kushner et al., 1994). Le variazioni posturali dell'impedenza sono maggiori a frequenze $\leq 10\text{kHz}$, dove sono ritenute espressive delle modificazioni che si hanno in seno ai liquidi extra-cellulari. E' consigliato di misurare l'impedenza bioelettrica entro 5-10 minuti dall'assunzione della posizione supina (Deurenberg, 1994).

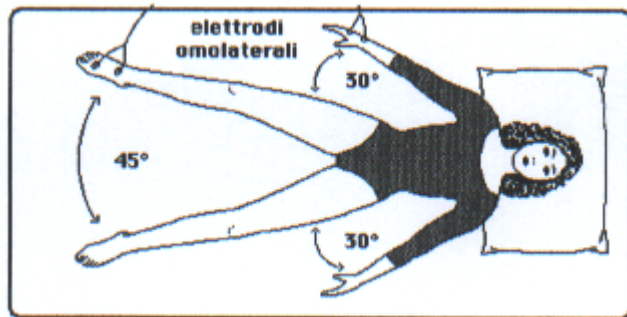


Fig.1

3.1.3.2 Temperatura cutanea

Un aumento della temperatura della pelle comporta una dilatazione del microcircolo cutaneo, al contrario, una diminuzione della temperatura cutanea produce vasocostrizione, con conseguente riduzione del flusso ematico. Questo spiega perché valori più alti di impedenza possono essere registrati in seguito a raffreddamento della pelle (Garby et al., 1990). In presenza di febbre la BIA è inattendibile, infatti essa registrerà valori artificialmente bassi di impedenza.

3.1.3.3 Preparazione della cute

La conducibilità elettrica della cute è migliorata dal pretrattamento con alcool etilico o isopropilico (Kushner, 1992). Ciò spiega l'influenza della preparazione della cute su una misura impedenziometrica. Il pretrattamento allontana secrezioni e cellule desquamate dallo strato cutaneo. E' da evitare però, l'impiego di sostanze contenenti elettroliti le quali sono in grado di modificare la conducibilità elettrica della cute. Un ulteriore accorgimento consiste nella rimozione di peluria abbondante dalla cute.

3.1.3.4 Cibo e bevande

Anche il cibo e le bevande sono fattori d'influenza, infatti il contenuto del canale alimentare può interferire con la misurazione dell'impedenza. Nella fase post-assorbitiva, il passaggio di liquidi nel torrente circolatorio può produrre valori spuri d'impedenza. Kushner (1992) consiglia pertanto che il soggetto sia a digiuno da liquidi e solidi da almeno 2-5 ore. Tuttavia, altri ricercatori hanno osservato che l'errore prodotto dalla misurazione dell'impedenza a 2-5 ore da un pasto può essere accettabile a livello di gruppo ma non nel singolo individuo, pertanto essi propongono 8 ore di digiuno prima della misurazione quale procedura standard per la BIA.

3.1.3.5 Dinamica respiratoria

La dinamica respiratoria risulta influente sul dato impedenziometrico in quanto modificazioni dell'escursione della gabbia toracica possono comportare una modificazione del volume conduttivo e, conseguentemente, dell'impedenza stessa (Heitmann, 1994).

3.1.3.6 Esercizio fisico

L'esercizio fisico moderato non è in grado di influenzare la BIA (Deutenberg et al., 1988). Al contrario, un'attività fisica prolungata produce artificialmente valori bassi d'impedenza. L'aumento della temperatura cutanea e, possibilmente, una perdita di acqua prevalente su una di elettroliti possono spiegare questo fenomeno.

3.1.3.7 Ciclo mestruale

Il ciclo mestruale comporta variazioni fisiologiche dell'impedenza bioelettrica (Chumlea et al., 1987; Deurenberg et al., 1988). Esse sono state poste in relazione a:

- modificazioni del compartimento TBW, come ad esempio la possibile espansione pre-mestruale di ECW

l'effetto termogenico del progesterone

- modificazioni della temperatura corporea, per
- modificazioni del comportamento alimentare, particolarmente in fase pre-mestruale.

Pertanto, la variabilità nella misurazione dell'impedenza nel corso di un ciclo mestruale è da imputare più alla variazione fisiologica che non all'errore di misurazione. Si consiglia di standardizzare la misurazione relativamente al periodo del ciclo mestruale e di effettuare, ove possibile, misurazioni multiple.

L'impiego di contraccettivi orali non è apparentemente associato ad alterazioni dell'impedenza corporea (Chumlea et al., 1987).

3.1.4 Fattori ambientali

Il fattore ambientale che può influenzare teoricamente la misurazione dell'impedenza è la temperatura ambientale, a causa dei suoi effetti sul microcircolo cutaneo e sull'omeostasi idroelettrica. Caton et al. (1988) hanno osservato un incremento medio di R pari all'8% in seguito ad un abbassamento della temperatura da 35 a 14° C. Garby et al. (1990) hanno osservato un decremento di R pari al 2% dopo 20 minuti di esposizione ad una temperatura di 34° C, nonché un incremento di circa il 4% per una successiva esposizione ad una temperatura di 24° C per 20 minuti. In generale, non occorre una particolare attenzione alla temperatura ambientale nell'ambito dei valori compresi tra 24 e 34° C.

3.2 Applicazioni del metodo BIA

Come menzionato in diversi punti di questo lavoro la BIA è stata applicata sia a soggetti sani che a pazienti. Le applicazioni ad individui sani sono chiamate *applicazioni fisiologiche*, mentre quelle a pazienti vanno sotto il nome di *applicazioni cliniche*. Entrambe, vengono distinte in statiche e dinamiche. Per *applicazione statica* intendiamo la predizione della composizione di un distretto corporeo in presenza della sua fisiologica omeostasi². Invece, per *applicazione dinamica*, intendiamo la predizione di un distretto corporeo in corso di alterazione della sua omeostasi.

3.2.1 Applicazioni fisiologiche statiche

La BIA mono-frequenziale (SF BIA) è stata ampiamente validata per lo studio di TBW e FFM in soggetti sani, inoltre sono disponibili alcune validazioni sull'atleta. Pochi sono, comunque, gli studi condotti per stabilire l'idoneità della SF BIA nella predizione di ECW. In generale, la BIA multi-frequenziale (MF BIA) consente una stima più accurata dell'ECW rispetto alla SF BIA (Deurenberg, 1994). In alcuni studi, le tecniche hanno dato comunque risultati sovrapponibili.

Per stabilire se il metodo in multi-frequenza è superiore a quello in mono-frequenza è indispensabile correggere la TBW per l'ECW e viceversa e stabilire il grado di correlazione tra i distretti idrici corretti e l'impedenza alle varie frequenze. In questo modo, infatti, si può ovviare per via statistica alla correlazione fisiologicamente esistente tra TBW e l'ECW, che tende a confondere il ruolo predittivo delle singole frequenze.

3.2.2 Applicazioni fisiologiche dinamiche

In diversi casi tra cui: valutazione dell'effetto di una dieta dimagrante, studio dell'evoluzione di una malattia, valutazione dell'efficacia di un regime terapeutico, è utile seguire le modificazioni della composizione corporea.

Poiché la BIA è una tecnica non invasiva e basso costo, sono stati condotti numerosi studi per stabilire la sua capacità di predire le modificazioni della composizione corporea. I risultati di questi studi sono contrastanti sicché appare opportuno evitare l'utilizzo dinamico di questa tecnica.

² Capacità di mantenere in relativo equilibrio stabile le caratteristiche del proprio ambiente interno

3.2.2.1 Calo ponderale

In studi condotti per stabilire la capacità predittiva della BIA nei confronti delle modificazioni di distretti corporei in corso di calo ponderale a breve termine, Deurenberg et al., (1989), osservarono una sovrastima di FFM, mentre Jebb et al., (1993) osservarono una sottostima di essa. Altri studi hanno dimostrato una buona predittività della BIA nei confronti delle modificazioni della composizione corporea in corso di calo ponderale a lungo termine. Altri ricercatori hanno invece trovato risultati contrastanti. Anche se molti di questi studi sono stati condotti utilizzando un modello bicompartimentale per la composizione corporea, si ha l'impressione che la BIA non è idonea per la valutazione della composizione del calo ponderale nella pratica clinica.

3.2.2.2 Modificazioni posturali, infusione e prelievo di liquidi

Roos et al. (1992) hanno studiato le variazioni di R conseguenti alla modificazione della postura e all'infusione di due differenti fluidi (soluzione salina al 5% e soluzione al mannitolo al 20%) dimostrando:

- un progressivo aumento di R durante il mantenimento della posizione supina, positivamente correlato con il movimento di liquido dall'intersitizio allo spazio vascolare, e la scomparsa di tale tendenza dopo 5 minuti di posizione eretta
- una correlazione negativa tra R e la natriemia.

Questi risultati hanno spinto ad ipotizzare che R sia influenzata sia dal volume che dalla composizione dei liquidi corporei.

Scheltinga et al. (1991) hanno ipotizzato un possibile ruolo di R nella predizione di piccole modificazioni della TBW avendone descritto la tendenza a decrescere e ad aumentare nel corso di una infusione salina e di una donazione di sangue, rispettivamente. Questi autori hanno confermato questa ipotesi in pazienti critici.

3.2.2.3 Impiego di diuretici

Diversi studi hanno utilizzato la somministrazione di un diuretico per valicare la BIA in condizioni dinamiche. Essi evidenziano che la relazione tra R e i compartimenti idrici si modifichi in seguito ad alterazioni acute del volume e/o della composizione di TBW ed ECW. Pertanto, la BIA non appare in generale idonea a predire le modificazioni dei compartimenti idrici se non con equazioni sviluppate al termine della diuresi. Altri studi hanno dimostrato che, alla frequenza di un kHz, la MFBIA consente una stima ragionevolmente accurata delle modificazioni dell'ECW dopo terapia diuretica (Deurenberg & Schouten, 1992).

3.2.2.4 Dialisi

La dialisi è uno dei modelli sperimentali più utilizzati per realizzare una modificazione acuta dell'equilibrio idroelettrico. Il limite più vistoso di questo modello è rappresentato dall'impossibilità di conoscere le modificazioni dinamiche del rapporto ECW/ICW. Per quanto venga comunque assunto, che il liquido rimosso dalla dialisi sia extra-cellulare non è possibile affermare con certezza che il volume intra-cellulare non si modifichi. Inoltre, anche se ci limitassimo alla sola ECW, non è possibile conoscere le sue modificazioni dinamiche. In altri termini, se possiamo misurare senza problemi la TBW e l'ECW all'inizio e al termine di una seduta dialitica, non possiamo fare altrettanto durante la sua attuazione.

3.2.2.5 *Gravidanza*

Tra le applicazioni fisiologiche e quelle cliniche si colloca la validazione della BIA per lo studio della compartimentazione idrica in corso di gravidanza. Nello studio di Lukaski et al. (1994), RI (indice di resistenza) risultò il miglior predittore delle modificazioni longitudinali della TBW.

3.3 **Applicazioni cliniche**

La BIA è stata applicata a diverse tipologie di pazienti. In questo paragrafo riporteremo i risultati di studi condotti su tali tipologie. I principali studi di validazione della BIA hanno interessato l'ambito internistico, pediatrico e chirurgico.

3.3.1 **Medicina interna**

3.3.1.1 *Pneumologia*

Katch et al. (1986) hanno dimostrato che RI consente una stima accurata della FFM in soggetti con bronco-pneumopatia cronica ostruttiva, usando un modello bicompartimentale.

3.3.1.2 *Gastroenterologia*

La valutazione dello stato nutrizionale è una tappa essenziale del follow-up del paziente con fibrosi cistica. La SFBIA consente una stima accurata della TBW nei bambini e negli adulti con fibrosi cistica purché vengano utilizzate equazioni popolazione-specifiche. Non si riuscì però, a valicare la MFBIA per la stima di TBW ed ECW nei pazienti con fibrosi cistica.

3.3.1.3 *Epatologia*

La SFBIA non consente una stima accurata dei distretti idrici in pazienti affetti da cirrosi epatica in fase ascitica³. Ciononostante, sia la SFBIA che la MFBIA consentono una stima accurata della TBW in cirrosi non ascitici. Al contrario della SFBIA, la MFBIA è idonea per lo studio dell'ECW nel cirrotico non ascitico. La SFBIA non è adatta a predire la FFM del cirrotico per le alterazioni della sua idratazione conseguenti alla malattia del fegato.

3.3.1.4 *Nefrologia*

Cha et al. (1995) hanno dimostrato l'accuratezza della MFBIA per lo studio della compartimentazione idrica in pazienti con insufficienza renale cronica. Essi propongono di utilizzare il rapporto R500/R5 come indice del rapporto TBW/ECW. Nella maggioranza degli studi di pazienti dializzati, la SFBIA ha consentito una predizione accurata della TBW ad inizio ma non a fine dialisi. La MFBIA ha consentito risultati più accurati, ma di significato clinico incerto.

3.3.2 **Pediatria**

La SFBIA ha consentito una stima accurata della TBW in bambini con disturbi dell'accrescimento e in neonati di basso e bassissimo peso. L'ECW è stata predetta in maniera ragionevolmente accurata dalla SFBIA in neonati di basso peso.

Attraverso l'uso di equazioni popolazione-specifiche, la MFBIA ha consentito una stima accurata di TBW e ECW in bambini con distrofia muscolare di Duchenne e in bambini con artrite reumatoide giovanile.

3.3.3 **Chirurgia**

Schroeder et al. (1990) hanno dimostrato l'utilità della SFBIA per la valutazione della TBW e della FFM in un'ampia popolazione di pazienti chirurgici. Altri studi hanno documentato la possibilità di un utilizzo della SFBIA per lo studio dell'ECW e del fluido plasmatici in pazienti con neoplasie gastriche nonché, la stima della TBW a livello di gruppo in bambini con cardiopatia congenita.

³relativa ad ascite: raccolta patologica di liquido trasudatizio nella cavità peritoneale.

3.4 Applicazioni qualitative

L'applicazione della BIA, come metodo di analisi della composizione corporea, è sostanzialmente di tipo quantitativo. La BIA però, presenta anche delle applicazioni di tipo qualitativo.

Per *applicazione qualitativa* della BIA intendiamo l'impiego dell'impedenza corporea, delle sue componenti o degli indici da essa derivati al di fuori di equazioni predittive dei distretti corporei. La BIA, come osservato precedentemente, in alcuni casi non può essere utilizzata per ottenere informazioni quantitative sui distretti idrici. In alcuni casi, è l'interesse dello studioso ad essere di tipo qualitativo. Abbiamo osservato in precedenza che in corso di dialisi non è possibile ottenere informazioni quantitative sui fluidi intra- ed extra-cellulari, ma anche rinunciando a questa informazione, il medico potrebbe essere interessato a verificare se una particolare modificazione temporale dell'impedenza in corso di seduta dialitica si associ ad una maggior frequenza di complicanze al termine della dialisi. Questo è un esempio di potenziale applicazione qualitativa della BIA.

Diversi sono gli studi di uso qualitativo della BIA. Mazariegos et al. (1994) hanno proposto l'impiego di RI per monitorare lo stato nutrizionale di bambini malnutriti. Questi studi suggeriscono la possibilità di utilizzare la BIA per valutare lo stato nutrizionale in età pediatrica indipendentemente da formule predittive.

In ambito clinico, Maehara et al. (1991) hanno osservato una sostanziale corrispondenza tra le modificazioni di R e il bilancio idrico in corso di intervento chirurgico su bambini affetti da cardiopatie congenite.

Piccoli et al. (1994) hanno proposto l'utilizzo dei valori di R e X_c , normalizzati su Ht, per valutare lo stato d'idratazione in pazienti nefropatici⁴, ed hanno dimostrato la loro utilità.

Sempre nel paziente nefropatico, Madore et al. (1994) hanno elaborato un indice impedenziometrico ben correlato ad altri parametri di valutazione dello stato nutrizionale e ne propongono l'uso nel paziente dializzato. Fritz et al. (1990) hanno osservato che la FFM calcolata dalla BIA predice la mortalità postchirurgica in pazienti con neoplasie del tratto gastroenterico. Anche se l'impiego di una formula sviluppata su soggetti sani è inadeguato, è comunque da evidenziare il valore predittivo della variabile così ottenuta nei confronti della mortalità postoperatoria.

Interessanti sono, infine, le applicazioni della BIA suggerite da Ott et al. (1995). Essi hanno, infatti, dimostrato che l'angolo di fase è un predittore della sopravvivenza nei pazienti con infezione da HIV.

Da quanto detto sopra, quindi, le applicazioni qualitative della BIA anche se meno note hanno un notevole interesse clinico. C'è da aspettarsi un notevole interessamento dei ricercatori in questo senso.

⁴ malati di reni in genere.