

ESTUDO, CONCEÇÃO E AVALIAÇÃO CLÍNICA PRÉVIA DE UM DISPOSITIVO USADO PARA A REDUÇÃO DE ESPASTICIDADE EM INDIVÍDUOS TETRAPLÉGICOS

*Ana Raquel Esteves¹, Catarina Machado¹, Eurico Seabra¹, Luís F. Silva¹, Henedina Antunes²,
Joaquim Gabriel Mendes³, Rui Miguel Monteiro Soles Gonçalves⁴*

¹ Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Minho, Portugal; a60198@alunos.uminho.pt;
a61814@alunos.uminho.pt; eseabra@dem.uminho.pt; lffsilva@dem.uminho.pt

² Hospital de Braga; Instituto de Ciências da Vida e Saúde (ICVS), Escola de Ciências da Saúde, Universidade
do Minho e ICVS/3B's, Laboratório Associado, Braga/Guimarães, Portugal; henedinaantunes@gmail.com

³ Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto,
Portugal; jgabriel@fe.up.pt

⁴ Departamento de Fisioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra,
Portugal; ruigoncalves@estesoimbra.pt

PALAVRAS CHAVE: Traumatismo Medular, Espasticidade, Eletromiografia, Isocinética, Dispositivo de Reabilitação

RESUMO: *Aproximadamente 70% dos indivíduos com lesão medular sofre de espasticidade, causando frequentemente dificuldades na execução de atividades diárias. Torna-se pertinente tentar desenvolver novas soluções que aumentem a qualidade de vida dos doentes e que minimizem os custos de tratamento. Assim, o objetivo deste trabalho passa por desenvolver um dispositivo que minimize os espasmos nos membros inferiores de indivíduos com lesão medular traumática incompleta, cujo desenvolvimento se sistematizará nos pontos seguintes.*

1 INTRODUÇÃO

Segundo Lance (1980), “a espasticidade é um distúrbio motor caracterizado pelo aumento da dependência da velocidade do limiar do reflexo de estiramento (LRE) (tónus muscular), hiperreflexia tendinosa, resultando na hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento (RE), como uma componente da síndrome do Neurónio Motor Superior” [1]. Aproximadamente 70% das pessoas com lesão da medula espinal sofrem de espasticidade, um ano após a lesão, o que interfere nas atividades diárias dos indivíduos [2-3]. Para quantificar a espasticidade recorre-se a métodos clínicos, biomecânicos, eletrofisiológicos e ao teste do pêndulo [2]. Clinicamente, o método mais usado é a Escala de Ashworth Modificada (EAM) que

avalia a resistência ao movimento passivo. Contudo é um método limitado, por ser subjetivo, apresentando assim baixa reprodutibilidade [4-5]. A literatura sugere que a combinação de métodos biomecânicos e eletrofisiológicos pode tornar-se numa forma mais objetiva de avaliar a espasticidade [2, 4]. Atualmente o tratamento é baseado em medicação, fisioterapia e cirurgia [3], [6]. Uma das formas de controlar a excitabilidade do reflexo de estiramento poderá ser a aplicação de um estímulo vibratório [7]. De acordo com Hagbarth et al (1968), após a aplicação de vibração de baixa frequência, o músculo apresenta uma resposta reflexa de contração e relaxamento do seu antagonista. A vibração de baixa frequência

provoca uma ação neuromuscular e se aplicada ao tendão produz-se uma sensação ilusória de movimento, que provocará uma resposta excitatória no músculo antagonista [7-8]. Pretende-se, desta forma, estudar a forma de desenvolver o conceito de um dispositivo que minimize os sintomas de espasticidade nos membros inferiores de indivíduos tetraplégicos adultos com lesão traumática medular incompleta. O objetivo é diminuir os custos de tratamento e melhorar a qualidade de vida dos pacientes. Através da identificação de uma necessidade, recorre-se a metodologias de projeto para encontrar soluções que respondem à resolução de problemas [9-10]. Neste caso recorreu-se à Teoria para a Resolução de Problemas Inventivos (TRIZ) e suas ferramentas [11], uma vez que este método permite atingir todos os possíveis conceitos de solução para um determinado problema [12-13].

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Foi realizado um estudo de caso, onde 2 pacientes com lesão traumática medular incompleta foram submetidos a testes de EMG de superfície e de isocinética. Os resultados deram origem a parâmetros iniciais onde um dispositivo para a minimização de espasticidade poderá atuar. Após a identificação do problema, formulou-se o conceito de dispositivo a desenvolver em três etapas [14], estabelecendo objetivos e funções que o dispositivo deverá possuir. Posteriormente, aplicando a TRIZ, recorrendo à ferramenta dos MPI, pretende-se encontrar todas as possíveis soluções para satisfazer as necessidades encontradas na formulação de conceito.

2.1 AMOSTRA DE ESTUDO

A Tabela 1 resume as características da amostra do estudo:

Tabela 1 - Características da amostra do estudo

Características	Doente A	Doente B
Género	Masculino	Masculino
Idade	45	50
Nível Neurológico	C5	C4
Tempo após lesão	6 meses	2 meses
Escala AIS	B	B
EAM	Nível 3	Nível 3
Peso (Kg)	71	72
Altura (m)	1,78	1,74

2.2 EMG DE SUPERFÍCIE

Este exame avalia a atividade elétrica muscular [3]. O equipamento e *software* usados foram Dantec/Natus Keypoint.net v. 4.211.193.0. Os elétrodos de superfície são da HUSH™ Disc Electrodes, da Alpine bioMed. O exame efetuou-se bilateralmente e os músculos analisados foram: tibial anterior, sóleo, gastrocnémio medial, vasto medial, reto femoral, isquiotibiais mediais, adutores e reto femoral contralateral. A avaliação foi realizada em atividade de repouso (repouso e provocação) e em atividade voluntária, aplicando uma escala de 0 – 3 para avaliar a espasticidade de cada músculo.

2.3 TESTES COM DINAMÓMETROS ISOCINÉTICOS

Estes testes avaliam a resistência ao movimento passivo e o tónus muscular [3]. O equipamento e *software* utilizados foram o Biodex System 3 Pro. Analisou-se a extensão/flexão do joelho, com limites de movimento de 25° e 85°, respetivamente. O tipo de movimento escolhido foi excêntrico em modo passivo. Foram efetuadas 3 séries de 5 repetições às velocidades de 30°/s, 60°/s e 90°/s e foi imposto um limite de momento de 100 N.m. Foi medido o momento excêntrico dos músculos isquiotibiais em extensão e o momento excêntrico do músculo quadríceps, bilateralmente. Como a gravidade é um dos fatores que mais afeta os resultados deste teste [15], procedeu-se à sua correção. Para tal, pesou-se o membro de cada paciente a

30° e o valor obtido foi somado aos valores de momento no movimento de extensão e subtraído somado aos valores de momento no movimento de flexão [16]. A ferramenta utilizada para a análise de resultados foi o *software* SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*). Os testes aplicados foram o de Wilcoxon para duas amostras emparelhadas ($p < 0,05$) e o coeficiente de correlação de Spearman.

2.4 FORMULAÇÃO DO CONCEITO

As etapas seguidas para a formulação do conceito foram: clarificação do problema, pesquisa externa, exploração sistemática. A primeira etapa consiste na compreensão do problema, a segunda tem como objetivo encontrar soluções existentes para o problema definido anteriormente e por fim, procedeu-se à elaboração da árvore de objetivos e definição de funções do dispositivo a desenvolver.

2.5 TRIZ E MPI

Recorreu-se à ferramenta dos MPI como uma *checklist* para identificar possíveis soluções que vão de encontro com as funções previamente definidas. Para a sua aplicação recorreu-se ao fluxograma seguinte e aos passos descritos em baixo.

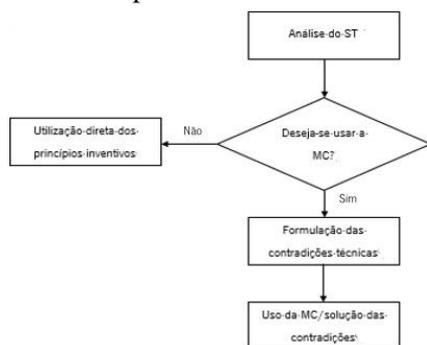


Figura 1 – Fluxograma para a aplicação dos métodos inventivos [11]

Os passos seguidos para a análise do Sistema Técnico (ST), isto é para definir a melhor solução possível para resolver o problema definido. Foram os seguintes [11]:

1. Identificação (nome) do ST.

2. Identificação da função ou funções principais nos membros inferiores.
3. Identificação dos principais elementos do ST e das suas funções.
4. Descrição do funcionamento do ST.
5. Levantamento de recursos.
6. Identificação da característica desejada a ser melhorada ou da característica indesejada a ser reduzida, eliminada ou neutralizada no ST.
7. Formulação do resultado final ideal.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados do teste de EMG de superfície foram considerados inválidos, uma vez que por erro na realização do teste, não foi possível obter o traçado eletromiográfico da atividade elétrica muscular.

No caso dos testes isocinéticos, os valores das médias e desvios-padrões de momento máximo do lado esquerdo (Mesqm_{máx}) e do lado direito (Mdirm_{máx}) são apresentados na Tabela 2. Como o teste foi realizado bilateralmente, tornou-se necessário verificar se existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois lados de cada doente. Isto foi possível através do Wilcoxon para duas amostras emparelhadas (com um nível de significância de 5%). Apenas foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre o Mesqm_{máx} e o Mdirm_{máx}, para o doente A, no movimento de flexão, a todas as velocidades. Estas podem dever-se às mudanças das propriedades viscoelásticas dos músculos após a lesão. Os gráficos da Figura 2 e Figura 3 representam a evolução dos valores máximos dos momentos em função da velocidade do movimento.

O reflexo de estiramento é dependente da velocidade, e apresenta, normalmente, uma relação linear com a mesma. A alteração da sensibilidade dos fusos musculares ou das propriedades das respostas dos neurónios

motores alfa e gama podem estar na origem desta característica [9-10]. Para comprovar se isto se verifica nos doentes do estudo de caso, procedeu-se ao teste de correlação de Spearman. Este teste mostrou que existe relação linear entre o momento de flexão e extensão medidos com a velocidade do movimento. Isto verificou-se para os dois doentes, em ambos os lados do corpo e a todas as velocidades, o que vai de encontro com aquilo que era esperado.

Tabela 2 - Médias dos valores máximos das 5 repetições do Mesqmáx e do Mdirmáx, com o respetivo desvio-padrão, para cada doente, nos movimentos de extensão e flexão, às velocidades de 30°/s, 60°/s e 90°/s.

Movimento	Velocidade (°/s)	Doente A		Doente B	
		Média (Desvio-Padrão) do Mesqmáx (N.m)	Média (Desvio-Padrão) do Mdirmáx (N.m)	Média (Desvio-Padrão) do Mesqmáx (N.m)	Média (Desvio-Padrão) do Mdirmáx (N.m)
Extensão	30	18,4 (0,89)	20,00 (0,30)	17,88 (1,22)	18,62 (0,94)
	60	17,38 (1,50)	21,56 (1,30)	17,38 (1,50)	17,4 (1,40)
	90	20,24 (0,13)	24,96 (2,78)	20,38 (0,18)	20,32 (0,25)
Flexão	30	17,68 (0,18)	19,82 (0,27)	15,60 (0,96)	17,72 (1,37)
	60	17,18 (0,38)	22,90 (1,72)	17,26 (0,35)	17,72 (0,35)
	90	19,82 (0,27)	25,02 (1,64)	19,82 (0,27)	20,06 (0,33)

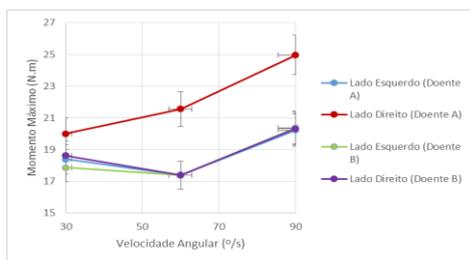


Figura 2 - Média dos valores máximos dos momentos e respetivo desvio padrão de extensão, do lado esquerdo e direito, do doente A e doente B, a 30°/s, a 60°/s e a 90°/s.

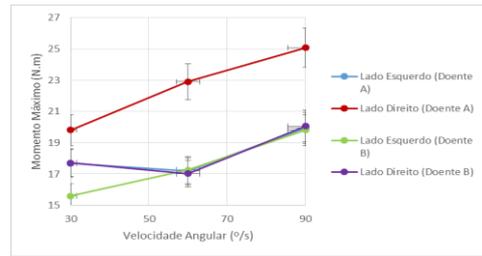


Figura 3 - Média dos valores máximos dos momentos e respetivo desvio padrão de flexão, do lado esquerdo e direito, do doente A e doente B, a 30°/s, a 60°/s e a 90°/s.

Em doentes com espasticidade, pode ocorrer fenómeno de “clasp-knife”, que consiste em um aumento inicial da resistência ao movimento passivo, seguida de um relaxamento repentino, e consequente diminuição dessa resistência. Ocorre, frequentemente, quando se inicia o movimento de flexão de um membro. Este fenómeno pode ser observado nos testes de isocinética [19]. Após a análise dos gráficos da Figura 4 e da Figura 5, verificou-se que ocorreu o fenómeno de “clasp-knife” na transição do movimento de extensão para o movimento de flexão. O mesmo aconteceu para as restantes velocidades.

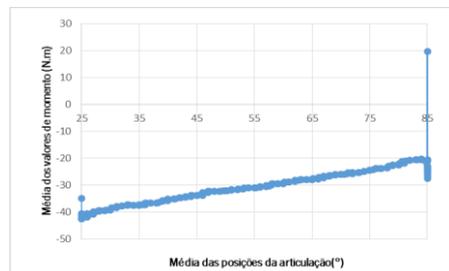


Figura 4 - Média dos valores de momento (N.m) medidos no lado direito do doente A, em função da média das posições da articulação (°) para as 5 repetições. Estes valores dizem respeito ao movimento de flexão a 30°/s.

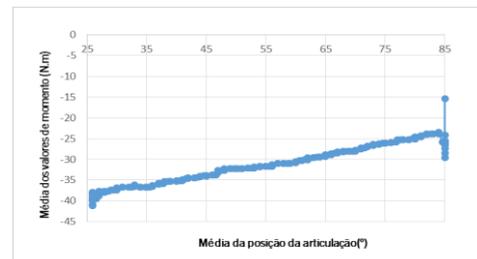


Figura 5 - Média dos valores de momento (N.m) medidos no lado direito do doente B, em função da média das posições da articulação (°) para as 5 repetições. Estes valores dizem respeito ao movimento de flexão a 30°/s.

De acordo com estudos realizados na população-alvo, os músculos mais afetados pela espasticidade são os quadricípetes [12-13]. No teste de isocinética, o momento excêntrico de flexão corresponde aos músculos quadricípetes estendidos e aos isquiotibiais fletidos, já o momento excêntrico de extensão corresponde aos músculos isquiotibiais estendidos e aos quadricípetes fletidos. A resistência ao movimento passivo (aumento da tensão muscular), nos pacientes em estudo, é superior na flexão do joelho, o que significa que a espasticidade se manifestou mais nos músculos quadricípetes do que nos isquiotibiais. Esta verificação está de acordo com o esperado.

Após a realização do estudo de caso, onde se clarificou o problema a resolver. Os principais objetivos que o dispositivo deve apresentar dizem respeito à sua fiabilidade, funcionalidade, simplicidade, versatilidade e acessibilidade. De acordo com estes objetivos e com a definição do problema o diagrama de funções que se conseguiu, onde se definem as funções que o dispositivo deverá desempenhar apresenta-se na Figura 6.

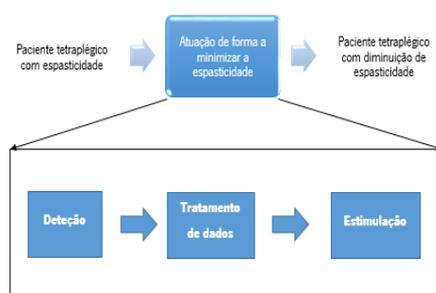


Figura 6 – Diagrama de funções que o dispositivo deve desempenhar.

De acordo com a Figura 6, a entrada representada no diagrama diz respeito ao paciente que apresenta a condição estudada e a saída representa o paciente com a minimização de espasticidade após a atuação do mesmo. A função global do mesmo requer três sub-funções: detecção, tratamento de dados e estimulação. Para que a função global seja cumprida é

necessário que se realizem as sub – funções pela ordem que se apresenta no esquema.

Após a definição de funções aplicou-se o MPI, de forma a se encontrar soluções para a função global definida. Após a análise do ST definida anteriormente, os Princípios Inventivos selecionados foram: 15 – Dinamização, 18 – Vibração e 19 – Ações periódicas. A dinamização tornará o sistema mais dinâmico, flexível ou adaptável pois pretende-se que o dispositivo se adapte à fisionomia dos pacientes analisados no caso de estudo. A vibração poderá atuar como estímulo que irá minimizar a espasticidade [7], [8], [22]. As ações periódicas são um fator a ter em conta porque a vibração deverá ser aplicada durante um tempo limite para não apresentar qualquer tipo de desconforto ao indivíduo que irá recorrer do dispositivo.

Após a análise e aplicação de metodologias de projeto ao problema caracterizado no estudo de caso, que auxiliaram a encontrar o resultado final ideal, prevê-se que o dispositivo execute a sua função de deteção através de um goniómetro por forma avaliar a posição da articulação quando ocorre um sintoma de espasticidade. Como estimulação de forma a atuar sobre esta condição efetuar-se-á um movimento oscilatório, com, por exemplo, piezoelétricos em que as amplitudes, frequências e períodos de onda vibratória serão obtidos pelo padrão eletromiográfico que não foi possível obter pelo estudo de caso, que se realizou anteriormente a este projeto. Contudo e de acordo com Figuière et al (1999), as vibrações de baixa frequência poderão ser utilizadas para a ilusão de movimento, de forma que se o músculo antagonista seja excitado. Uma das hipóteses consideradas foram a utilização de calções de licra com piezoelétricos de forma a executar o estímulo requerido, contudo, como os calções pressionam contra a pele, devido ao fato de serem apertados, tal hipótese verificou-se

inadequada pois verifica-se que existe um aumento de espasticidade.

4 CONCLUSÕES

O teste de isocinética mostrou-se eficaz para distinguir características da espasticidade, como a dependência linear da velocidade e a ocorrência do fenómeno de “clasp-knife”. Um dispositivo que tenha por objetivo minimizar a espasticidade, tendo por base, os doentes do estudo de caso, deverá atuar na minimização da tensão muscular. O local de atuação deverá ser no músculo quadríceps. A amostra em estudo não é estatisticamente significativa, pelo que não é possível extrapolar as conclusões deste trabalho a toda a população. No entanto, é recomendado que o estudo de caso seja realizado com mais doentes, com diferentes níveis de espasticidade na EAM e que os resultados sejam comparados com um grupo de controlo. Assim, poder-se-ão confirmar os resultados do presente trabalho. Após a aplicação dos métodos de projeto referidos, encontrou-se os Princípios Inventivos de dinamização, vibração e ações periódicas. Com isto pretende-se que o dispositivo tenha como função global a atuação com um estímulo vibratório de baixas frequências que permita diminuir a espasticidade. Em que a sua deteção será com um goniómetro de maneira a avaliar a posição em que um sintoma de espasticidade se manifeste e com a colocação de elétrodos, que permite adquirir um padrão eletromiográfico que possibilita ao dispositivo reconhecer quando atuar.

REFERÊNCIAS

- [1] J. W. Lance, “Spasticity: Disorder of Motor Control,” *Year B. Med.*, pp. 485–500, 1980.
- [2] F. Biering-Sørensen, J. B. Nielsen, and K. Klinge, “Spasticity-assessment: a review,” *Spinal Cord*, vol. 44, no. 12, pp. 708–22, Dec. 2006.
- [3] M. M. Adams and A. L. Hicks, “Spasticity after spinal cord injury,” *Spinal Cord*, vol. 43, no. 10, pp. 577–86, Oct. 2005.
- [4] C. Sköld, R. Levi, and A. Seiger, “Spasticity after traumatic spinal cord injury: nature, severity, and location,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 80, no. 12, pp. 1548–57, Dec. 1999.
- [5] J. Ferreira, P. Rodrigues, F. Soares, and J. Machado, “Assisted system for spasticity quantification,” in *21st Brazilian Congress of Mechanical Engineering*, 2011.
- [6] H. Teive, M. Zonta, and Y. Kumagai, “TRATAMENTO DA ESPASTICIDADE,” *Arq Neuropsiquiatr*, vol. 56, no. 4, pp. 852–858, 1998.
- [7] N. Murillo, H. Kumru, J. Vidal-Samsó, J. Benito, J. Medina, X. Navarro, and J. Valls-Sole, “Decrease of spasticity with muscle vibration in patients with spinal cord injury,” *Clin. Neurophysiol.*, vol. 122, no. 6, pp. 1183–1189, Jun. 2011.
- [8] S. Figueira, P. Romaguère, J. Gilhodes, and J. Roll, “Antagonist motor responses correlate with kinesthetic illusions induced by tendon vibration,” *Exp. Brain Res.*, vol. 124, pp. 342–350, 1999.
- [9] G. Pahl, W. Beitz, J. Feldhusen, and K. H. Grote, *Engineering Design: A systematic Approach*. Springer, 2007.
- [10] I. C. T. Santos and G. S. Gazelle, “Modeling of the medical device development process.”
- [11] M. A. Carvalho and N. Black, “Uso dos conceitos fundamentais da TRIZ e do método dos Princípios inventivos no desenvolvimento de produtos,” in *3º Congresso Brasileiro de Gestão de Desenvolvimento de Produto*, 2001.
- [12] D. Akay, A. Demiray, and M. Kurt, “Collaborative tool for solving human factors problems in the manufacturing environment: the Theory of Inventive Problem Solving Technique (TRIZ) method,” *Int. J. Prod. Res.*, vol. 46, no. 11, pp. 2913–2925, Jun. 2008.
- [13] D. Mann, “An Introduction to TRIZ: The Theory of Inventive Problem Solving,” *Creat. Innov. Manag.*, vol. 10, no. 2, pp. 123–125, Jun. 2001.
- [14] K. Ulrich and S. Eppinger, *Product Design and Development*. Singapore: MacGraw-Hill International Edition, 2008.
- [15] C. F. AQUINO, D. V. VAZ, R. S. BRÍCIO, P. L. P. SILVA, J. M. OCARINO, and S. T. FONSECA, “A Utilização da Dinamometria Isocinética nas Ciências do Esporte e Reabilitação,” *Rev. Bras. Ciência e Mov.*, vol. 15, no. 1, pp. 93–100, 2007.
- [16] P. Carvalho and N. Puga, “A avaliação isocinética - joelho,” *Rev. Med. Desportiva*, vol. 1, no. 4, pp. 26–28, 2010.
- [17] K. Firoozbakhsh, C. Kunkel, A. Scremin, and M. S. Moneim, “Isokinetic dynamometric technique for spasticity assessment,” *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 72, pp. 379 – 385, 1993.
- [18] K. Perelli, A. Scremin, and C. Kunkel, “Quantifying muscle tone in spinal cord injury patients using isokinetic dynamometric techniques,” *Paraplegia*, vol. 34, no. 1, pp. 46–53, 1996.
- [19] M. Akman, R. Bengi, M. Karatas, S. Kılınc, S. Sözcü, and R. Özker, “Assessment of spasticity using isokinetic dynamometry in patients with spinal cord injury,” *Spinal Cord*, vol. 37, no. 9, pp. 638–643, Sep. 1999.
- [20] L. Vodovnik, B. R. Bowman, and T. Bajd, “Dynamics of spastic knee joint,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 22, pp. 63–69, 1984.
- [21] T. H. Kakebeeke, H. Lechner, M. Baumberger, J. Denoth, D. Michel, and H. Knecht, “The importance of posture on the isokinetic assessment of spasticity,” *Spinal Cord*, pp. 236–243, 2002.
- [22] K. Hagbarth, E. Hagbarth, and G. Eklund, “The effects of muscle vibration in spasticity, rigidity, and cerebellar disorders,” *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 31, pp. 207–213, 1968.