

Monitoração da pressão intracraniana: avanço técnico no sistema hidrostático

Parte I: a simplificação do sistema

Angelo Maset*, Almir Ferreira Andrade**, Roger S. Brock ***, Ricardo Barbosa****

Sociedade Portuguesa de Beneficência de São José do Rio Preto. Pronto-Socorro da Divisão de Clínica Neurocirúrgica do Hospital das Clínicas da FMUSP

RESUMO

Descrevemos os resultados laboratoriais de um sistema de transdução modificado que elimina a maioria das desvantagens de sistemas hidrostáticos convencionais mencionados na literatura. Foram calculadas medidas de acurácia absoluta, desvio-24 horas e testes dinâmicos de pressão. O ajuste da regressão linear utilizando-se os valores médios das 10 medidas efetuadas para cada transdutor propiciou coeficientes de correlação significativos. Os testes de desvio-24 horas foram muito semelhantes entre os transdutores comparados, não havendo diferença estatística. O teste dinâmico também foi extremamente significativo: coeficiente de correlação (r) = 0,9999; (sd) = 0,78; $p < 0,0001$. Concluiu-se que a modificação do sistema reproduziu valores tão corretos quanto o sistema tradicional; o sistema hidrostático modificado pode se constituir em uma boa alternativa técnica neurocirúrgica se a sua funcionalidade for comprovada na prática.

PALAVRAS-CHAVE

Monitoração da pressão intracraniana. Pressão intracraniana.

ABSTRACT

A modified hydrostatic system for intracranial pressure monitoring

This paper describes the laboratorial results of a modified hydrostatic system for intracranial pressure monitoring which eliminates the majority of the disadvantages of the conventional hydrostatic systems reported in the literature.

Static absolute pressures, 24-hours drift and dynamic testing were conducted. Linear regression models provided highly significant correlation coefficients. The 24-hours drifts have shown close correlation, without statistic significance. The dynamic tests were extremely significative: correlation coefficient (r) = 0.9999; (sd) = 0.78; $p < 0.0001$.

It was concluded that the modified hydrostatic system is as reliable as the conventional system, and may constitute a good alternative if approved in the clinical setting.

KEYWORDS

ICP monitoring. Intracranial pressure.

Introdução

A era moderna da monitoração contínua da pressão intracraniana (PIC) data da década de 1950, realizada inicialmente por Guillaume e Janny¹⁶, que estabeleceram que apenas o exame neurológico não é confiável para estimar a pressão intracraniana, observação ampliada posteriormente por Ryder³⁴ e pelo

trabalho de Lundberg¹⁸. Todos eles utilizaram o método hidrostático para a medida da PIC.

O método hidrostático consiste em criar um sistema hidráulico entre uma cavidade intracraniana que contenha líquido (ventrículos cerebrais, espaço subaracnóideo), ou um espaço intracraniano virtual que possa ser transformado em interface líquida (espaço subdural, espaço extradural), e um transdutor externo,

*Neurocirurgião. Pesquisador em Pressão Intracraniana e Dinâmica Liquórica pelo Medical College of Virginia – Virgínia Commonwealth University (1983-1986). Diretor-presidente de Ventura Biomédica Ltda.

** Neurocirurgião. Diretor da Divisão de Clínica Neurocirúrgica HC-FMUSP.

*** Residente de Neurocirurgia HC-FMUSP.

**** Engenheiro Biomédico, Ventura Biomédica Ltda.

localizado à beira do leito e na altura do forame de Monro; o transdutor transforma a informação mecânica em impulsos elétricos a serem transmitidos ao monitor de pressão invasiva. Esses sistemas foram amplamente utilizados até meados da década de 1980, quando se iniciou a utilização de microtransdutores.

Vários autores brasileiros publicaram sobre o tema, em revistas científicas nacionais^{1-4,14,15,25,31,37} e internacionais¹⁹⁻²⁴, tanto estudos em animais^{1,14,15,25} como em humanos^{2,3,4,9,20-24,31,37}, contribuindo para a evolução da técnica no Brasil.

O primeiro microtransdutor disponível comercialmente foi o Honeywell MTC-P5F[®], idealizado, inicialmente, para a medida intraparenquimatosa da PIC³⁰. Mas, o primeiro equipamento a ser utilizado mais amplamente foi o Camino OLM ICP Monitor[®] (Camino Laboratories, San Diego, CA), que utiliza um sistema de fibra óptica que requer um amplificador microprocessado dedicado para a obtenção do valor numérico e/ou onda de pressão.

Microtransdutores contemporâneos podem ser classificados como de fibra óptica ou de estado sólido. Transdutores de estado sólido são produzidos em *chips* de silicone, com resistores difusos, sensíveis à pressão, dispostos em ponte. Eles diferem conceitualmente dos sistemas de fibra óptica, pois não necessitam de pré-amplificadores digitais especiais e podem ser conectados diretamente a um monitor pré-existente. Entretanto, o alto custo do equipamento e dos microtransdutores descartáveis impossibilita a utilização desses sistemas na maioria dos centros neurocirúrgicos dos países pobres.

O objetivo deste artigo é o de descrever os resultados laboratoriais de um transdutor modificado que, quando utilizado no sistema de monitoração da PIC, propicia a eliminação das principais desvantagens relatadas na utilização de sistemas hidrostáticos convencionais.

Materiais e métodos

Os estudos foram realizados numa bancada de testes como mostrado na figura 1. No extremo esquerdo da mesa foi instalado uma coluna d'água graduada (a), com tubos rígidos, que em sua base tem um conector angulado em 90° que se liga, por um tubo de PVC, a um sistema rígido de torneiras quatro vias (b, c). A torneira (b) está ligada a uma seringa de 20 ml que permite a manipulação dos níveis pressóricos adicionados ao sistema. Cada conexão da torneira (c) está ligada por tubos rígidos de PVC a um outro suporte de transdutor de altura regulável (g), que contém um segundo sistema rígido multivias de

torneiras, contendo duas conexões longitudinais *luer* (h, i) e cinco conexões laterais *luer* (1, 2, 3, 4, 5). As conexões longitudinais (h, i) são utilizadas como sítio de entrada dos impulsos mecânicos provenientes das saídas da torneira (c), os quais são direcionados para os transdutores das torneiras 1 e 5 respectivamente. O transdutor de referência foi colocado na torneira 5 (transdutor externo tipo *strain gauge* PX 260 Baxter[®] Inc, Irvine CA). As torneiras 1, 2, 3, e 4 foram utilizadas para a conexão dos transdutores a serem testados, individualmente ou simultaneamente, dependendo do teste realizado. Os cabos de saída dos transdutores localizados nas torneiras 1 a 5 foram conectados a amplificadores analógicos (monitores invasivos de pressão modelo Neuro-I plus[®] produzidos por Ventura Biomédica[®] Ltda.), que dispõem de um canal de pressão cada um. Os transdutores 4 e 5 foram conectados no mesmo monitor, e não foram utilizados simultaneamente. Os monitores, por sua vez, estão conectados a um módulo de aquisição de dados (conversor analógico-digital; desenvolvido por Ventura Biomédica[®] Ltda., indisponível comercialmente). Os dados foram captados a uma frequência de 100 Hz.

As informações são transferidas *on-line* para um computador tipo PC e armazenadas num banco de dados para análise estatística. Todos os tubos comunicantes de PVC utilizados são tubos rígidos, adequados para alta pressão.

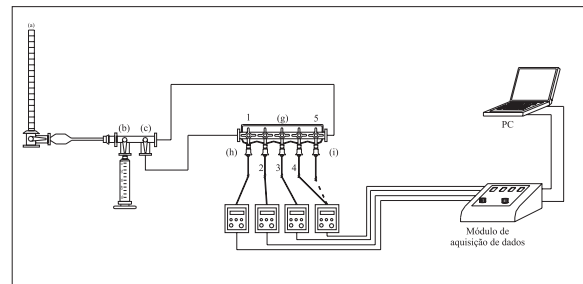


Figura 1 – Diagrama esquemático da bancada de teste.

Antes do início de cada procedimento, os transdutores são situados na mesma altura em relação ao solo; consideramos a pressão atmosférica como a referência para o zero; preenche-se todo o sistema com solução salina. Para considerarmos o sistema válido, os quatro amplificadores e os dados mostrados *on-line* no computador devem ser rigorosamente iguais no processo de calibragem. A pressão exercida pela coluna d'água deve ser exatamente a mesma em todos os equipamentos. O sistema é mantido em equilíbrio por duas horas antes do início de cada experimento para se assegurar a

inexistência de microvazamentos. Os transdutores de pressão foram mantidos em temperatura ambiente, e foram criadas diversas situações de pressão estática e dinâmica. Os dados exportados foram analisados utilizando-se um *software* disponível comercialmente (Statgraphic plus®; Manugistic®, Rockville, MD).

Descrição do transdutor redesenhado e testado

O diagrama esquemático da figura 2 mostra o sistema hidrostático modificado.

Para que isto fosse possível, redesenhamos o transdutor, que apresenta uma forma semi-ovalada, sem ângulos agudos, e dimensões menores do que o transdutor tradicional. O transdutor tem uma válvula anti-refluxo na sua parte superior, que permite o preenchimento com solução salina das cavidades internas, uma porta de saída tipo *luer* que está conectada a uma torneira três vias, a qual conecta-se com o cateter intracraniano. O transdutor deve ser sempre preenchido com fluido, através de sua válvula anti-refluxo localizada na parte superior do transdutor, e a torneira três vias direciona o fluido para a retirada de todo o ar do sistema. A base do transdutor possui um adesivo que permite a fixação do transdutor à pele do paciente ou ao curativo. Os transdutores redesenhados foram testados de acordo com a metodologia descrita a seguir.

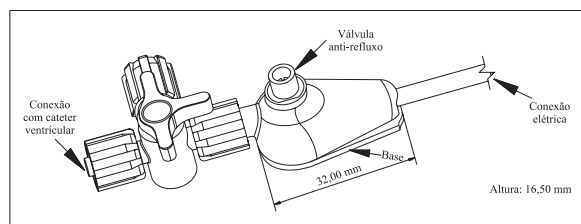


Figura 2 – Transdutor modificado.

Medida de acurácia absoluta

A medida de acurácia absoluta mensura a tolerância do erro absoluto (instantâneo) de medida. Os quatro transdutores redesenhados foram montados e testados simultaneamente comparando-se as medidas de pressão contra um gradiente de pressão hidrostática conhecido, dado pela coluna d'água graduada. Foram obtidas medidas de pressão a cada 5 mmHg, até 80 mmHg. A medida de pressão foi obtida após 1 minuto de estabilização em cada nível pressórico. Foram obtidas dez medidas de pressão para cada nível pressórico para cada

transdutor, num total de 640 medidas de pressão. As medidas repetidas testam a validade dos dados de cada transdutor. O gradiente hidrostático foi aplicado pela coluna d'água, que permaneceu em comunicação com os transdutores 1,2,3 e 4.

Neste teste não houve comparação com o transdutor de referência PX260®. Considerou-se que o valor registrado pelo módulo de aquisição de dados para a pressão de 0 mmHg (pressão inicial) serviu como uma estimativa inicial do erro da medida. Este valor foi subtraído do valor de pressão registrado pelo módulo em cada nível de pressão. Assim, a medida de erro foi quantificada conforme expresso abaixo:

$$\text{Erro} = [\text{VB} - (\text{Pressão medida} - \text{Pressão inicial})] * 100 / \text{VB}$$
 onde VB é o valor base correspondente ao nível de pressão na coluna d'água.

Desvio-24 horas (drift)

O desvio-24 horas mensura a constância dos transdutores num determinado período de tempo. É uma relação temporal. Cada transdutor redesenhado foi testado separadamente e continuamente, por um período aproximado de 24 horas, em diversos níveis pressóricos (5, 20, 40, 60 e 80 mmHg), totalizando assim, para cada transdutor, 120 horas contínuas de operação. Os dados foram coletados automaticamente a cada cinco minutos de monitoração, simultaneamente com os transdutores PX260 Baxter®. O gradiente hidrostático foi aplicado pela coluna d'água.

Teste dinâmico de pressão

O teste dinâmico de pressão mensura a acurácia do valor absoluto dependendo da magnitude do valor, isto é, a linearidade do sistema. Com a utilização da seringa, adicionou-se e retirou-se um volume de solução salina ao sistema, de tal forma que a pressão variasse de acordo com o volume injetado, aleatoriamente. O objetivo era alcançar os limites da *performance* do *ship* de transdução indicado pelo fabricante. Assim, variamos a pressão desde valores subatmosféricos até valores acima de 600 mmHg, muito acima de qualquer limite fisiológico. Os dados foram coletados a cada cinco segundos de monitoração, simultaneamente com os transdutores PX260 Baxter®, na mesma seqüência do desvio-24 horas.

Resultados

Medida de acurácia absoluta

Regressão linear: o ajuste da regressão linear utilizando-se os valores médios das dez medidas efetuadas

para cada transdutor propiciou coeficientes de correlação (r) significativos. A tabela 1 apresenta os coeficientes de correlação, a equação do modelo ajustado do erro inicial e a estimativa de erro no ajuste do modelo linear para cada transdutor. A tabela 2 mostra os valores percentuais dos erros de medida gerados por cada transdutor nos diferentes níveis pressóricos. O maior erro percentual hiperestimado de medida ocorreu no transdutor 2, ao nível pressórico de 5 mmHg (6,8%). O maior erro percentual hipoestimado de medida ocorreu também no transdutor 2, nos níveis pressóricos de 5 e 10 mmHg (7,0% para ambos). A figura 3 mostra a expressão gráfica dos valores extremos dos erros de medida para o transdutor 2 (transdutor com o pior desempenho).

Desvio 24-horas

Os resultados foram muito semelhantes, não havendo diferença estatística entre ambos. A variação máxima ocorreu no transdutor 4, ao nível de pressão 60 mmHg (o transdutor subestimou o valor correto em 2 mmHg).

Tabela 1
Resultados relativos ao ajuste do modelo de regressão linear

Transdutor	Coefficiente de correlação – R	Modelo ajustado	Erro padrão da estimativa
1	0,999	0,35 + 0,996*VB	0,070
2	0,999	0,423 + 1,001*VB	0,075
3	0,999	0,498 + 0,997*VB	0,073
4	0,999	0,290 + 1,000*VB	0,071

Transdutor Ventura®: em 9 de 20 comparações, os valores foram iguais ao gradiente hidrostático. Em 10 de 20 comparações, os valores foram diferentes em +1 ou -1 mmHg do gradiente hidrostático e, em apenas uma comparação, o valor subestimou em 2 mmHg o gradiente hidrostático.

Transdutores PX260®: em 11 entre 20 comparações, os valores foram iguais ao gradiente hidrostático. Em 9 de 20 comparações, os valores foram diferentes em +1 ou -1 mmHg.

Veja tabela 3 para informação detalhada e comparação entre níveis pressóricos.

Teste dinâmico de pressão

O teste dinâmico teve a duração máxima de 37 minutos para um único transdutor.

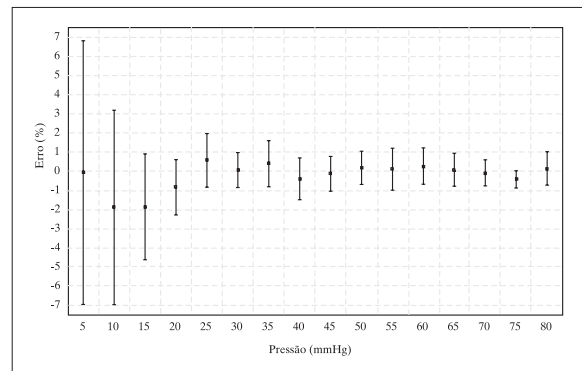


Figura 3 – Valores externos dos erros de medida para o transdutor 2.

Tabela 2
Percentuais dos erros de medida de cada transdutor nos diferentes níveis pressóricos

VB	Transdutor 1		Transdutor 2		Transdutor 3		Transdutor 4	
	Máximo (%)	Mínimo (%)	Máximo (%)	Mínimo (%)	Máximo (%)	Mínimo (%)	Máximo (%)	Mínimo (%)
5	6,0	6,1	6,8	7,0	6,5	6,3	6,3	3,6
10	2,7	5,1	3,2	7,0	2,3	7,2	3,1	5,4
15	1,2	4,2	0,9	4,6	1,3	4,1	0,4	3,5
20	1,3	1,1	0,6	2,3	1,4	1,6	1,3	1,2
25	1,6	0,2	2,0	0,8	1,9	0,1	1,4	0,5
30	1,6	0,2	1,0	0,9	1,1	0,3	1,5	0,6
35	2,1	0,2	1,6	0,8	2,4	0,4	2,0	0,5
40	1,3	0,9	0,7	1,5	1,4	1,0	1,1	0,9
45	1,4	0,4	0,8	1,0	1,6	0,5	1,1	0,6
50	1,3	0,0	1,0	0,7	1,6	0,3	1,1	0,5
55	1,5	0,2	1,2	1,0	1,8	0,2	1,3	0,5
60	1,7	0,1	1,2	0,7	1,7	0,1	1,2	0,5
65	1,4	0,2	0,9	0,8	1,4	0,4	1,0	0,6
70	1,2	0,1	0,6	0,8	1,4	0,4	0,9	0,7
75	0,6	0,3	0,0	0,9	0,6	0,4	0,2	0,7
80	1,6	0,2	1,0	0,7	1,3	0,2	1,0	0,5

Tabela 3
Desvio-24 horas a diversos níveis de pressão

Transdutor	Modelo do transdutor	80	60	40	20	5	média
1	Ventura	-1	-1	0	1	-1	-0,4
	Baxter	-1	-1	-1	1	0	-0,4
2	Ventura	0	1	1	-1	0	0,2
	Baxter	0	1	0	-1	0	0
3	Ventura	1	0	0	0	0	0,2
	Baxter	0	1	0	0	0	0,2
4	Ventura	0	-2	0	1	1	0
	Baxter	0	0	0	-1	1	0

Pressão em mmHg

A figura 4A exemplifica o comportamento típico da resposta dos transdutores à variação instantânea e simultânea das pressões do transdutor 3 Ventura (seqüência 1) e Baxter PX 260® (seqüência 2), e a figura 4B é a análise de regressão linear dos dados da figura 4A. O coeficiente de correlação foi:

$$(r) = 0,9999 / (sd) = 0,78; p < 0,0001$$

Exemplificamos o transdutor com a menor correlação estatística.

Discussão

A utilização de sensores de fibra óptica e micros-sensores de estado sólido para a captação de sinais vitais em seres humanos representa avanço tecnológico considerável em determinadas aplicações médicas. Em neurocirurgia, os autores que advogam pela utilização do sistema de microtransdução mencionam, como vantagens do sistema, a facilidade de inserção e manipulação nas unidades de terapia intensiva, a melhor resposta de frequência dos microtransdutores, que permitem uma melhor análise qualitativa das ondas de pressão, e a menor propensão para infecções.

Czosnyka⁹ comparou os modelos disponíveis comercialmente e relatou uma linearidade estável, boa frequência de resposta e muito pouca variação do zero. Os que argumentam contra o sistema hidrostático convencional mencionam o risco de infecção relacionado à manipulação contínua do sistema de fluido inerente ao sistema, a influência do deslocamento do transdutor em relação ao nível da cabeça e artefatos^{12,29}. É realmente um sistema convidativo, e é a maneira mais utilizada de monitoração de pressão intracraniana atualmente. Entretanto, os microtransdutores também possuem inconveniências. No que concerne a acurácia, os microtransdutores não acrescentaram nada quando comparados aos transdutores convencionais. Os principais determinantes de medida de acurácia são o princípio de transformação de medida do transdutor, o *design*, a fixação do transdutor e a metodologia de calibração. Morgalla e cols.²⁶ compararam sete tipos de transdutores de fabricantes diferentes (Hanniset®, Medex®, Spiegelberg®, Gaeltec®, Epidyn®, Codman MicroSensor®, Camino 110-4B®). O transdutor de pressão externa Hanniset apresentou a melhor *performance* em todos os quesitos testados.

Existem, eventualmente, questionamentos sobre a instabilidade do sistema de microtransdução^{5,27,32}, levando a leituras equivocadas, e a possibilidade de recalibragem do sistema de monitoração *in vivo* é sempre uma garantia ao neurocirurgião. Isso não é ainda possível com microtransdutores, ou pelo menos eles não estão disponíveis comercialmente. Piper e cols.³², num trabalho recente, analisaram prospectivamente a utilização de 50 sensores Camino® num período de 1 ano. Relataram um percentual de falha dos sensores de 10%, e 50% dos cateteres tiveram um desvio de leitura acima de 3 mmHg quando testados após a retirada do cateter do paciente, valores considerados surpreendentes e inaceitáveis, o que levou o grupo neurocirúrgico a uma revisão das opções de monitoração. Por outro lado, Fernandes¹¹ comparou as leituras do sistema Camino® com o sistema Codman® e relatou que em 24% das comparações o sensor Codman® estava acima dos valores Camino® em 5 mmHg

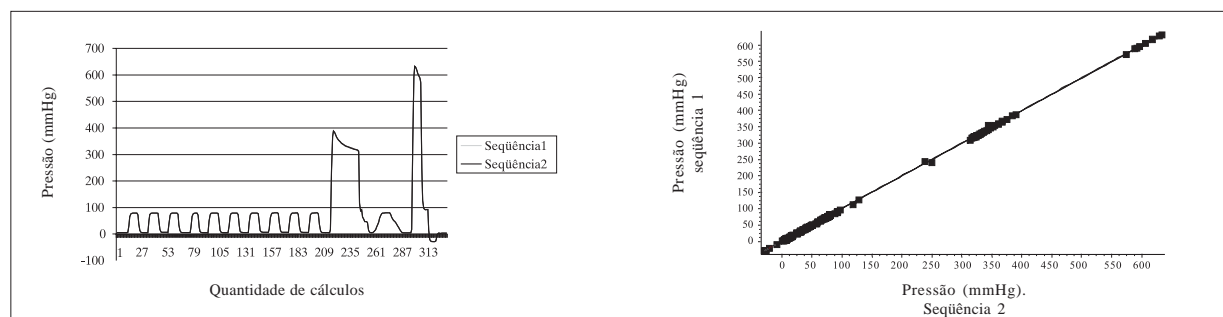


Figura 4a – Representação temporal da medida dinâmica de pressão.

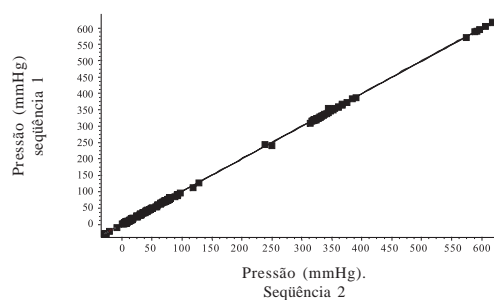


Figura 4b – Análise de regressão linear

ou mais. Embora não relate danos significativos na utilização dos cateteres, Bekar e cols.⁷ e outros autores^{8,13,17} recomendam, em casos de monitoração prolongada, que o cateter de fibra óptica seja substituído por um novo, devido ao desvio (*drift*) observado ao longo de vários dias.

Um outro problema técnico, muito mais grave, se refere aos cateteres danificados quando em uso. Sistemas que utilizam microsensores ainda são frágeis, não têm robustez. Schurer e cols.³⁵, num trabalho de 1997, com 82 pacientes utilizando sistema Camino®, relataram complicações técnicas em 25,3% dos cateteres. As principais complicações foram: a dobra do cateter, deslocamento ou quebra acidental do *bolt*. Shapiro e cols.³⁸ relataram um percentual de quebras da fibra em 16% dos 244 pacientes estudados. Munch e cols.²⁸ estudaram 118 pacientes usando o sistema Camino®, e mencionaram a alta incidência de problemas técnicos (23,5%), novamente ocorrendo deslocamento ou quebra do probó na maior parte deles, apesar da familiaridade do corpo de enfermagem com o procedimento. Yablon e cols.³⁹ estudaram 55 pacientes em 1993, Bavetta e cols.⁶ estudaram 101 pacientes em 1997, e Poca e cols.³³ estudaram 163 pacientes em 2002, com equipamento Camino®: foram relatados 12,73%, 17,8%, e 12,8% de taxa de problemas técnicos, respectivamente. Este mesmo grupo³³ mencionou que 16 pacientes necessitaram de dois ou mais sensores para a monitoração da PIC. Tais dificuldades técnicas e o próprio custo dos microtransdutores têm incentivado o desenvolvimento de modalidades alternativas de medidas da PIC, como o sistema de condução pneumática proposto por Spiegelberg e testado por investigadores independentes^{10,36,40}.

Existem também alguns outros problemas práticos tão importantes quanto as inconveniências técnicas: a nosso ver, devido às características econômicas de nosso país, acreditamos que algumas premissas deveriam ser levadas em consideração no processo de escolha do equipamento de monitoração: 1) um sistema desejável deveria, obviamente, ter precisão e confiabilidade; 2) além disso, o sistema deveria ter uma boa relação custo-benefício, permitindo a sua utilização nas diversas camadas sociais; 3) o sistema escolhido deveria permitir a acesso a diversos compartimentos intracranianos, para que não tivesse sua utilização limitada nesse aspecto; 4) o equipamento deveria ter garantia de uma assistência técnica relativamente rápida; 5) o sistema não deveria ser frágil.

Trabalhamos em regimes e situações muitas vezes inadequadas. As condições acima têm sido frequentemente observadas em nosso meio.

O sistema de transdução avaliado nesse trabalho representa um refinamento do sistema hidrostático convencional, pois, potencialmente, elimina vários inconvenientes, ao mesmo tempo em que mantém as

suas qualidades, que são: 1) precisão; 2) confiabilidade; 3) possibilidade de recalibragem periódica; e 4) bom custo-benefício.

Os resultados laboratoriais deste transdutor modificado demonstra claramente que o protótipo como idealizado e o próprio processo de montagem dos componentes foi eficaz. Os testes comparativos de eficácia, desvio-24 horas e teste dinâmico foram estatisticamente extremamente significativos, e não poderiam ser diferentes se o protótipo fosse eficaz, pois o *chip* de transdução utilizado (a célula elétrica) é de um fabricante comum à maioria dos transdutores disponíveis comercialmente.

Nos testes de eficácia, Morgalla e cols.²⁶ relataram que o transdutor Hanniset® mostrou erros de 1 a 3 mmHg, e o transdutor Medex® mostrou erros de 2 a 4 mmHg, e sugeriram que, do ponto de vista clínico, o erro absoluto não deveria ultrapassar 5 mmHg, seja qual for o tipo de transdutor utilizado. Em outra publicação mais recente, Morgalla e cols.²⁷ relatou uma tolerância (medida estática) de 7,5% para índices de pressão acima de 65 mmHg e uma tolerância de 6,25% para índices de pressão abaixo de 65 mmHg nos microtransdutores Codman®. Nossos testes demonstraram uma tolerância máxima de apenas 1,7% nos níveis de pressão acima de 65 mmHg, e de 7% nos níveis de pressão abaixo de 65 mmHg (Tabela 2), o que se enquadra perfeitamente dentro dos valores obtidos por Morgalla e cols.²⁷.

Nos testes de desvio-24 hs, o transdutor Hanniset®²³ teve um desvio médio de 0,2 mmHg, enquanto o desvio médio do Medex® foi de 1,8 mmHg. Em nossos testes, todos os transdutores demonstraram excelente estabilidade. O pior desvio médio foi de 0,4 mmHg, tanto para os transdutores Baxter® quanto para os transdutores Ventura® (transdutor 1 da Tabela 2). Nos testes dinâmicos de pressão, os transdutores foram submetidos a seus extremos de tolerância, apresentando ambos boa resposta dinâmica.

Conclusão

1. O atual desenho do sistema de transdução permite que todo o fluido do sistema hidrostático de monitoração se restrinja quase que ao cateter inserido na cavidade intracraniana, quantidade de fluido mínima essencial para o bom funcionamento do sistema hidrostático.
2. O sistema de transdução anexado à bandagem cirúrgica ou couro cabeludo elimina os suportes de transdutor e a necessidade de verificação do nível do transdutor em relação ao forame de Monro.

3. O sistema hidrostático é viável economicamente; ele permite que o fator econômico não seja um empecilho em decisões terapêuticas de pacientes de qualquer classe social. O sistema hidrostático modificado pode se constituir em uma boa alternativa neurocirúrgica se a sua funcionalidade for comprovada na prática médica.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Professora Adriana B. Santos (Departamento de Ciências de Computação e Estatística – IBILCE/UNESP) pela análise estatística deste trabalho.

Referências

- ALVES A: Hipertensão intracraniana – Participação do sistema autonômico nas modificações cardio-circulatórias. Tese (Doutorado) Botucatu, São Paulo, 1979.
- ANDRADE AF: Medida contínua da pressão intracraniana no traumatismo crânio-encefálico. Tese (Doutorado) FMUSP. São Paulo, 1982.
- ANDRADE AF, BACHESCHI LA, MANREZA LA, TEIXEIRA MJ, DIECHTCHENIAN V, ALMEIDA GM: Estudo comparativo do efeito da metilprednisolona e dexametasona no edema cerebral traumático. Arq Bras Neurocir 2:101-12, 1983.
- ANDRADE AF, TEIXEIRA MJ, BACHESCHI LA, MANREZA LA, VELLUTINI EAS, RIBAS GC, ALMEIDA GM: Medida contínua da pressão intracraniana com parafusos: modificação técnica. Arq Bras Neurocir 2:143-8, 1983.
- BANNISTER K, CHAMBERS IR, SIDDIQUE MS, FERNANDES HM, MENDELLOW AD: Intracranial pressure and clinical status: assessment of two intracranial pressure transducers. *Physiol Measurement* 21:473-9, 2000.
- BAVETTA S, NORRIS JS, WYATT M: Prospective study of zero drift in fiberoptic pressure monitors used in clinical practice. *J Neurosurg* 86:927-30, 1997.
- BEKAR A, GOREN S, KORFALI E, AKSOY K, BOYACI S: Complications of brain tissue pressure monitoring with a fiberoptic device. *Neurosurg Rev* 21:254-9, 1998.
- CRUTCHFIELD JS, NARAYAN R, ROBERTSON CS: Evaluation of a fiberoptic intracranial pressure monitor. *J Neurosurg* 72:482-7, 1990.
- CZOSNYKA M, CZOSNYKA Z, PICKARD JD: Laboratory testing of three intracranial pressure microtransducers: technical report. *Neurosurgery* 38:219-24, 1996.
- CZOSNYKA M, CZOSNYKA Z, PICKARD JD: Laboratory testing of the Spielberg brain pressure monitor: a technical report. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 63:732-5, 1997.
- FERNANDES HM, BINHAM K, CHAMBERS IR, MENDELLOW AD: Clinical evaluation of the Codman microsensor intracranial pressure monitoring system. *Acta Neurochirurgica Suppl (Wien)* 71:44-6, 1998.
- GAAB M, HEISSLER HE, EHRHARD TK: Physical characteristics of various methods for measuring ICP. In Hoff JT, Betz AL (eds): *Intracranial Pressure - VII*. New York, Springer-Verlag, 1989, pp 16-21.
- GAMBARDELLA G, D'AVELLA D, TOMASELLO F: Monitoring of brain tissue pressure with a fiberoptic device *Neurosurgery* 31:918-921, 1992.
- GODOY R: Hipertensão intracraniana: estudo experimental de sua produção e medida. Tese (Mestrado) FMUSP. São Paulo, 1978.
- GODOY R: Determinação de parâmetros para avaliação da eficácia dos sistemas tampões na hipertensão intracraniana: estudo experimental. Tese (Doutorado). FMUSP. São Paulo, 1984.
- GUILLAUME J, JANNY P: Manometrie intracranienne continue. Interet de la methode et premiers resultats. *Rev Neurol* 84:41-2, 1951.
- LANG WA, CHESNUT R: Intracranial pressure: monitoring and management. *Neurosurg Clin North Am* 5:573-87, 1994.
- LUNDBERG N: Continous recording and control of ventricular fluid pressure in neurosurgical practice. *Acta Psychiatr Neurol Scand* 36(Suppl. 149):1-193, 1960.
- MARMAROU A, MASET AL, WARD J, BECKER DP: Dynamics of intracranial pressure rise in severely head-injured patients. In Miller JD, Teasdale GW, Rowan JO, Galbraith S, Mendelow D (eds): *Intracranial Pressure VI*. New York, Springer-Verlag, 1986, pp 9-14.
- MARMAROU A, WARD JD, SHAPIRO K, WILSON J, MASET AL, BECKER DP: Biomechanics of hydrocephalus: application of pressure-volume dynamics to test CSF absorption in hydrocephalic infants. *Curr Clin Pract Ser Excerpta Med* 20:31-7, 1986.
- MARMAROU A, MASET AL, WARD J, CHOI S, BROOKS D, LUTZ H, MOULTON RJ, DESALLES AA, YOUNG HF: Isolation of factors leading to raised ICP in patients with severe head injury. *J Neurosurg* 66:883-90, 1987.
- MASET AL, WARD J, MARMAROU A, BECKER DP: Pressure-volume index as a predictive measure of ICP rise in severely head-injured patients. In Miller JD, Teasdale GW, Rowan JO, Galbraith S, Mendelow D (eds): *Intracranial Pressure VI*. New York, Springer-Verlag, 1986, pp 647-51.
- MASET AL, MARMAROU A, WARD J, CHOI S, LUTZ HA, BROOKS D, MOULTON RJ, DE SALLES AA, NEWLON P, MUIZELAAR JP, TURNER H, YOUNG HF: Pressure-volume index in head injury. *J Neurosurg* 67:832-40, 1987.
- MELLO PA, HORTA MP, LEÃO I: Changes in brain stem blood vessels in patients with early signs of decerebration in the absence of intracranial hypertension. In Beks JWF, Bosch DA, Brock M (ed): *Intracranial Pressure III.*, New York, Springer-Verlag, 1976, pp 116-8.
- MELLO PA, TELLES C, HORTA MP: Registro da pressão intracraniana. *Arq Neuro-Psiquiat (São Paulo)* 33:182-6, 1975.
- MORGALLA MH, METTENLEITER H, BITZER M, FRETSCHEMER R, GROTE EH: ICP measurement control: laboratory test of 7 types of intracranial pressure transducers. *J Med Eng Technol* 23:144-51, 1999.
- MORGALLA MH, KRASZNAI L, DIETZ K, METTENLEITER H, DEININGER M, GROTE EH: Methods of experimental and clinical assessment of the relative measurement accuracy of an intracranial pressure transducer. *J Neurosurg* 95:529-32, 2001.
- MUNCH E, WEIGEL R, SCHMIEDEK P, SCHURER L: The CAMINO intracranial pressure device in clinical practice: Reliability, handling characteristics and complications. *Acta Neurochirurgica (Wien)* 140:1113-20, 1988.
- NARAYAN RK, KISHORE PR, BECKER DP et al: Intracranial pressure: To monitor or not to monitor? *J Neurosurg* 56:650-9, 1982.

30. OSTRUP RC, LUERSSEN TC, MARSHALL LF, ZORNOW MH: Continuous monitoring of intracranial pressure with miniaturized fiberoptic device. *J Neurosurg* 67:206-9, 1987.
31. PEREIRA RSS, MELLO PA, HORTA MP: Monitorização contínua da pressão intracraniana no manuseio do traumatismo crânio-encefálico grave. *J Bras Med* 47:57-63, 1984.
32. PIPER I, BARNES A, SMITH D, DUNN L: The Camino intracranial pressure sensor : Is it optimal technology? An Internal audit with a review of current intracranial pressure monitoring technologies. *Neurosurgery* 49:1158-65, 2001.
33. POCA MA, SAHUQUILLO J, ARRIBAS M, BAGUENA M, AMOROS S, RUBIO E: Fiberoptic intraparenchymal brain pressure monitoring with the Camino V420 monitor: Reflections on our experience in 163 severely head-injured patients. *J Neurotrauma* 19:439-48, 2002.
34. RYDER HW, ROSENAUER A, PENKA EJ et al.: Failure of abnormal cerebrospinal fluid pressure to influence cerebral function. *Arch Neurol Psychiat* 70:563-86, 1953.
35. SCHURER L, MUNCH E, PIEPGRAS A, WEIGEL R, SCHILLING L, SCHMIEDEK P: Assessment of the Camino intracranial pressure device in clinical practice. *Acta Neurochir (Wien)* 70:296-8, 1997.
36. SCHWARZ N, MATAUSCHEK H, MEZNIK A: Die Spiegelberg-Sonde zur epiduralen ICP- Registrierung. *Unfallchirurg* 95:113-7, 1992.
37. SETTANI FAP: Contribuição da monitorização da pressão intracraniana na hidrocefalia em pressão normal. Tese (Doutorado) Escola Paulista de Medicina. São Paulo, 1987.
38. SHAPIRO S, BOWMAN R, CALLAHAN J, WOLFLA C: The fiberoptic intraparenchymal cerebral pressure monitor in 244 patients. *Surg Neurol* 45:278-82, 1996.
39. YABLON JS, LANTNER HJ, McCORMAK TM, NAIR S, BARKER E, BLACK P: Clinical experience with a fiberoptic intracranial pressure monitor. *J Clin Monit* 9:171-5, 1990.
40. YAU Y, PIPER I, CLUTTON R, WHITTLE IR: Experimental evaluation of the Spiegelberg intracranial pressure and intracranial compliance monitor. *J. Neurosurgery* 93:1072-7, 2000.

Original recebido em julho de 2003

Aceito para publicação em dezembro de 2003

Endereço para correspondência:

Angelo Maset

Av. Francisco Chagas Oliveira, 1100

CEP 15090-190 – São José do Rio Preto, SP

E-mail: maset@terra.com.br