

Monitorização da Transmissão Neuromuscular

D. F. Duarte, TSA¹ & C. I. Zanchin, MSc²

Duarte D F, Zanchin C I – Monitoring neuromuscular transmission.

Early attempts to assess residual neuromuscular blocking in humans were based on observation of clinical signs. Some advocated the measurement of respiratory variables such as minute volume, vital capacity and maximal inspiratory force. However the best method of monitoring neuromuscular transmission is the stimulation of a peripheral nerve and the measurement of the evoked response of the correspondent muscle. The main characteristics of a peripheral nerve stimulator such as frequency, waveform, wave width, current and voltage, as well as the machine-patient interface patterns such as type and polarity of electrode and site of stimulation are reviewed. Visual and tactile information based on ulnar or other peripheral nerve stimulation as well as the recording of electromechanical or electromyographic data are discussed. The clinical implications of these data are also analysed.

Key Words: NEUROMUSCULAR RELAXANTS: measurement of response; MEASUREMENT TECHNIQUES: neuromuscular blockade, electromyography; NERVE, peripheral: stimulator

Monitorização da transmissão neuromuscular

A experiência obtida com a utilização freqüente de bloqueadores neuromusculares (BNM) em clínica anestesiológica consolidou o conhecimento das expressivas modificações de respostas, não só em função de desvios fisiológicos, da presença de entidades patológicas e da eventualidade de interações medicamentosas, como também em função de variações individuais explicáveis por causas genéticas e até mesmo por causas desconhecidas.

A consolidação desses conhecimentos passou a exigir uma atenção mais apurada para a recuperação da normalidade de transmissão neuromuscular (TNM), e, como conseqüência, o desenvolvimento de métodos para monitorizar essa recuperação. Esses métodos podem ser classificados em não-ins-

trumentais e instrumentais (Tabela I). Os primeiros exigem a cooperação do paciente, o que nem sempre é possível ao término de uma anestesia. Nos métodos instrumentais, os testes respiratórios são relativamente simples e não necessitam de equipamento complexo. Exigem apenas um ventilômetro para determinação do volume corrente (VT) e da capacidade vital (CV), e de um manômetro para medir a força inspiratória (Fi). Aceita-se como parâmetros de reversão do bloqueio neuromuscular uma CV de 10 a 15 ml/kg e uma Fi de – 25 cm H₂O¹.

A maneira mais precisa para monitorar a TNM consiste na estimulação elétrica de um nervo periférico e na observação ou mensuração da contração muscular conseqüente². A utilização desse método em Centro Cirúrgico e Salas de Recuperação tornou-se possível com a disponibilidade de monitores compactos, a partir da segunda metade da década de 60^{3, 4}, e oferece ao anestesiológista valiosas informações.

O estimulador

O estimulador de nervo periférico (ENP) deve ser capaz de liberar estímulos isolados (EI), estímulos tetânicos (ET) e “seqüência de quatro estímulos” (SQE), obedecendo ao perfil elétrico de estimulação sugerido por vários trabalhos^{2, 5, 6} resumidos na Tabela II.

Tabela I - Métodos da monitoração da transmissão neuromuscular (TNM)

Não-Instrumentais	Instrumentais
Manter os olhos abertos	Testes respiratórios
Tossir	Vt
Exteriorizar a língua	CV (10 a 15ml/kg)
Apertar a mão do observador	Fi (- 25 a H ₂ O)
Manter a cabeça erguida (durante 5s)	Estimulação elétrica do nervo periférico
Manter o braço elevado (durante 45s)	

TabelaII - Perfil da estimulação elétrica. No ET e a SQE as demais características são iguais às do EI.

Estímulo isolado (Et)	
Amplitude	8 a 300V
Frequência	0,1 a 0,2 Hz
Intensidade	50 - 60 mA
Forma de pulso	Quadrada
Duração	200 msec
Estímulo tetânico (ET)	
Frequência	25 - 200 Hz Ideal: 50 Hz
Seqüência de quatro (SQE) Frequência. ...2 Hz	

É extremamente importante definir a frequência do estímulo. No caso de EI, frequências entre 0,1 e 0,15 Hz devem ser preferidas, uma vez que com frequências maiores pode ser observada uma diminuição progressiva da resposta, e, conseqüentemente, o grau de bloqueio tende a ser superestimado⁷. Assim, a DE₉₅ de d-tubocurarina determinada por EI, com frequência de 0,1 Hz, é de 0,5 mg.kg⁻¹ enquanto a com frequências de 1 Hz é de 0,16 mg. kg⁻¹¹⁸. É interessante destacar que a primeira resposta de SQE tem sido utilizada para ensaios clínicos em que BNMs são comparados, como se fosse um EI⁹. Diferenças entre os dois métodos já foram constatadas, mas pode-se admitir que a primeira resposta da SQE seja equivalente a EI, desde que haja um intervalo entre 10 e 12s entre cada série de estímulos¹⁰.

A frequência preferida no caso de ET é de 50 Hz que, inclusive, corresponde ao esforço máximo voluntário desenvolvido em condições fisiológicas⁸. Frequências mais altas têm a desvantagem de elevar o período refratário do músculo, dificultando a interpretação dos resultados, e podem determinar incapacidade de manutenção da resposta contrátil sem que tenha sido administrado BNM, principalmente se estiver sendo usado um agente inalatório potente⁵. Em pacientes anestesiados que não haviam recebido BNM,

estímulos com frequência superior a 50 Hz, mantidos por 10s, apresentavam não somente o fenômeno de fadiga, como também facilitação pós-tetânica (FPT)¹⁰. Pode-se aceitar, portanto, que não só a frequência como também a duração do estímulo, que idealmente é de 5s, exercem influência nos resultados.

A intensidade da corrente é de extrema importância no que se refere à confiança de que uma estimulação supramaximal, ou seja, aquela em que todas as fibras do nervo são estimuladas, foi obtida². A partir do momento em que os eletrodos cutâneos se tornaram disponíveis, foi constatado que as respostas à SQE variavam em função do tipo de eletrodo¹². Assim, o número de contrações registradas era sempre maior, quando do uso de eletrodos subcutâneos, do que quando do uso de eletrodos cutâneos. Em outras palavras, esses últimos tendiam a superestimar o bloqueio. A explicação era o aumento da impedância causada pelos eletrodos cutâneos, que, em conseqüência, reduzia a intensidade da corrente que alcançava o nervo¹³. Kopman et al¹⁴ demonstraram que nem sempre uma corrente de 30 mA (intensidade máxima que é obtida na maioria dos ENP atualmente disponíveis) é suficiente para promover estimulação supramaximal. Por vezes torna-se necessária uma intensidade superior a 50 mA, principalmente quando a circunferência do pulso mede mais de 16 cm. Justifica-se assim o uso de ENP de corrente constante e, se possível, com a inclusão de um amperímetro, que permite informar a intensidade da corrente liberada^{14,15}.

O pulso deve ter uma forma quadrada e uma duração que não ultrapasse 0,2 ms a fim de evitar estimulações repetidas, que podem ocorrer se a duração do pulso for maior do que o período refratário do nervo². Contudo, deve ser feita a ressalva de que uma onda quadrada perfeita é praticamente impossível de ser obtida.

Os eletrodos

Os eletrodos estabelecem a conexão entre o ENP e o paciente. É válido tecer algumas considerações sobre o tipo de eletrodo e o local de sua colocação no paciente. No que diz respeito aos tipos, eles podem ser divididos em: (a) subcutâneos, representados por agulhas hipodérmicas, o que obviamente configura um método invasivo, e (b) cutâneos, cuja porção terminal é esférica ou em forma de discos.

O uso de agulhas hipodérmicas oferece as seguintes desvantagens: inserção desconfortável no paciente consciente, possibilidade de infecção ou de sangramento, dor pós-operatória, colocação

intra-neural e/ou movimentação da agulha no sítio da inserção, o que distorce os resultados ou pode provocar lesão no próprio nervo, em vasos sanguíneos ou nos tecidos circunvizinhos^{16,17}. Os eletrodos cutâneos contornam a necessidade de um método invasivo, mas também podem apresentar algumas desvantagens. Lippmann e Fields¹⁸ relataram queimaduras de pele na área de contato, com o uso de terminais esféricos. É bem verdade que essas restrições foram posteriormente reavaliadas com base no fato de que as eventuais queimaduras não eram dolorosas, nem desfigurantes, e tampouco permanentes, sendo, portanto, menos preocupantes que as conseqüências passíveis de um método invasivo¹⁹. Esses argumentos, no entanto, não resistem à disponibilidade atual de que eletrodos cutâneos parecem assegurar um mínimo de risco, como os de prata pré-gelificados¹⁶.

Embora, por razões óbvias, os eletrodos sejam sempre colocados ao longo de nervos periféricos, o grau do bloqueio neuromuscular indica indiretamente, porém com segurança, o bloqueio ao nível dos músculos abdominais e respiratórios, já que eles são menos sensíveis aos BNM. A Figura 1 apresenta os diversos sítios clinicamente utilizados para a colocação dos eletrodos, e deve ser considerado que há uma nítida variação de sensibilidade entre esses sítios¹². Desse modo, a monitorização da TNM, com eletrodos cutâneos, usando-se SQE, indica um bloqueio de menor intensidade e de menor duração, se os eletrodos forem colocados sobre o nervo facial do que sobre o nervo ulnar ao nível do punho²⁰. Todavia, a estimulação transcutânea do ulnar a esse nível nem sempre é efetiva, no sentido de provocar uma resposta muscular²¹. Essa resposta depende não só do ponto onde se coloca o eletrodo, como também de sua polaridade^{21,22}. Sempre um dos eletrodos é negativo (catodo) e o outro é positivo (anodo), e, por convenção, devem ser coloridos de preto e de vermelho, respectivamente, para facilitar uma fácil identificação. O eletrodo que é colocado sobre o nervo, seja ele o catodo ou o anodo, denomina-se eletrodo ativo. O outro colocado a uma distância variável do eletrodo ativo, denomina-se eletrodo indiferente²². Idealmente, o anodo deve ser colocado sobre o nervo que se deseja estimular²⁰. Contudo, quando se estimula o ulnar ao nível do punho, a posição dos eletrodos só é indiferente quando a distância entre eles é de 5 cm²² (Figura 1). Rosenberg e Greenhow²¹, realizando uma série de combinações, conseguiram os melhores resultados quando o eletrodo negativo era colocado sobre o nervo mediano e confirmaram

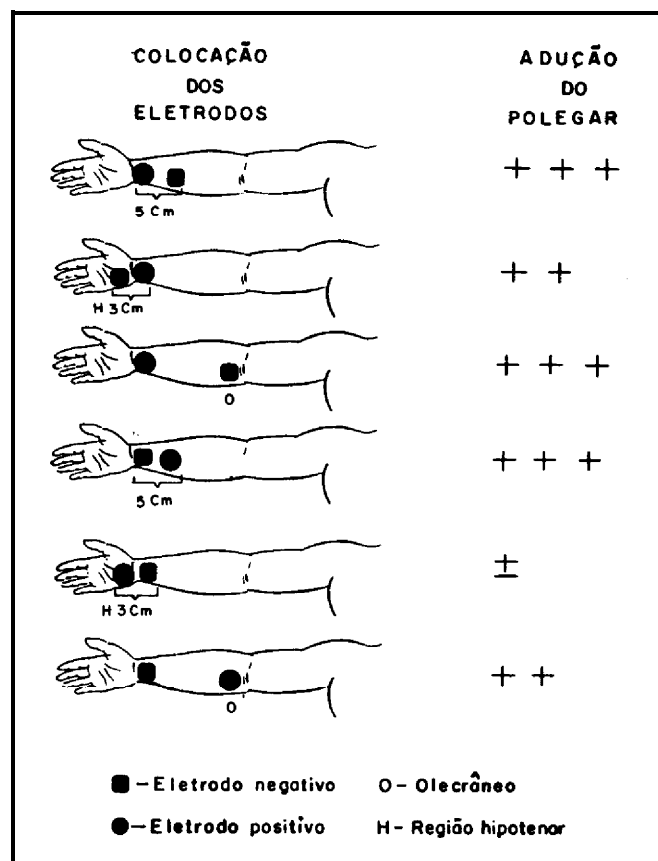


Fig. 1 Sítios utilizados no membro superior para a colocação de eletrodos e intensidade relativa da adução do polegar.

que as respostas eram sempre menores quando usavam eletrodos cutâneos.

Avaliação e/ou quantificação da resposta muscular evocada

A resposta à estimulação é representada por contração do músculo inervado, pelo nervo que está sendo estimulado, e pode ser avaliada e/ou quantificada de modo visual, táctil, por processo mecânico ou eletromiográfico²³. Com a avaliação visual, dificilmente se consegue um resultado satisfatório quando a avaliação táctil aumenta a precisão do resultado. Contudo, ficou demonstrado, num ensaio clínico bem conduzido, que um grupo de anestesiológicos, experientes em monitorização da TNM, foi capaz de avaliar corretamente, numa SQE, a relação E4/E1 > 70%, em apenas 14% dos casos. O percentual de acerto se elevava à medida que a relação E4/E1 diminuía até alcançar 100% quando ela era < 40%²⁴.

Quando se prefere a quantificação por processo mecânico, é indispensável a intermediação de um transdutor, e alguns aspectos merecem ser destacados². Durante um ET a força de adução do

polegar pode atingir 8 kg, e, portanto, superar a capacidade de alguns transdutores disponíveis comercialmente; o posicionamento do transdutor em relação ao polegar deve ser considerado, já que pequenos desvios podem causar alterações substanciais. Deve-se garantir ao músculo uma tensão inicial que, no caso do polegar, é no mínimo de 200 g. Só assim a medida da contração obtida é confiável.

A eletromiografia oferece maior precisão, dispensando esses cuidados. Através desse procedimento registra-se o potencial de ação do músculo, via eletrodos cutâneos ou subcutâneos adaptados corretamente. O eletrodo ativo é colocado sobre uma área contrátil do músculo, e o eletrodo indiferente sobre o tendão de inserção respectivo⁵.

Devem ser oferecidas condições para a inscrição do traçado obtido ou, pelo menos, para a apresentação dos resultados num mostrador, que tanto pode ser analógico (voltímetro ou coluna de Leds), como digital (visor numérico). Esse último é mais indicado quando se deseja maior precisão na medida.

Considerações clínicas

A resposta a uma EI é um abalo muscular (*twitch*). Esse tipo de estímulo exige a obtenção de uma resposta controle e serve, basicamente, para estudo comparativo entre várias BNM, permitindo estabelecer um paralelo entre a latência, a potência relativa e o índice de recuperação⁸.

O ET presta-se para avaliar o grau de bloqueio quando nenhum abalo muscular é provocado por EI. Na ausência de qualquer resposta a um EI, um ET de 50 Hz pode determinar uma contração mantida, indicando que pelo menos mais de 50% de receptores pós-sinápticos não estão ocupados por substâncias antagonistas⁶. Contudo, mesmo na ausência de resposta ao ET, pode ser observada FPT. A observação desse fato permitiu introduzir a "contagem pós-tetânica", para avaliar de forma mais acurada graus intensos de bloqueio²⁶. O método se baseia no número de abalos musculares que podem aparecer depois de um ET, do qual nenhuma resposta foi obtida. A observação da resposta ao ET, acoplada à observação da presença ou ausência de FPT, é um método seguro para identificar o tipo de bloqueio. No tipo despolarizante a contração tetânica é mantida, e não se observa FPT, enquanto no tipo adespolarizante o tétano não é mantido, e FPT é observada².

A SQE é o mais versátil dos perfis de estimulação. O método foi descrito por Ali et al., em 1971, com a finalidade principal de avaliar curarização residual, quando do emprego das BNM

adespolarizantes^{27,28}. Foi observado que havia uma redução de magnitude variável em relação ao controle, e que havia uma redução proporcional de 4^a, 3^a e 2^a respostas, nessa ordem, dependendo da intensidade do bloqueio. Havia, ainda, uma acentuada correlação linear positiva entre essas relações, dispensando, por consequência, a necessidade de um controle, o que se constitui numa vantagem óbvia. A SQE causa menor desconforto do que o ET no paciente acordado, dada a baixa frequência do impulso⁸. É, também, de grande utilidade para acompanhar a passagem da fase I para fase II, no bloqueio despolarizante.

É possível estabelecer um paralelismo entre os diversos perfis de estimulação elétrica entre si e entre qualquer um deles e dados clínicos importantes^{5, 29} (Figura 2). Deve ser acrescido, no entanto, que não foi conseguida uma boa correlação entre SQE e FI¹. Todos os pacientes com SQE > 70% foram capazes de manter os olhos abertos e nove entre 10 de manter a cabeça erguida¹. Embora esses dados tenham sido de certa forma contestados por Viby-Mogensen et al.³⁰, pode-se aceitar que um valor superior a 75% na relação entre o 4^a e o 1^a estímulo numa SQE assegura uma recuperação clinicamente aceitável.

Mais recentemente foi proposto que a capacidade de manter o braço erguido, sem o apoio do cotovelo, por um mínimo de 45s, se correlaciona

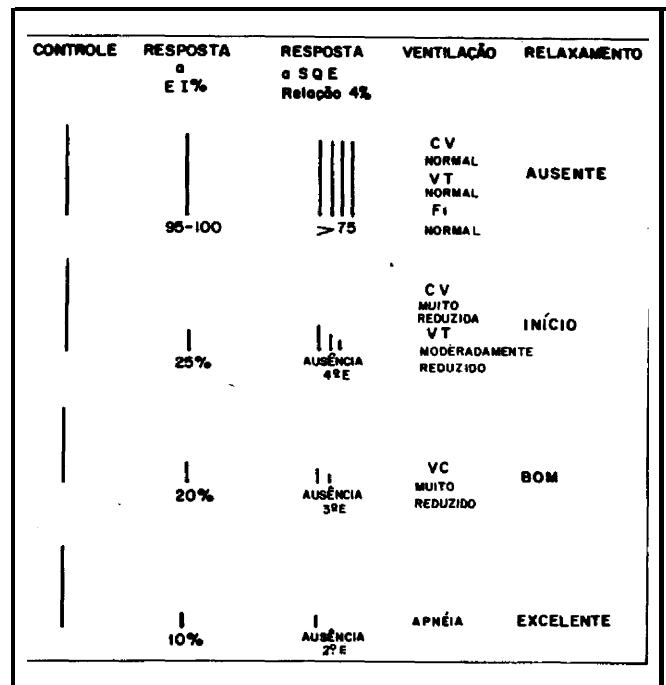


Fig. 2 Comparação entre as respostas obtidas com EI e SQE. Correlação destas respostas com parâmetros respiratórios e relaxamento cirúrgico.

positivamente com uma FI de - 25 mm Hg ($T= 0,67$), sendo essa correlação menos significativa quando se usa a manutenção da cabeça erguida como teste clínico ($T = 0,34^3$). Essa constatação não altera a afirmação do período anterior.

Evidências recentes sugerem que o declínio das respostas na SQE não é o mesmo para todos os BNM e que esse fato pode estar relacionado com as ações pré-sinápticas dessas drogas^{32,33}.

Considerando que os testes não instrumentais, além de qualitativamente insuficientes nas soluções de algumas dúvidas, não podem ser utiliza-

Duarte D F, Zanchin C I – Monitorização da transmissão neuromuscular.

As primeiras tentativas de avaliar o bloqueio neuromuscular residual em seres humanos foram baseadas na observação de sinais clínicos, e na verificação de parâmetros respiratórios como volume-minuto, capacidade vital e força inspiratória máxima. No entanto, o melhor método para monitorizar a transmissão neuromuscular é a estimulação de um nervo motor periférico e a mensuração da resposta evocada no músculo por ele inervado. As principais características de um estimulador de nervo periférico, tais como frequência, duração e forma do pulso, voltagem e intensidade da corrente, bem como as características de conexão entre o paciente e o estimulador como o tipo de polaridade do eletrodo, e o local de sua colocação no paciente são revistos. São discutidas as informações que podem ser obtidas pela estimulação do nervo ulnar ou eventualmente por outro nervo periférico, de modo visual ou tátil, ou através de registros eletromecânicos ou de eletromiografia. As interpretações clínicas dessas informações são também analisadas.

Unitermos: RELAXANTES MUSCULARES: medida da resposta; TÉCNICAS DE MEDIÇÃO: bloqueio neuromuscular, eletromiografia; NERVO PERIFÉRICO: estimulador

dos em pacientes que não estejam em condições de cooperar, justifica-se que o emprego de ENP deva ser estimulado.

O ENP oferece valiosas informações como: dosificação correta do BNM, principalmente quando se faz necessário o emprego de doses múltiplas, ou quando se prevê modificação de resposta; identificação do tipo de bloqueio e sobretudo da instalação da fase II quando do uso de BNM despolarizante; avaliação mais exata do uso de anticolinesterésico necessário para reverter o bloqueio e contribuição do bloqueio neuromuscular na persistência de apnéia pós-anestésica.

Duarte D F, Zanchin C I – Monitorización de la transmisión neuromuscular.

Las primeras tentativas de evaluar el bloqueo neuromuscular residual en seres humanos fueron baseadas en la observación de señales clínicos y en la verificación de parámetros respiratorios como volumen minuto, capacidad vital y fuerza inspiratoria máxima. No obstante, el mejor método para monitorizar la transmisión neuromuscular es la estimulación de un nervio motor periférico y la mensuración de la respuesta evocada en el músculo por él inervado. Las principales características de un estimulador de nervio periférico, tales como frecuencia, duración y forma del pulso, voltaje e intensidad de la corriente, bien como las características de la conexión entre el paciente y el estimulador como el tipo y la polaridad del electrodo, y el local de su colocación en el paciente son revistas; son discutidas las informaciones que pueden ser obtenidas por la estimulación del nervio cubital o eventualmente otro nervio periférico, de modo visual o tátil, o que pueden ser registradas por proceso electromecánico o electromiografía. Las interpretaciones clínicas de esas informaciones son también analizadas.

REFERÊNCIAS

1. Brand J B, Cullen D Y, Wilson N E, Ali H H – Spontaneous recovery from nondepolarizing neuromuscular blockade: correlation between clinical and evoked responses. *Anesth Analg*, 1977; 56: 55-58.
2. Ali H H, Savarese J J – Monitoring of neuromuscular function. *Anesthesiology*, 1976; 45: 216-249.
3. Churchill-Davidson H C – A portable peripheral nerve stimulator. *Anesthesiology*, 1965; 26: 224-226.
4. Katz R L – A new stimulator for the continuous monitoring of muscle relaxant action. *Anesthesiology*, 1965; 26: 832-833.
Ali H H – Monitoring of neuromuscular function and clinical intersection. *Clinics in anesthesiology*, 1985; 3: 447-465.
5. Hudes E, Lee K C – Clinical use of peripheral nerve stimulators in anesthesia. *Can J Anaesth*, 1987; 34: 525-534.
7. Ali H H, Savarese J J – Stimulus frequency and dose-response curve to d-Tubocurarine in man. *Anesthesiology*, 1980; 52:36-39.
8. Ali H H – Monitoring neuromuscular function. *Seminars in Anesthesia*, 1984; 3:284-292.

9. Cabarrocas E, Gaucedo VA, Balive M, Bayon J M, Velasquez J – Evolução do grau de relaxamento muscular. Estudo comparativo do brometo de pancurônio e benzilato de atracúrio. *Rev Bras Anest*, 1986; 36 (Supl.): CBA 19-20.
10. Curran M Y, Donati F, Bevan D R – Onset and recovery of atracurium and suxamethonium-induced neuromuscular blockade with simultaneous train-of-four and single twitch stimulation. *Br J Anaesth*, 1987; 59: 989-994.
11. Stanec A, Heyduk J, Stanec G, Orkin L R - Tetanic fade and post-tetanic tension in the absence of neuromuscular blocking agents in anesthetized man. *Anesth Analg*, 1978; 57: 102-107.
12. Stiffel P, Hameroff S R, Blitt C D, Cork R C – Variability in assessment of neuromuscular blockade. *Anesthesiology*, 1980; 52: 436-437.
13. Mylrea K C, Hameroff S R, Calkino J M, Blitt C D, Humphrey L H - Evaluation of peripheral nerve stimulators and relationship to possible error in assessing neuromuscular blockade. *Anesthesiology*, 1984; 60: 464-466.
14. Kopman A A, Lawson D - Milliamperage requirements to supramaximal stimulators of the ulnar nerve with surface electrodes. *Anesthesiology*, 1984; 61:83-85.
15. Capan L M, Setyanarayana T, Patel K P, Turndorf H, Ramanathan S – Assessment of neuromuscular blockade with surface electrodes. *Anesth Analg*, 1981; 60: 244-245.
16. Kopman A F – A safe surface electrode for peripheral nerve stimulator. *Anesthesiology*, 1976; 44: 343-345.
17. Pue A F – Disposable EKG pads for peripheral nerve stimulation. *Anesthesiology*, 1976; 45: 107-108.
18. Lippman M, Fields W A – Burns of the skin caused by a peripheral nerve stimulator. *Anesthesiology*, 1974; 40: 82-84.
19. Gray J A – Nerve stimulators and burns. *Anesthesiology*, 1975; 42: 231-232.
20. Caffrey R, Warren M L, Becker K E – Neuromuscular blockade monitoring comparing the orbicularis oculi and adductor pollicis muscles. *Anesthesiology*, 1986; 65: 95-97.
21. Rosenberg H, Greenhow D E - Peripheral nerve stimulator performance: the influence of output polarity and electrode placement. *Canad Anaesth Soc J*, 1978; 25: 424-426.
22. Berger J J, Gravenstein J S, Munson E S – Electrode polarity and peripheral nerve stimulation. *Anesthesiology*, 1982; 56:402-404.
23. Viby-Mogensen J - Clinical assessment of neuromuscular transmission. *Br J Anaesth*, 1982; 54:209-223.
24. Viby-Mogensen J, Jensen N J, Engbaek J, Ording H, Svokgaard L T, Chreemner-Jorgensen B – Tactil and visual evaluation of the response to train-of-four nerve stimulator. *Anesth* 1985; 63: 440-443.
25. Pacheco L H M – Monitor de transmissão neuromuscular para anestesiologia. Dissertação para obtenção do grau de mestre, UFSC, Florianópolis, 1987.
26. Viby-Mogensen J, Hadardy-Hansen P, Chreemner-Jorgensen B, Ording H, Engbaek J, Nielsen A – Posttetanic count (PTC): A new method of evaluating and intense nondepolarizing neuromuscular blockade. *Anesthesiology*, 1981; 55: 458-461.
27. Ali H H, Utting J E, Gray T C – Quantitative assessment of residual antidepolarizing block (Part I). *Br J Anaesth*, 1971; 43: 473-477.
28. Ali H H, Utting J E, Gray T C – Quantitative assessment of residual antidepolarizing block (Part II). *Br J Anaesth*, 1971; 43: 476-485.
29. Fiori M D, Attle J L, Webster J, Tompkins W. J – A microcomputer based neuromuscular blocking monitor. *IEEE. Transactions on Biomedical Engineering*, 1981; 28: 775-783.
30. Viby-Mogensen J, Jorgensen B C, Ording H – Residual curarization in the recovery room. *Anesthesiology*, 1979; 50: 539-541.
31. Bar Z G – Thei armlift tes. *Anesthesia*, 1985; 40:630-633.
32. Bourman W C, Marshall J G, Gibb A J – Is there feedback control of transmitter release at the neuromuscular function? *Seminars in Anesthesia*, 1984; 3:207-243.
33. Williams N E, Webb S N, Calvet T N – Differential effects of myoneural blocking drugs on neuromuscular transmission. *Br J Anaesth*, 1960; 52: 1111-1115.