

TÉCNICAS DE HIPOTERMIA — NOVO MODELO DE PERMUTADOR TÉRMICO PARA USO EM CIRURGIA CARDÍACA COM CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA(*)

DR. OTONI MOREIRA GOMES (**)

DR. SEIGO TSUZUKI (**)

DR. SÉRGIO ALMEIDA OLIVEIRA (**)+

DR. GERALDO VERGINELLI (**)

DR. DELMONT BITTENCOURT (**)

DR. WU TOU KWANG (***)

DR. RUY VAZ GOMIDE DO AMARAL, E.A. (****)

DR. E.J. ZERBINI (****)

São estudadas as técnicas de hipotermia empregada em cirurgia cardíaca, cuja diferença principal, refere-se ao método de indução: externa ou interna.

As características dos dois métodos são analisadas, destacando-se no método externo a técnica de anestesia e os cuidados necessários. Quanto ao método de interna, a sua característica principal, é o controle da temperatura nas perfusões através um permutador térmico.

Os modelos de permutadores são comentados, mostrando-se suas características; sendo apresentado um novo modelo com área de troca maior e dupla câmara de permutação.

A hipotermia pode ser geral, quando todo o corpo é esfriado, ou seletiva, atingindo apenas determinado órgão ou membro. É dita externa ou de superfície quando o esfriamento é feito através da pele ou de uma serosa (seletiva); denomina-se interna quando o esfriamento do corpo ou órgão é feito com o auxílio de circuitos extracorpóreos. Quanto à temperatura alcançada, divide-se em moderada (28-30°C) ou profunda (10-20°C). Resumindo:

(*) Trabalho realizado no Instituto do Coração do Hospital das Clínicas de São Paulo.

(**) Médico Assistente.

(***) Acadêmico da Faculdade de Medicina da USP.

(****) Docente Livre de Anestesiologia da FMUSP.

(*****) Professor Titular de Clínica Cirúrgica da FMUSP.

AP2231

Hipotermia	— Geral	
Moderada		Interna
ou		Externa
profunda	— Seletiva	
		Interna
		Externa

Normalmente o indivíduo perde calor pelos seguintes processos: radiação, condução, evaporação e convecção. Na hipotermia o processo de condução é o mais utilizado, baseando-se no contato do corpo ou sangue com superfícies de temperaturas mais baixas.

HIPOTERMIA DE INDUÇÃO EXTERNA

Até há pouco tempo, temia-se o abaixamento da temperatura corpórea além de 29°C, face a grande possibilidade de ocorrência de fibrilação ventricular. O melhor conhecimento da fisiopatologia da hipotermia, destacando-se a importância da concentração sanguínea do CO₂ e da irritabilidade do sistema nervoso neurovegetativo (8) possibilitou o esfriamento até níveis profundos, sem aparecimento de arritmias graves. Seu emprego, no entanto, encontrava-se em franco declínio, tendo reassumido posição de destaque com os estudos recentes de Mohri e col. (14) que advogam sua aplicação nas cirurgias cardíacas que exigem parada circulatória em crianças com menos de dois anos; os autores descrevem resultados satisfatórios, sem nenhuma complicação imputável à hipotermia.

O esfriamento do paciente pode ser obtido através de um dos seguintes processos:

1 — *Evaporação* — O paciente, colocado no interior de um túnel apropriado, é constantemente molhado e submetido a uma corrente de ar frio.

2 — *Radiação eletromagnética* — O paciente é colocado dentro de uma "câmara fria onde existe jato contínuo de ar com temperatura muito baixa.

3 — *Condução* — Neste processo podemos empregar os cobertores de permutação térmica ou a imersão do paciente em água fria. Os modelos mais comuns de cobertores de permutação térmica lembram o original idealizado por Fay, em 1940 (9), e fabricado pela Therm-O-Rite Products Corporation; constam de dois cobertores de borracha no interior dos quais existem tubos para a circulação de mistura de álcool e água na temperatura necessária; uma unidade acessória permite o controle da temperatura e da circulação do líquido

nos cobertores; o doente é colocado entre os dois cobertores e após o esfriamento retira-se o superior para a antisepsia e cirurgia.

No método de imersão em água fria o paciente é colocado numa cuba contendo água à temperatura de 2-4°C, deixando fora apenas a cabeça, os pés e as mãos, para evitar os acidentes necrotizantes determinados pela vasoconstrição intensa nas extremidades.

Geralmente a velocidade de progressão do esfriamento varia com o tamanho do paciente, o que se admite seja função da quantidade de tecido adiposo presente, pois quanto maior sua espessura, maior o gradiente entre a cutis e os órgãos profundos.

A temperatura corpórea freqüentemente continua a descer mais 2 a 6°C após a supressão do esfriamento. Os indivíduos obesos esfriam mais lentamente e apresentam queda térmica adicional de 4 a 6°C; os magros esfriam rapidamente, mas a queda adicional é de 2 a 3°C. Nesses casos a imersão em água fria pode ser cancelada quando a temperatura retal, ou esofágica, atinge 25 ou 22°C, na dependência do tempo de parada circulatória necessária em algumas crianças, geralmente cianóticas, que apresentam esfriamento muito lento e que da adicional insignificante⁽¹⁴⁾, casos em que o esfriamento deve prosseguir até a temperatura descer a 20 ou 19°C. É muito importante o cálculo prévio, aproximado, da queda térmica que irá ocorrer após o término do esfriamento.

A anestesia para realização da hipotermia com indução externa exige a observação dos seguintes cuidados:

1 — *Pré-anestesia* — Apenas sulfato de atropina, na dose de 0,25 a 0,5 mg. Em lactentes a dose pode ser calculada na base de 0,025 mg/kg.

2 — *Anestesia com éter*, alcançando o 3.º estágio do III plano anestésico⁽¹⁶⁾. Em adultos a indução pode ser feita com tiopental em dose suficiente para abolir o nível de consciência, associado a um miorreaxante (succinilcolina); em crianças a indução com o ciclopropano tem sido preferida. A escolha do éter estriba-se na sua comparativa inocuidade de ação cardiovascular, na facilidade que oferece para a obtenção de planos anestésicos mais profundos e na sua fácil eliminação, acrescentando-se a tais vantagens os benefícios de sua ação vasodilatadora e relaxante muscular. Por outro lado, com o uso de outros anestésicos a obtenção de planos profundos pode ser acompanhada de acentuada depressão cardiovascular. A administração do éter deve ser suprimida apenas aos 20°C, pois o nível de anestesia causado pelo esfriamento até 28°C (limiar anestésico do frio) não oferece proteção suficiente contra os estímulos nociceptivos. No

reaquecimento a ventilação pulmonar é iniciada juntamente com a massagem cardíaca, mas o éter só é reiniciado quando aparecem os primeiros movimentos respiratórios. Permite-se o despertar aos 36°C (14).

3 — *Hiperventilação pulmonar* — O aumento da concentração sanguínea de CO₂ e a irritabilidade do sistema neurovegetativo, principalmente da divisão simpática, são fatores desencadeantes de fibrilação ventricular (8); a anestesia conduzida em planos profundos e a alcalose respiratória protegem satisfatoriamente o miocárdio, parecendo desnecessária a administração de drogas anti-arrítmicas. A vasodilatação causada pelo éter impede a vasoconstrição cerebral produzida pela alcalose.

4 — *Relaxamento muscular* — A ocorrência de tremores musculares, desencadeados pelo frio, bem como dos demais reflexos de defesa são extremamente prejudiciais, dificultando o esfriamento e produzindo acidose metabólica; o eletrocardiograma é bom auxiliar no controle do aparecimento desses tremores. A administração de miorrelaxantes e a anestesia profunda condicionam proteção satisfatória.

5 — *Vasodilatação* — A vasoconstrição dificulta a hipotermia; o uso judicioso do éter impede o problema, mesmo sem o auxílio de drogas vasodilatadoras.

6 — Para manter aberta a microcirculação, deve-se diminuir a hemoconcentração causada pela hipotermia; a administração de dextran de baixo peso molecular, na dose de 10 ml/kg, por gotejamento venoso contínuo, durante o esfriamento, associado à heparinização do doente antes da parada cardíaca, impede os fenômenos de empilhamento das hemácias, hemossedimentação e microtromboses.

7 — *Controle da volemia* — Nas fases iniciais do reaquecimento o miocárdio acha-se hipotônico e as sobrecargas de volume, mesmo discretas, podem determinar falência cardíaca e edema pulmonar.

8 — *Controle metabólico* — Tem maior significação a acidose metabólica; os demais desvios podem ter sua correção protelada até as fases finais do reaquecimento.

Seletiva — Teve sua fase áurea com o tratamento da úlcera péptica, gástrica, através de esfriamento (19,20), método já quase totalmente abandonado.

Hufnagel e col. (11) introduziram a técnica de esfriamento seletivo do miocárdio por método de superfície. Jatene (12) propôs a sua realização com o emprego de papa de gelo (gelo amorfo). Atualmente os serviços que ainda empregam a hipotermia seletiva do miocárdio o fazem, na grande maioria dos casos, com auxílio da perfusão coronária, mas já se tem demonstrado que, entre as diversas zonas do mio-

cárdio esfriado, pode haver diferenças de temperatura de até 10°C (7).

HIPOTERMIA DE INDUÇÃO INTERNA

A hipotermia moderada obtida pelo esfriamento do sangue em circuitos extracorpóreos constitui o processo mais empregado atualmente. Boerema (1) e Delorme (5) empregaram método pioneiro que consistia na drenagem do sangue da artéria femoral para a veia safena magna, passando por

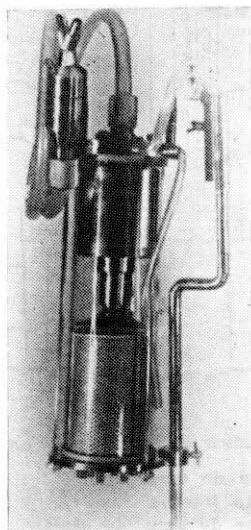


FIGURA 1

Oxygenador de bolhas de coluna variável.

permutador que constava de tubo em espiral imerso dentro de recipiente com água, para as trocas térmicas. A exclusão da bomba injetora deixava o fluxo sanguíneo através do permutador totalmente dependente do débito cardíaco, o que constitui a principal desvantagem do método, pois com o esfriamento a atividade cardíaca diminui; por outro lado, a criação de fístula arteriovenosa traz esforço prejudicial ao coração. Esses inconvenientes puderam ser evitados com o auxílio do aparelho coração-pulmão artificial, empregado pela primeira vez, associado à hipotermia por Gollan e col., em 1952 (9); seu sistema constava de oxygenador de bolhas con-

tendo o permutador térmico, formado por tubo de aço torcido em espiral, dentro da coluna de oxigenação.

Para controle da temperatura nas perfusões realizadas com os oxigenadores de discos ou com os de bolhas, de plástico, alguns modelos de permutadores foram propostos, destacando-se os seguintes:

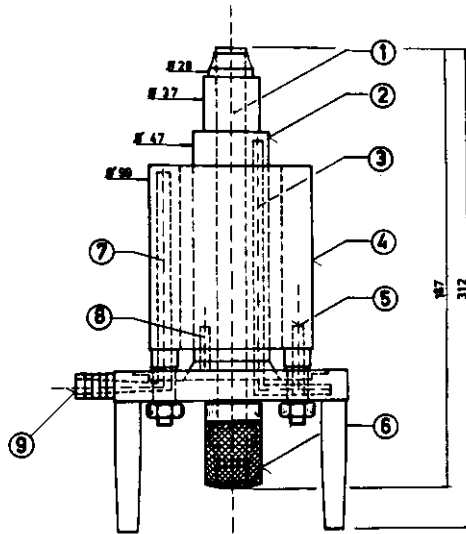


FIGURA 2

Esquema do permutador térmico do oxigenador de bolhas de coluna variável.

1. coluna de oxigenação
2. câmara interna
3. coletor de água da câmara interna
4. câmara externa
5. entrada de água da câmara externa
6. porca de fixação do tubo de PVC
7. coletor de água da câmara externa
8. entrada de água da câmara interna
9. saída de água do permutador.

1 — Tipo Brown e ccl. (2) — Como os demais permutadores individualizados, pode ser adaptado na linha de drenagem venosa ou na de injeção arterial, sendo que neste último caso deve-se ter especial cuidado na prevenção da embolia aérea. Consta de um cilindro contendo coluna central, independente, perfurada por 24 cilindros menores através dos quais circula o sangue. A água para as trocas térmicas circula num espaço existente em torno do eixo central.

2 — Tipo Bernhard e col. ⁽³⁾ — Trata-se de modificação do modelo de Brown e col., apresentando como principal vantagem maior superfície de trocas; no interior do eixo metálico o sangue circula por 80 cilindros menores.

3 — Tipo Salmon e col. ⁽¹⁷⁾ — Difere dos demais por ser totalmente construído em plástico, o que o torna descartável e, portanto, mais funcional. Apesar dessas vantagens oferece superfície de trocas bem menor que os anteriores.

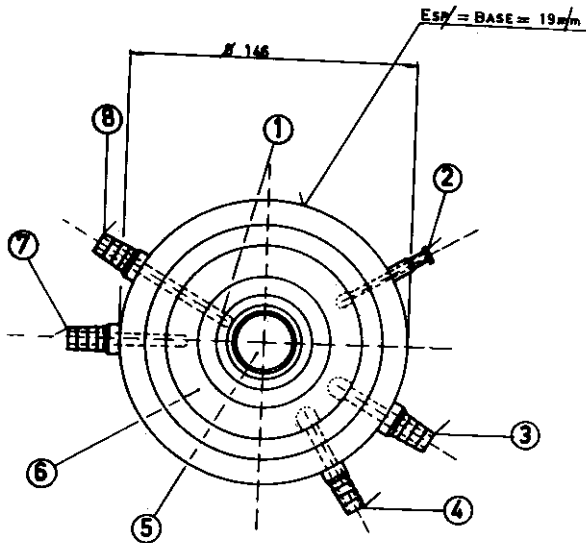


FIGURA 3

Esquema da base do permutador térmico do oxigenador de bolhas de coluna variável

1. câmara interna
2. saída de sangue para controle laboratorial (furo 3/16'')
3. saída de sangue (furo 3/8'')
4. saída acessória de sangue (furo 1/4'')
5. coluna de oxigenação
6. câmara externa
7. saída de água (furo 3/8'')
8. entrada de água (furo 3/8'')

Os oxigenadores de bolhas, por suas características técnicas, permitem o acoplamento do permutador térmico dentro do reservatório arterial. O primeiro aparelho construído com aproveitamento deste recurso foi proposto por Zuhdi e col. ⁽²¹⁾ que adaptaram um tubo de aço, torcido em forma de hélice, ao reservatório, igualmente helicoidal, do oxigenador apresentado por De Wall e col. ⁽⁴⁾. Magalhães e col. ⁽¹⁵⁾ e Jazbik

e col. (13) construíram oxigenadores de bolhas constituídos, fundamentalmente, por três cilindros concêntricos, funcionando o interno como câmara de oxigenação, o intermediário como câmara de permutação e o externo como reservatório arterial. Silva (18) apresentou modelo de oxigenador de bolhas cujo permutador térmico é representado por uma espiral metálica introduzida no reservatório arterial.

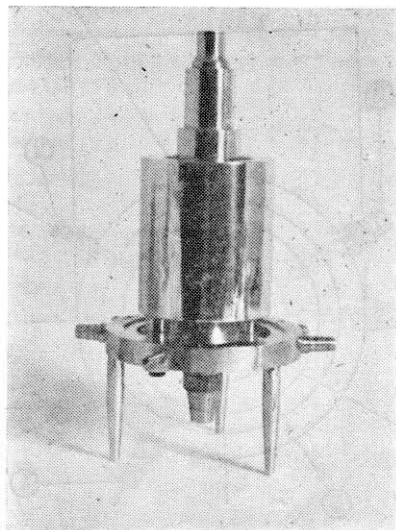


FIGURA 4

Permutador térmico do oxigenador de bolhas de coluna variável.

Os permutadores térmicos acima mencionados apresentam área total de trocas variável de 12 a 17×10^4 mm^2 . No Hospital das Clínicas de São Paulo, desde 1970 empregamos o oxigenador de bolhas de coluna variável (fig. 1) (10). Seu permutador, com 26×10^4 mm^2 de área de trocas, possui dupla câmara de permutação, oferecendo três superfícies principais de exposição ao sangue, as quais funcionam totalmente imersas permitindo aproveitamento integral; suas características podem ser apreciadas nas figuras 2, 3 e 4. Os resultados obtidos com o seu emprego tem sido satisfatórios.

SUMMARY

TECHNIQUES OF HYPOTHERMIA — A NEW HEAT EXCHANGER IN
CARDIAC SURGERY

The production of hypothermia for cardiac surgery is reviewed. Hypothermia may be produced by external or internal cooling.

Both methods are analysed and anesthetic care during external cooling is shown.

For internal cooling several models of heat exchangers have been used. The author uses an oxygenator coupled to a double chamber heat exchanger.

REFERÊNCIAS

1. Boerema I, Wildscott A, Schmidt W J H, Broekhuysen L — Apud in: Kolff W J, Brown F D, Pierpont H C — Extracorporeal circulation and hypothermia. Em Blades, B editor: Surgical Diseases of the chest 2.^a edição. C V Mosby Co, Saint Louis, 1966.
2. Brown I W Jr, Smith W W, Young W G, Sealy W C — Experimental and clinical studies of controlled hypothermia rapidly produced and corrected by a blood heat exchanger during extracorporeal circulation, J Thorac Surg 36:497, 1958.
3. Bernhard W F, Schwartz H F, Mallick N P — Intermittent cold coronary perfusions as an adjunct to open heart surgery. Surg Gynec Obst 111: 744. 1960.
4. De Wall R A, Warden H E, Varco R L & Lillehei C W — The helix reservoir pump-oxygenator. Surg Gynec Obstet. 104:699, 1957.
5. Delorme E J — Experimental cooling of the blood stream. Lancet, 2:914. 1952.
6. Fay T — Observation on prolonged human refrigeration. New York State J Med 40:1351, 1940.
7. Fischer B & Fedor E G — Cardiac temperature gradients during profound hypothermia with extracorporeal perfusion. Proc Soc Exper Biol Med 106:275, 1961.
8. Galindo A & Baldwin M — Profound hypothermia and ventricular fibrillation during neurosurgery. Ann Surg 156:30, 1962.
9. Gollan F, Blos P, Shyman H — Exclusion of heart and lungs from the circulation in the hypothermic, closed chest dog by means of a pump-oxygenator. J Appl Physiol 5:180, 1952.
10. Gomes O M — Oxigenador de bolhas de coluna variável. São Paulo, 1971 (Tese dout — Fac Med Univ São Paulo).
11. Hufnagel C A, Conrad P W, Schanno J, Pitarre R — Profound cardiac hypothermia. Ann Surg 153:790, 1961.
12. Jatene A — Hipotermia seletiva do miocárdio. Rev Associação Méd Bras 9:114, 1967.
13. Jazbik W, Meier M, Jazbik A, Pernambuco P & Moraes D J — Modelo aperfeiçoado de coração-pulmão artificial compacto para perfusões com hemodiluição normotermia ou hipotermia. Arq Bras Cardiol 20 (supl 1):112, 1967.
14. Mohri H, Dillard D H, Crawford E W, Martin W E & Merendino K A — Method of surface — induced deep hypothermia for open-heart surgery in infants. J Thorac Cardiovasc Surg 58:262, 1969.
15. Magalhães H P, Sousa L C B, Kormann D S, Aquino M M, Lino G V & Jatene A D — Oxigenador de bolhas permutador de calor: novo modelo compacto sem hélice. Arq Bras Cardiol 19 (supl. 1):63, 1966.

16. Swan H, Zeavin I -- Cessation of circulation in general hypothermia III. Technics of intracardiac surgery under direct vision. *Ann Surg* 139:385, 1954.
17. Salmon P A, Buckley J J, Assimacopoulos C A — A simple disposable heat exchanger for blood transfusions. *Surgery*, 52:784, 1962.
18. Silva P R — Novo sistema coração-pulmão artificial de aço inoxidável, modelo Paulo Rodrigues da Silva. 25.º Congresso Brasileiro de Cardiologia. Belo Horizonte, 1969.
19. Wangenstein O H, Root H D, Jenson C D, Imamoglu K, Salmon P A — Depression of gastric secretion and digestion by gastric hypothermia: its clinical use in massive hematemesis. *Surgery*, 44:265, 1958.
20. Wangenstein O H, Salmon P A, Griffen W O, Paterson J R S, Fattah F — Studies of local gastric cooling as related to peptic ulcer. *Ann Surg* 150:346, 1959.
21. Zuhdi N, Kimmell G, Moutroy Y, Carey J, Greer A — A system for hypothermic perfusion. *J Thorac Cardio Surg* 39:629, 1960.



XIX CONGRESSO BRASILEIRO DE ANESTESIOLOGIA

De 12 a 17 de novembro de 1972

FORTALEZA — CEARÁ

Temas Oficiais:

Anestesia pré e pós-operatório
 Anestesia Regional
 Anestesia face a endocrinopatias
 Insuficiência respiratória

Temas Livres.

Palestras de Atualização.

Secretaria: Rua Pedro I n.º 997 — 60.000 Fortaleza — CE