

Studio del bilancio termico durante la dialisi: ruolo svolto dalla membrana dei filtri

G. Panzetta, F. Bianco, G. Galli, M. Ianche, S. Savoldi, S. Vianello, E. Vidi, P. Cicinato, P. Klein, R. Zanchi

Servizio di Nefrologia e Dialisi, Ospedale Maggiore, Trieste

Thermal energy balance during hemodialysis: role of filter membrane

Background. Body temperature tends to increase during conventional haemodialysis; this might interfere with normal cardiovascular response to dialytic ultrafiltration, thus facilitating the occurrence of symptomatic hypotension. Putative factors responsible for changes in thermal balance during haemodialysis include heat load from the dialysis bath, reduction in convective heat loss secondary to skin vessel vasoconstriction, heat overproduction due to central stimulation by bioincompatibility reactions to the filter membranes.

The aim of the present study was twofold: to define thermal energy balance (ET) during dialysis and to investigate the effect of membrane bioincompatibility on energy balance

Methods. We measured ET in 12 patients (9M, 3F) during two identical dialysis sessions, differing only in the membrane composition of the filters used: cuprophane 1.3- 1.6 mq and LF polysulphone 1.3- 1.6 mq.

Thermal energy balance studies were performed by the Blood Temperature Monitor (Fresenius Medical Care) under conditions in which the core temperature of the patients was maintained unchanged from the start to the end of the dialysis procedure.

Results. Arterial blood temperatures were constant, while dialysate and venous blood temperatures progressively decreased (from 36.9 to 35.4 C° and from 36.5 to 35.1 C° for cuprophane; from 36.9 to 35.2 and from 36.9 to 35.1 for polysulphone membrane). Mean thermal energy transfer was negative (removal of energy from the patients to the extra-corporeal circuit) with both filters, equal to 146 KJ with cuprophane and to 163 KJ with polysulphone. When a stepwise multiregression analysis was applied, hourly energy transfer (ET) was significantly and independently correlated with both ultrafiltration rate (UF=% b.w.) and heart rate changes (HR) according to the equation:

$ET = -92.03 + 41.29 UF + 1.04 HR$ ($p < 0.0003$).

Conclusions. In this study we present experimental evidence that increased body temperature during dialysis is not caused by heat load from the dialysis bath, nor by heat over production secondary to bioincompatibility reactions. Consequently, haemodynamic responses to dialytic ultrafiltration may be regarded as the main regulatory factor of thermal balance. (G Ital Nefrol 2002; 19: 425-31)

KEY WORDS: Hemodialysis, Thermal balance, Biocompatibility, Vasoconstriction

PAROLE CHIAVE: Emodialisi, Bilancio termico, Biocompatibilità, Vasocostrizione

Introduzione

È ben noto che durante la seduta dialitica si registra un aumento della temperatura corporea dei pazienti. Questo fenomeno è ritenuto pregiudizievole per il mantenimento dell'omeostasi cardiocircolatoria e potrebbe facilitare l'insorgenza di collassi dialitici (1-3). Un bagno a bassa

temperatura mantiene più costanti i valori pressori e riduce il numero delle ipotensioni sintomatiche (4-8). Ciò si verifica particolarmente nei pazienti che presentano una più elevata frequenza di collassi ed in quelli con temperatura corporea più bassa (9, 10).

Responsabile dell'aumento della temperatura corporea potrebbe essere il passaggio di calore dal bagno ai pazienti

(11, 12) poiché la temperatura del sangue arterioso è più bassa di quella del bagno e una percentuale rilevante di pazienti dializzati presenta una temperatura corporea inferiore alla norma (10).

In alcuni studi è stato tuttavia dimostrato che l'aumento della temperatura corporea si accompagna ad un passaggio di calore dal paziente al bagno di dialisi piuttosto che dal bagno al paziente (12, 13). Questa osservazione ha fatto porre l'ipotesi che la dialisi sia in grado di svolgere un'azione termogenica indipendentemente dall'alta temperatura del bagno (10, 14, 15). Infatti, la contrazione del volume ematico indotta dalla rimozione di fluidi potrebbe determinare un aumento della vasocostrizione periferica con diminuzione della dispersione cutanea del calore e conseguente aumento della temperatura corporea (16-19). È stato inoltre ipotizzato che l'attivazione del complemento e la liberazione di citochine per il contatto del sangue con la membrana di dialisi possano contribuire ad aumentare la temperatura corporea stimolando centralmente la produzione d'energia (20-22).

Diversi studi hanno dimostrato che, a differenza di quanto accade con l'ultrafiltrazione isolata e con la dialisi fredda, le resistenze vascolari non aumentano o mostrano un aumento minimo durante la dialisi standard (23-28). Inoltre il ruolo svolto dalle membrane dei filtri sul bilancio termico non è mai stato studiato sperimentalmente.

Infine, un'ulteriore fonte d'incertezza è costituita dall'imprecisa quantificazione del bilancio termico indotto dalla dialisi poiché nei diversi studi sono stati utilizzati bagni con diverse temperature e pazienti con temperatura corporea molto diversa tra loro. Per tutti questi motivi i reali meccanismi che determinano l'aumento della temperatura corporea restano ipotetici e i bilanci termici sono imprecisamente determinati (10-13, 29-31).

Lo scopo del presente studio è stato duplice: definire il bilancio termico della seduta dialitica e valutare l'effetto di membrane diverse sul bilancio termico. Per realizzare questi obiettivi abbiamo misurato la quantità di calore trasferita attraverso il circuito extracorporeo per mantenere costante la temperatura corporea dall'inizio alla fine della dialisi in un gruppo di pazienti sottoposti a sedute alternativamente eseguite con filtro in cuprophane e con filtro in polisulfone.

Pazienti e Metodi

Pazienti

Abbiamo studiato 12 pazienti, 9 maschi e 3 femmine di età media pari a 71.2 anni (59-85), in trattamento dialitico in media da 54.6 mesi (9-132). Le malattie renali erano costituite da nefroangiosclerosi in 4 casi, glomerulonefrite cronica in 3 casi, malattia tubulo-interstiziale in 3 casi, rene policistico in 1 caso e nefropatia diabetica in 1 caso. Questi soggetti erano stati selezionati da un gruppo di 16

pazienti il cui trattamento dialitico era regolarmente condotto con macchina Fresenius 4008 H equipaggiata con Blood Temperature Monitor (BTM). Quattro dei pazienti erano stati esclusi dallo studio perché presentavano collassi dialitici in più del 15% delle dialisi. Questa selezione era motivata dalla necessità di mantenere flussi ematici costanti per tutta la dialisi e di evitare interruzioni temporanee e/o anticipate delle sedute.

In 8 dei pazienti studiati era presente una miocardiopatia ischemica (in 3 casi con infarto), ma ipotensioni sintomatiche si registravano comunque infrequentemente. Tutti i pazienti hanno dato il consenso informato per sottoporsi allo studio.

Protocollo

I pazienti sono stati studiati durante due dialisi identiche tranne che per la membrana dei filtri utilizzati: cuprophane 1.3 - 1.6 m² e LF polisulfone 1.3 - 1.6 m².

I pazienti costituivano il controllo di se stessi e le due dialisi erano eseguite in sequenza randomizzata.

Le dialisi cadevano nello stesso turno e nello stesso giorno della settimana per evitare differenze sostanziali nella quantità di fluidi da rimuovere. La composizione del liquido di dialisi era identica nelle due dialisi: Na=142 mEq/L, K=1-2 mEq/L, Ca 1.75 mEq/L, HCO₃ 35 mEq/L, glucosio 1g/L.

Le velocità del flusso sangue e del liquido di dialisi venivano mantenute costanti a 300 ml/min e a 500 ml/min. Le dialisi avevano la durata di 4 ore in 9 pazienti e di 3 ore nei rimanenti 3 pazienti. La temperatura delle stanze era mantenuta costante a 22°C con condizionamento termico. Durante le sedute venivano misurate ogni 30 minuti la pressione arteriosa e la frequenza cardiaca mediante sfigmomanometro automatico.

Bilancio termico

Durante le sedute sono state usate macchine Fresenius 4008H dotate di Blood Temperature Monitor (BTM) per il controllo del bilancio termico. Il BTM misura in modo non invasivo le temperature del sangue della linea arteriosa (Ta) e della linea venosa (Tv) del circuito extracorporeo. Utilizzando le temperature del sangue arterioso e venoso e la velocità del flusso ematico (QB) registrata dalla macchina, il BTM calcola il trasferimento di energia (ET) attraverso il circuito con la seguente formula:

$$ET = QB (Tv - Ta) cp$$

dove c e p costituiscono la capacità termica (3.64 KJ/Kg) e la densità del sangue (1.052 Kg/L). Un valore negativo di ET indica che il circuito extracorporeo ha sottratto calore al paziente, mentre un valore positivo indica che è stato trasferito calore dal circuito al paziente.

Il BTM è in grado di determinare la temperatura del corpo del paziente. La temperatura corporea viene stimata dalla temperatura del sangue arterioso corretta per il ricircolo della fistola e cardiopolmonare. Il ricircolo viene misurato dal BTM trasferendo un bolo freddo al sangue del paziente mediante un abbassamento transitorio della temperatura del dialisato. Il ricircolo e quindi la temperatura corporea vengono calcolati automaticamente dopo pochi minuti dall'inizio della dialisi. Il BTM controlla la temperatura corporea mediante un sistema a loop chiuso, di cui fanno parte i sensori della temperatura del sangue della linea arteriosa e venosa e un effettore costituito dal termostato del liquido di dialisi della macchina.

Le dialisi sono state condotte impostando il BTM in modo da assicurare il mantenimento di una temperatura corporea costante dall'inizio alla fine della dialisi. Per ottenere ciò il BTM rileva in continuo le modificazioni positive e negative della temperatura corporea e automaticamente modifica in senso opposto la temperatura del liquido di dialisi; a sua volta ciò riduce o aumenta la temperatura venosa e ristabilizza la temperatura corporea al valore iniziale. La quantità di calore somministrata al paziente o sottratta dal paziente per neutralizzare ogni variazione della temperatura corporea eventualmente indotta dalla dialisi in un certo periodo di tempo costituisce il bilancio termico di quel periodo. Poiché durante la seduta dialitica eventuali bilanci positivi si sommano aritmeticamente con bilanci negativi di altri periodi, è opportuno che oltre al bilancio totale della seduta sia conosciuto anche l'andamento del bilancio durante la dialisi per cogliere differenze del comportamento tra un paziente e l'altro. In questo studio il bilancio termico è stato calcolato durante ogni ora di dialisi.

Resting Energy Expenditure (REE)

In tutti i pazienti è stata calcolata la produzione di calore a riposo (REE kcal/24h) mediante la formula di Harris e Benedict (32):

Maschi = $66 + 13.8 \text{ peso} + 5 \text{ altezza} - 6.8 \text{ età}$

Femmine = $665 + 9.7 \text{ peso} + 1.8 \text{ altezza} - 4.7 \text{ età}$

Disponendo di questo dato, è possibile calcolare quale percentuale della produzione basale di calore viene rimossa dal circuito extracorporeo durante la dialisi.

Analisi statistica

I parametri sono stati confrontati mediante il test "t" di Student; le variazioni dei parametri sono state confrontate con l'analisi della varianza per misure ripetute; le relazioni tra i parametri sono state analizzate con il test di correlazione lineare semplice e con la regressione multipla stepwise. È stato considerato significativo un valore di p inferiore a 0.05.

Risultati

Valori di base

Nelle Tabelle I e II sono presentati i parametri misurati nelle 12 dialisi con i due filtri. Non vi erano differenze per la temperatura corporea (36.36°C vs 36.37°C) e anche la pressione arteriosa e la frequenza cardiaca erano simili all'inizio dei due trattamenti (PAM=107.6 mmHg vs 104.3 mmHg, FC= 72.7 b/min vs 73.4 b/min); la velocità oraria di ultrafiltrazione era pari a 1.25% del peso corporeo durante la dialisi con il cuprophane e a 1.28% del peso corporeo per le dialisi con il polisulfone.

Temperature e bilancio termico

La Tabella I e la Figura 1 mostrano l'andamento della temperatura del sangue arterioso e venoso e del bagno durante la dialisi. Si nota che la temperatura del sangue arterioso era costante, mentre la temperatura del bagno e del sangue venoso diminuivano progressivamente nei due trattamenti. Il bilancio termico dell'intera seduta era quindi negativo con entrambi i trattamenti.

La rimozione di calore appariva meno pronunciata con il cuprophane che con il polisulfone, particolarmente durante le prime due ore di dialisi, ma la differenza non raggiungeva la significatività statistica (146 KJ vs 163 KJ).

L'energia trasferita ora per ora attraverso il circuito extracorporeo era molto variabile nei diversi pazienti: si distinguevano due pattern principali. In sei casi vi era un'apprezzabile rimozione di calore fin dalla prima ora di dialisi, seguita da una rimozione crescente nelle ore successive. Negli altri sei casi, invece di una rimozione, vi era nelle prime ore di dialisi un passaggio di calore dal bagno al paziente, seguito solo più tardivamente da una rimozione (Figg. 2 e 3).

Il comportamento del bilancio termico tendeva a ripetersi nei singoli pazienti con le due membrane, anche se nella maggior parte dei pazienti nelle prime ore di dialisi con il cuprophane vi era una minor rimozione di calore o un maggior passaggio di calore dal bagno al paziente.

L'energia termica sottratta durante ogni ora di dialisi era in media il 18% della produzione basale di energia e raggiungeva il 22% nella quarta ora di dialisi (Tab. I).

Pressione arteriosa e frequenza cardiaca

Le pressioni sistolica e diastolica non mostravano variazioni significative durante la dialisi, anche se tendevano a restare più stabili durante i trattamenti con il polisulfone. Non si registravano episodi ipotensivi in alcuna delle dialisi.

La frequenza cardiaca restava stabile durante le dialisi

TABELLA I - TEMPERATURE E BILANCI TERMICI

Tempo (h)		0	1	2	3	4	Media
T art (C°)	C	36.4 ± 0.4	36.3 ± 0.5	36.3 ± 0.5	36.3 ± 0.5	36.4 ± 0.4	36.3 ± 0.4
	P	36.4 ± 0.3	36.4 ± 0.3	36.4 ± 0.3	36.4 ± 0.4	36.4 ± 0.3	36.4 ± 0.3
T ven (C°)	C	36.5 ± 0.2	36.3 ± 0.9	35.5 ± 0.9	35.2 ± 0.9	35.1 ± 0.8	35.7 ± 0.9
	P	36.4 ± 0.3	36.1 ± 1.0	35.6 ± 0.9	35.3 ± 0.5	35.1 ± 0.4	35.7 ± 0.84
T dial (C°)	C	36.9 ± 0.5	36.5 ± 1.1	35.7 ± 0.9	35.4 ± 0.9	35.4 ± 0.8	36.0 ± 1.0
	P	36.9 ± 0.4	36.3 ± 1.1	35.7 ± 0.9	35.4 ± 0.5	35.2 ± 0.4	36.0 ± 1.
ET (KJ)	C	-	-3.0 ± 16.4	-20.9 ± 42.8	-61.8 ± 38.2	-71.6 ± 27.8	-37.2 ± 42.8
	P	-	-12.3 ± 21.5	-36.7 ± 48.2	-58.3 ± 30.5	-76.1 ± 24.7	-43.8 ± 40
% REE	C	-	-1.4 ± 7.6	-9.9 ± 20	-27.2 ± 17.6	-21.7 ± 16.6	-17.1 ± 12.5
	P	-	-4.9 ± 9.5	-15.7 ± 21.1	-25.3 ± 12.2	-22.7 ± 15.7	-18.3 ± 11.8

ET = bilancio termico
 REE = produzione basale di energia
 C = Cuprophane, P = Polysulphone

TABELLA II - PRESSIONE ARTERIOSA, FREQUENZA CARDIACA ED ULTRAFILTRAZIONE

Tempo (h)		0	1	2	3	4
PAS (mmHg)	C	157 ± 20	139 ± 43	152 ± 28	153 ± 20	163 ± 22
	P	153 ± 24	151 ± 27	151 ± 29	149 ± 27	157 ± 24
PAD (mmHg)	C	83 ± 9	82 ± 10	82 ± 12	81 ± 10	84 ± 9
	P	80 ± 12	80 ± 12	82 ± 10	81 ± 17	81 ± 10
FC (b/min)	C	73 ± 7	77 ± 6	75 ± 5	77 ± 9	75 ± 7
	P	73 ± 8	73 ± 7	73 ± 6	73 ± 8	75 ± 9
UF (% p.c.)	C	-	1.25 ± 0.4	1.28 ± 0.3	1.20 ± 0.4	1.04 ± 0.3
	P	-	1.28 ± 0.3	1.19 ± 0.3	1.18 ± 0.3	0.96 ± 0.3

C = Cuprophane, P = Polysulphone

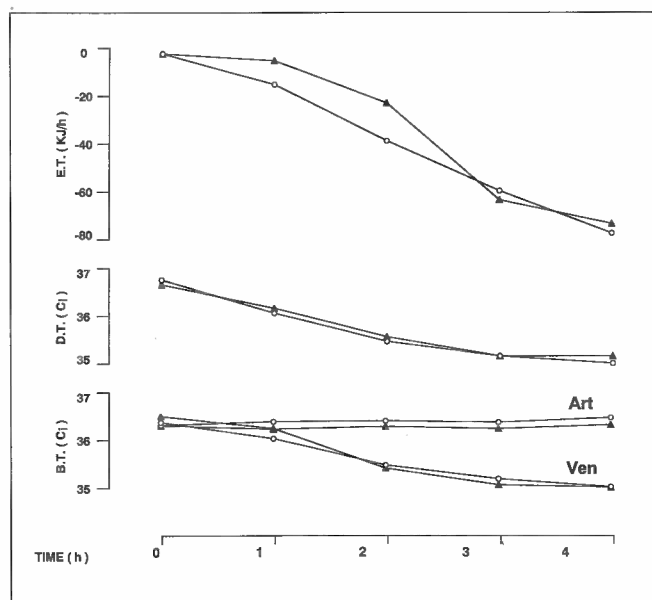


Fig. 1 - Bilancio termico (ET), temperatura del bagno (DT) e del sangue (BT) durante la dialisi con le due membrane. (▲ = cuprophane, ○ = polysulphone).

con il polisulfone e tendeva ad aumentare durante la dialisi con il cuprophane, tuttavia senza differenze statisticamente significative (Tab. II).

Rapporti tra bilancio termico, frequenza cardiaca ed ultrafiltrazione

La Tabella III mostra le correlazioni esistenti tra i diversi parametri considerati.

Il bilancio termico misurato ogni ora era significativamente correlato con le variazioni orarie della frequenza cardiaca ($r:0.236, p<0.05$) e con la velocità dell'ultrafiltrazione ($r:0.368, p<0.01$): quando la frequenza o l'ultrafiltrazione aumentavano, il bilancio termico era meno negativo. Le stesse correlazioni erano presenti anche analizzando separatamente i trattamenti con le due membrane.

I dati sono stati sottoposti ad un'analisi di regressione multipla stepwise: il bilancio termico misurato ogni ora è stato considerato come variabile dipendente, mentre le variazioni orarie della frequenza cardiaca e della pressione arteriosa, la velocità di ultrafiltrazione e la temperatu-

Fig. 2 - Bilancio termico orario nei singoli pazienti con le due membrane. (▲ = cuprophane, ○ = polysulphone).

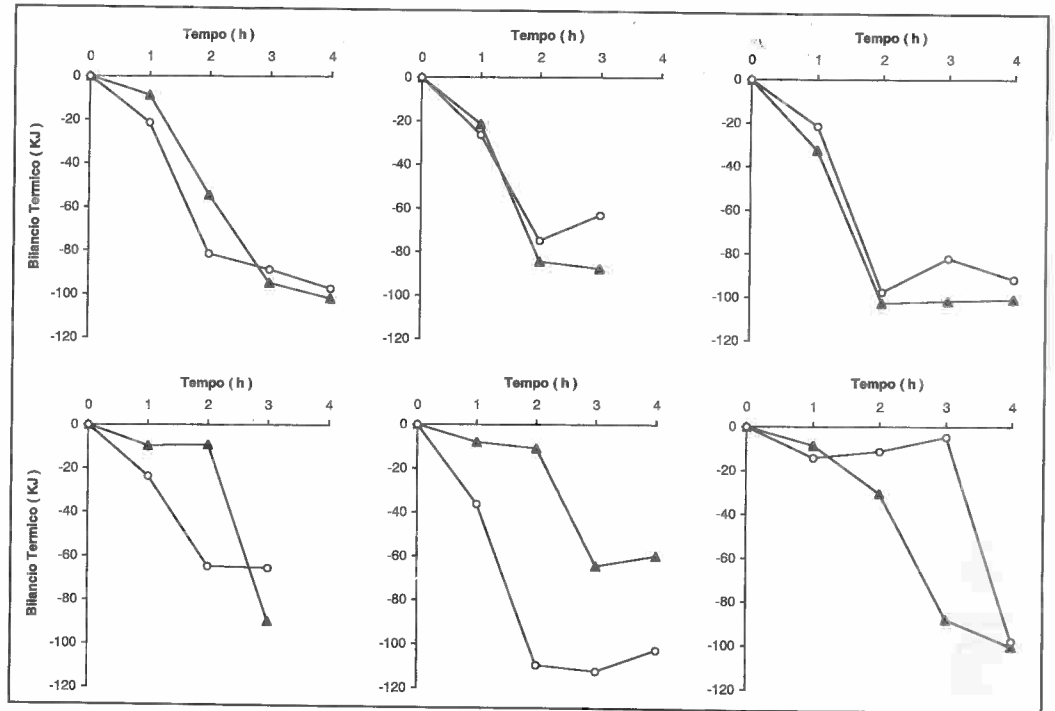
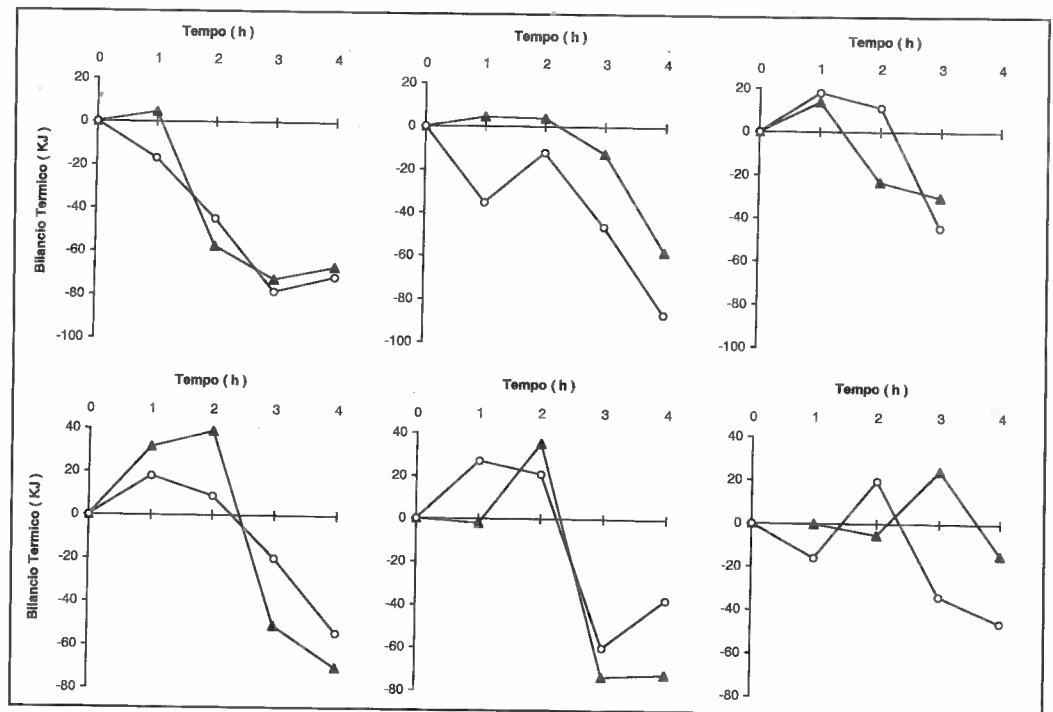


Fig. 3 - Bilancio termico orario nei singoli pazienti con le due membrane. (▲ = cuprophane, ○ = polysulphone).



ra corporea di base e nelle ore della dialisi sono state considerate come variabili indipendenti. Il trasferimento orario d'energia (ET) è risultato significativamente e indipendentemente correlato sia con le variazioni della frequenza cardiaca (FC), sia con la velocità dell' ultrafiltrazione dialitica (UF) ($ET = -92.03 + 1.04 FC + 41.29 UF$; $p < 0.0003$).

Discussione

I nostri risultati dimostrano che durante la dialisi il bilancio termico è mediamente negativo e ciò suggerisce che la seduta dialitica sia in grado di esercitare un effetto termogenico.

La quantità di calore sottratta ai pazienti durante la diali-

TABELLA III - CORRELAZIONI SIGNIFICATIVE TRA BILANCIO TERMICO ORARIO, ULTRAFILTRAZIONE (UF), VARIAZIONI DELLA FREQUENZA CARDIACA (%FC), VARIAZIONI DELLA PRESSIONE ARTERIOSA SISTOLICA (%PS) E DIASTOLICA (%PD)

		UF	%FC	%PS
Bilancio termico	CUP + POL	0.368 ***	0.236 *	
	CUP		0.450 *	-0.278 *
	POL	0.487 ***	0.296 *	
UF	CUP + POL		0.226 *	-0.235 *
	CUP		0.475 ***	
%PS	CUP		-0.475 ***	
%PD	POL			0.418 **

POL = Polysulphone

* = $p < 0.05$

CUP = Cuprophane

** = $p < 0.01$ *** = $p < 0.001$

si per mantenere costante la temperatura corporea era pari a 154.5 KJ, corrispondente al 18% dell'energia termica prodotta a riposo dai pazienti in un periodo di tempo corrispondente. Nella quarta ora di dialisi la sottrazione di calore raggiungeva il 22% e in qualche paziente il 50% dell'energia termica prodotta.

La rimozione di calore era generalmente moderata nelle prime ore di dialisi, evidenziando che l'effetto termogenico non era immediato. Anzi, nel 50% dei casi si registrava addirittura il passaggio di calore dal bagno al paziente fino alla seconda o terza ora di dialisi. Poiché il sistema di controllo della temperatura corporea determina un passaggio di energia termica dal bagno al paziente solo per compensare un abbassamento della temperatura del sangue arterioso, questo fenomeno suggerisce che in alcuni pazienti vi era la tendenza a diminuire la temperatura corporea piuttosto che ad aumentarla nelle prime ore della dialisi.

Nonostante la grande variabilità di comportamento, il bilancio termico tendeva a riprodursi in maniera simile nei singoli pazienti con le due membrane. La sottrazione di calore appariva mediamente più bassa con il cuprophane nelle prime ore di dialisi ma la differenza rispetto al polisulfone non era statisticamente significativa.

A nostra conoscenza solo in un altro studio (33) è stata utilizzata una metodologia capace, come la nostra, di misurare realmente il bilancio termico della dialisi. Tutti gli studi precedenti sono stati eseguiti in condizioni sperimentali che comportavano variazioni della temperatura corporea dei pazienti tra l'inizio e la fine della dialisi (10-13, 29-31). In questa situazione la misura del calore trasferito attraverso il circuito extracorporeo non può fornire la stima del bilancio termico, dovendosi aggiungere o togliere il calore guadagnato o perso dal corpo durante la seduta. La nostra metodologia, che è basata proprio sul mantenimento di una temperatura corporea costante, ha consentito di stabilire che devono essere rimossi circa 150 kJ nel corso di

una seduta per evitare l'aumento della temperatura corporea.

L'energia termica rimossa in eccesso potrebbe derivare tanto da un aumento della generazione di calore, quanto da una diminuzione della dispersione del calore attraverso la cute dei pazienti (16-22). Poiché la rimozione di calore è risultata tendenzialmente minore proprio con la membrana più bioincompatibile (il cuprophane), appare poco probabile che la bioincompatibilità svolga un ruolo significativo nell'aumentare la temperatura corporea durante la dialisi.

Due fattori risultavano significativamente e indipendentemente associati con il bilancio termico: la velocità dell'ultrafiltrazione dialitica e le variazioni della frequenza cardiaca. Il bilancio termico era meno negativo quando l'ultrafiltrazione era maggiore e la frequenza cardiaca era più elevata. Questi dati avvalorano l'ipotesi che le modificazioni emodinamiche indotte dalla dialisi costituiscano il principale determinante del bilancio termico; le diverse risposte emodinamiche potrebbero quindi rendere conto delle diversità dell'andamento del bilancio termico osservate in questo studio nei singoli pazienti. Per chiarire questi punti sono necessari studi specifici che valutino direttamente le relazioni tra bilancio termico e resistenze vascolari durante la dialisi. Con la presente ricerca abbiamo comunque potuto escludere che l'aumento della temperatura corporea dipenda sia da un trasferimento di energia termica dal bagno al paziente, sia da una accelerazione della produzione di calore causata dalle reazioni di bioincompatibilità.

Riassunto

Premesse. Un aumento della temperatura corporea durante la dialisi costituisce un fatto ben accertato ed è ritenuto causa d'instabilità cardiocircolatoria. I fattori determinanti potrebbero essere un passaggio di calore dal bagno al paziente, una ritenzione di calore secondaria ad una vaso-costrizione da ipovolemia dialitica, la stimolazione citochimica del centro termoregolatore causata dalla bioincompatibilità della membrana del filtro.

Con lo scopo di valutare separatamente questi fattori, 12 pazienti (9M e 3F) sono stati sottoposti a 2 dialisi in sequenza random, una con filtro in cuprophane e l'altra con filtro in LF polisulfone con le stesse modalità operative.

Metodi. Il flusso di calore attraverso il circuito extracorporeo è stato misurato con il Blood Temperature Monitor (Fresenius Medical Care) regolato nella modalità adatta a mantenere costante la temperatura corporea dall'inizio alla fine della dialisi.

Risultati. Le misurazioni orarie della temperatura del sangue arterioso sono naturalmente risultate costanti nelle 4 ore di dialisi con i due tipi di membrana, mentre la temperatura del bagno di dialisi e del sangue venoso sono progressivamente diminuite (da 36.9 a 35.4 e da 36.5 a 35.1 °C per il cuprophane, da 36.9 a 35.2 e da 36.9 a 35.1 °C per il poli-

sulfone). Ciò ha comportato una sottrazione d'energia termica dai pazienti pari a 146 KJ nelle sedute con il cuprophane e pari a 163 KJ nelle dialisi con il polisulfone.

Una regressione multipla stepwise ha dimostrato che i fattori significativamente ed indipendentemente associati con il bilancio termico calcolato ogni ora (ET) erano la velocità oraria dell'ultrafiltrazione dialitica (UF = % peso corporeo) e le variazioni della frequenza cardiaca (FC) secondo l'equazione: $ET = -92.03 + 41.29 UF + 1.04 FC$ ($p < 0.0003$).

Conclusioni. Questi risultati consentono di dimostrare che l'aumento della temperatura corporea durante la dialisi

non dipende né da un trasferimento di energia termica dal bagno al paziente, né da una accelerazione della produzione di calore causata dalle reazioni di bioincompatibilità: Di conseguenza, le modificazioni emodinamiche indotte dalla dialisi si accreditano come il principale fattore regolatore del bilancio termico.

Indirizzo degli Autori:

Prof. Giovanni Panzetta

S.C. di Nefrologia e Dialisi

Ospedale di Cattinara

34125 Trieste

Bibliografia

- Maggiore Q, Pizzarelli F, Sisca S, Catalano C, Delfino D. Vascular stability and heat in dialysis patients. *Contrib Nephrol* 1984; 41: 398-402.
- Daugirdas JT. Dialysis hypotension: A hemodynamic analysis. *Kidney Int* 1991; 39: 233-46.
- Leunissen KML, Kooman JP, van Kuijk WHM, van der Sande FM, Luik AJ. Preventing haemodynamic instability in patients at risk for dialysis - associated hypotension. *Nephrol Dial Transpl* 1996; 11 (suppl 2): S11-5.
- Sherman RA, Rubin MP, Cody RP, Eisinger RP. Amelioration of hemodialysis - associated hypotension by the use of cool dialysate. *Am J Kidney Dis* 1985; 5: 124-7.
- Lindholm T, Thysel H, Yamamoto Y, Foesberg B, Gullberg CA. Temperature and vascular stability in hemodialysis. *Nephron* 1988; 49: 29-32.
- Maggiore Q, Pizzarelli F, Sisca S, et al. Blood temperature and vascular stability during hemodialysis and hemofiltration. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1982; 28: 523-7.
- Coli U, Landini S, Locatello S, et al. Cold as cardiovascular stabilizing factor in hemodialysis: Hemodynamic evaluation. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1983; 29: 71-5.
- Mahida BH, Dumler F, Zasuwa G, Flieg G, Levin NW. Effect of cooled dialysate on serum catecholamines and blood pressure stability. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1983; 29: 384-9.
- Orofino L, Marcen R, Quereda C, et al. Epidemiology of symptomatic hypotension in hemodialysis: is cool dialysate beneficial for all patients? *Am J Nephrol* 1990; 10: 177-80.
- Fine A, Penner B. The protective effect of cool dialysate is dependent on patients' predialysis temperature. *Am J of Kidney Dis* 1996; 28: 262-5.
- Provenzano R, Sawaya B, Frinak S, et al. The effect of cooled dialysate on thermal energy balance in haemodialysis patients. *Trans Am Soc Artif Organs* 1988; 34: 515-8.
- Schneditz D, Martin K, Krämer M, Kenner T, Skrabal F. Effect of controlled extracorporeal blood cooling on ultrafiltration-induced blood volume changes during hemodialysis. *J Am Soc Nephrology* 1997; 8: 956-64.
- Van der Sande FM, Kooman JP, Burema JHGA, et al. Effect of dialysate temperature on energy balance during hemodialysis; quantification of energy transfer from the extracorporeal circuit to the patient. *Am J Kidney Dis* 1999; 33: 1115-21.
- Davenport A, Davison A, Will E. Membrane biocompatibility: effects on cardiovascular stability in patients on hemofiltration. *Kidney Int* 1993; 43 (suppl): S230-4.
- Kluger M, Turnbull A, Cranston W, Wing A, Gross M, Rothenburg B. Endogenous cryogen excreted by the kidneys. *Am J Physiol* 1981; 241: R271-6.
- Lundvall J, Edfeldt H. Very large range of baroreflex sympathetic control of vascular resistance in human skeletal muscle and skin. *J Appl Physiol* 1994; 76: 204-11.
- Heistad DD, Abboud FM, Mark AL, Schmid PG. Interaction of thermal and baroreceptor reflexes in man. *J Appl Physiol* 1973; 35: 581-6.
- Gotch FA, Keen ML, Yarian SR. An analysis of thermal regulation in hemodialysis with one and three compartment models. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1989; 35: 622-4.
- Vissing SF, Scherrer U, Victor RG. Increase of sympathetic discharge to skeletal muscle but not to skin during lower body negative pressure in humans. *J Physiol (Lond)* 1994; 481: 233-41.
- Henderson LW, Koch KM, Dinarello CA, Shaldon S. Hemodialysis hypotension: The interleukin-1 hypothesis. *Blood Purif* 1983; 1: 3-8.
- Cheung AK. Biocompatibility of hemodialysis membranes. *Am Soc Nephrol* 1990; 1: 150.
- Dinarello CA. Cytokines: Agents provocateurs in hemodialysis. *Kidney Int* 1992; 41: 683.
- Van Kuijk WHM, Luik AJ, de Leeuw PW, et al. Vascular reactivity during hemodialysis and isolated ultrafiltration: Thermal influences. *Nephrol Dial Transplant* 1995; 16: 1852-8.
- Baldamus CA, Ernst W, Frei UW, Koch KM. Sympathetic and hemodynamic response to volume removal during different forms of renal replacement therapy. *Nephron* 1982; 31: 324-32.
- Van Kuijk WA, Hillion D, Savoie C, Leunissen KLM. Critical role of the extracorporeal blood temperature in the hemodynamic response during hemofiltration. *J Am Soc Nephrol* 1997; 8: 949-55.
- Kooman JP, Gladziwa U, Böcker G, et al. Role of the venous system in hemodynamics during ultrafiltration and bicarbonate dialysis. *Kidney Int* 1992; 42: 718-26.
- Yu AW, Ing TS, Zabaneh RI, Daugirdas JT. Effect of dialysate temperature on central hemodynamics and urea kinetics. *Kidney Int* 1995; 48: 237-43.
- Jost CMT, Agarwal R, Khair-El-Din T, et al. Effects of cooler temperature dialysate on hemodynamic stability in "problem" dialysis patients. *Kidney Int* 1993; 44: 606-12.
- Keijman JMG, van der Sande FM, Kooman JP, Leunissen KLM. Thermal energy balance and body temperature: comparison between isolated ultrafiltration and haemodialysis at different dialysate temperatures. *Nephrol Dial Transplant* 1999; 14: 2169-200.
- Kaufman AM, Morris AT, Lavarias VA, et al. Effects of controlled blood cooling on hemodynamic stability and urea kinetics during high-efficiency hemodialysis. *J Am Soc Nephrol* 1998; 9: 877-83.
- Rosales LM, Schneditz D, Chmielnicki H, Shaw K, Levin NW. Exercise and extracorporeal blood cooling during hemodialysis. *Asaio Journal* 1998; 144: M574-8.
- Harris A, Benedict FG. A biometric study of human basal metabolism in man. Publication 279, Washington DC, Carnegie Institute, 1919.
- Rosales LM, Schneditz D, Morris AT, Rahmati S, Levin NW. Isothermic hemodialysis and ultrafiltration. *Am J Kidney Dis* 2000; 36: 353-61.

Giunto in Redazione il 27.1.2001

Accettato il 25.7.2002