










DOI 10.20396/conex.v17i0.8658252

Artigo Original

Teste e Reteste da avaliação da espasticidade e sinais mecanomiográficos de flexores e extensores de cotovelo em atleta de Bocha Paralímpica com Paralisia Cerebral - Estudo Piloto

Elgison da Luz dos Santos¹ Maria de Fátima Fernandes Vara¹ Maira Ranciaro¹ Wally auf der Strasse² Guilherme Nunes Nogueira Neto¹ Cláudio Diehl Nogueira³ José Irineu Gorla⁴ Percy Nohama^{1,2} 

RESUMO

Objetivo: Avaliar a eficácia da mecanomiografia (MMG) para classificação de atletas na bocha paralímpica. **Método:** Neste estudo piloto, o voluntário selecionado com Paralisia Cerebral, foi avaliado empregando o teste de espasticidade (ASAS) nos braços direito e esquerdo, coletados os dados de mecanomiografia durante esse teste, por meio de dois sensores de MMG. O sensor 1 foi fixado na superfície da pele, no ponto motor dos flexores do cotovelo e o sensor 2, no ponto motor dos extensores do cotovelo. Os sinais de MMG foram processados utilizando o software MATLAB®, no qual o desvio padrão foi determinado para cada eixo de cada sensor, como também a média dos desvios entre sessões para os lados direito e esquerdo dos músculos flexores e extensores dispostos para cada avaliador. **Resultados:** Constataram-se diferenças numéricas entre as médias dos desvios para cada avaliador do mesmo grupo muscular do mesmo braço; porém, estas diferenças são sutis e mostram um padrão para o sinal mecanomiográficos mesmo quando diferentes avaliadores utilizam realizam o teste. **Conclusão:** Conclui-se que a MMG é viável na utilização de identificação espasticidade e os valores da média de todas as avaliações dos avaliadores 1 e 2 no grupo de flexores (MSD) foi mantida entre 0,1723 mV (Y) e 0,1225 mV (Z), 0,1904 (Y) mV a 0,1601mV (Z), não havendo divergência entre os avaliadores, mas caso houvesse o MMG seria fundamental na avaliação de espasticidade.

Palavras-chave: Mecanomiografia. Paralisia Cerebral. Atividade física adaptada.

¹ Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba - PR, Brasil.

² Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba - PR, Brasil.

³ Universidade Castelo Branco, Faculdade de Educação e Desporto, Rio de Janeiro - RJ, Brasil.

⁴ Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física, Campinas - SP, Brasil.

Percy Nohama, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Escola Politécnica, Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. Rua Imaculada Conceição, Prado Velho, CEP 80215901 - Curitiba, PR - Brasil, E-mail: percy.nohama@gmail.com.

Recebido em: 10 dez. 2019

Aprovado em: 8 mar. 2020

Test and Retest of Spasticity and Mechanomyographic Signs of Elbow Flexors and Extenders in Paralympic Boccia Athlete who has Cerebral Palsy - Pilot Study

ABSTRACT

Objective: The study aimed to evaluate the effectiveness of mechanomyography (MMG) in the classification of Paralympic boccia athletes. **Method:** In this pilot study, the volunteer selected with Cerebral Palsy was evaluated using the spasticity test (ASAS) on the right and left arms, collecting mechanomyographic data during this test, using two MMG sensors. Sensor 1 was fixed to the skin surface at the motor point of the elbow flexors and sensor 2 was fixed to the motor point of the elbow extensors. MMG signals were processed using the MATLAB® software, in which the standard deviation was determined for each axis of each sensor, as well as the average of the deviations between sessions for the right and left sides of the flexor and extensor muscles arranged for each evaluator. **Results:** There were numerical differences between the mean deviations for each rater of the same muscle group in the same arm; however, these differences are subtle and show a pattern for the mechanomyographic signal even when different evaluators use perform the test. **Conclusion:** It was concluded that MMG is viable in the use of spasticity identification and the mean values of all evaluations of evaluators 1 and 2 in the flexor group (MSD) were kept between 0.1723 mV (Y) and 0.1225 mV (Z), 0.1904 (Y) mV to 0.1601 mV (Z), with no divergence among the evaluators, but if there was the MMG it would be fundamental in the evaluation of spasticity.

Keywords: Mechanomyography. Cerebral Palsy. Adapted physical activity.

Prueba y nueva prueba de espasticidad y signos mecanomiográficos de flexores y extensores de codo en atleta con parálisis cerebral de bochas adaptadas - Estudio piloto

RESUMEN

Objetivo: El estudio avalió la eficacia de la mecanomiografía (MMG) en la clasificación de atletas paralímpicos de bochas. **Método:** En este estudio piloto, el voluntario seleccionado con parálisis cerebral fue evaluado utilizando la prueba de espasticidad (ASAS) en los brazos derecho e izquierdo, recolectando datos mecanomiográficos durante esta prueba, utilizando dos sensores MMG. El sensor 1 se fijó a la superficie de la piel en el punto motor de los flexores del codo y el sensor 2 se fijó al punto motor de los extensores del codo. Las señales MMG se procesaron utilizando el software MATLAB®, en el que se determinó la desviación estándar para cada eje de cada sensor, así como el promedio de las desviaciones entre sesiones para los lados derecho e izquierdo de los músculos flexores y extensores dispuestos para cada evaluador. **Resultados:** Hubo diferencias numéricas entre las desviaciones medias para cada evaluador del mismo grupo muscular en el mismo brazo; sin embargo, estas diferencias son sutiles y muestran un patrón para la señal mecanomiográfica, incluso cuando diferentes evaluadores usan la prueba. **Conclusión:** Se concluyó que MMG es viable en el uso de la identificación de espasticidad y los valores medios de todas las evaluaciones de los evaluadores 1 y 2 en el grupo de flexores (MSD) se mantuvieron entre 0.1723 mV (Y) y 0.1225 mV (Z), 0.1904 (Y) mV a 0.1601 mV (Z), sin divergencia entre los evaluadores, pero si existiera el MMG sería fundamental en la evaluación de la espasticidad.

Palabras clave: Mecanomiografía. Parálisis cerebral. Actividad física adaptada.

INTRODUÇÃO

A bocha paralímpica é um esporte praticado por atletas com comprometimento nos quatro membros. Três das quatro classes do esporte possibilitam a participação da pessoa com paralisia cerebral (PC). Os atletas das classes BC1 e BC2 seguram a bola para arremessar. Na classe BC3, o atleta utiliza uma calha para o lançamento da bola. Nesse caso, o atleta pode ter força, mas não coordenação suficiente para lançar uma bola manualmente (BISFED, 2019). As classificações dos atletas são baseadas em avaliações funcionais, que também leva em consideração os níveis de espasticidade. Assim, os atletas são avaliados por profissionais experientes usando a escala ASAS (Australian Spasticity Assessment Scale). No entanto, esta escala é subjetiva, o que pode gerar discordância, por depender da experiência do classificador (VAZ *et al.*, 1999). Assim, existem poucos estudos quantitativos sobre a análise do nível de espasticidade e que poderiam auxiliar na divergência na classificação. Os métodos de avaliação quantitativa de espasticidade geralmente envolvem abordagens biomecânica ou neurofisiológica (BECK *et al.*, 2005; ALVES; SEJDIĆ; SAHOTA, 2010). O primeiro costuma usar equipamento de alto custo (por exemplo, equipamento isocinético). Isso torna a avaliação dispendiosa e difícil de operar em clínicas e hospitais, além da desconsideração dos aspectos neurais da espasticidade. Por outro lado, a abordagem neurofisiológica leva em consideração os aspectos neurais, pois mede a excitabilidade dos neurônios motores alfa e gama e inclui os reflexos da onda H, onda F e tendão. No entanto, ainda são necessárias correlações mais claras nessa forma de abordagem.

Uma opção de avaliação quantitativa da espasticidade que vem sendo estudada é a mecanomiografia (MMG), uma técnica não invasiva que, por meio de acelerômetros, capta vibração muscular e tem sido utilizada em diversos estudos para fornecer informações sobre sinais de vibração muscular (NOGUEIRA-NETO, 2005). Autores como Beck *et al.* (2005) e Alves, Sejdić e Sahota (2010) já demonstraram a efetividade da mecanomiografia na análise da contração muscular. Mais recentemente, Santos *et al.* (2016) investigaram a correlação dos sinais de MMG durante a avaliação da espasticidade pela escala ASAS dos grupos musculares flexores e extensores de joelho e/ou cotovelo em pacientes com diferentes diagnósticos. Os autores mostraram que houve correlação entre a escala clínica e os sinais de MMG.

Os resultados apresentados por Santos *et al.* (2016) inferiram que a MMG pode ser uma opção para auxiliar os avaliadores na classificação dos atletas, além de poder ser utilizada em clínicas médicas e de reabilitação, que também necessitam determinar o nível do acometimento de forma segura para selecionar a terapêutica adequada. Para isso, urge realizar novas investigações que mostrem a coerência dos sinais de MMG em avaliações realizadas pelo mesmo avaliador, em diferentes momentos e por diferentes avaliadores, para assegurar a eficiência desta abordagem de avaliação.

Diante disso, o objetivo deste estudo artigo foi analisar as diferenças do sinal mecanomiográficos de flexores e extensores de cotovelo de ambos os braços, de uma atleta de Boccia com Paralisia Cerebral durante teste e reteste de avaliação da espasticidade, realizados por dois profissionais experientes.

MÉTODO

Este estudo faz parte de uma pesquisa aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Humanos da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), sob o registro 2.745.072/2018. Antes da coleta de dados, foram esclarecidos em detalhes sobre os objetivos e procedimentos, os possíveis riscos e benefícios, assim como obteve-se a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido autorizando a participação do voluntário na pesquisa. A coleta de dados foi realizada na sede da Associação de Pessoas com Deficiência Física do Paraná (ADFP), no mês de agosto de 2019, com uma voluntária do sexo feminino, com 25 anos e diagnóstico clínico de paralisia cerebral, atleta de Bocha classe BC2, com espasticidade em todos os membros.

INSTRUMENTAÇÃO DE AQUISIÇÃO DOS DADOS

Para aquisição de dados, foi utilizado um sistema MMG desenvolvido no laboratório de Engenharia de Reabilitação da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, por Nogueira Neto [10]. O sistema contém sensores triaxiais Freescale MMA7260Q (13x18mm, 0,94g), com uma sensibilidade de 800 mV/G a 1,5G. O programa foi desenvolvido em uma plataforma LabVIEW®, codificada para a aquisição de sinais MMG. O sistema também engloba uma placa de aquisição NI-USB 6221 (National Instruments®), com taxa de amostragem de 1 kHz. Os sinais foram arquivados em formato edf.

POSICIONAMENTO DO VOLUNTÁRIO E DOS SENSORES

Para a coleta de dados, o voluntário permaneceu sentado na cadeira de rodas, com o membro superior a ser avaliado maximamente relaxado e ao lado do corpo. Sensores de MMG foram posicionados na pele do voluntário, sobre os músculos bíceps (Sensor 1) e tríceps braquial (Sensor 2), distribuídos de modo equidistante entre o cotovelo e o ombro.

AVALIAÇÃO PELA ASAS E AQUISIÇÃO DA MMG

Para a avaliação da espasticidade pela ASAS, os avaliadores mantiveram uma mão estabilizando a articulação do cotovelo e a outra posicionada no punho/mão do voluntário enquanto executavam os movimentos de flexão e extensão passiva do

cotovelo, em velocidade controlada por meio de um metrônomo (60 bpm) e, conforme a resistência imposta ao movimento passivo, os avaliadores determinavam o grau de espasticidade, enquanto, simultaneamente, eram coletados os sinais de MMG. Durante o teste, o movimento era iniciado em extensão máxima (Figura 1-A) até atingir a máxima flexão (Figura 1-B) do cotovelo. Ressalta-se que durante a coleta de dados foi estabilizada a pelve, costas e pés da voluntária com apoio da própria cadeira, além de instruí-la de forma verbal para manter os músculos do corpo completamente relaxados (o máximo possível) durante o protocolo, evitando, assim, a interferência causada pelo artefato de movimento nos sensores MMG.



Figura 1 – Posicionamento da voluntária na cadeira com cotovelo na máxima extensão (A) e flexão (B) possível para a avaliada, durante realização da ASAS.

TESTE E RETESTE

Durante o ensaio experimental, cada avaliador realizou 10 testes em cada articulação, conforme ilustrado na figura 1. Inicialmente, o avaliador 1 realizou o teste de espasticidade (ASAS) no membro superior direito (MSD). Após um intervalo de 10 min, o avaliador 2 realizou o teste utilizando o mesmo protocolo estabelecido para o estudo. Sempre mantendo um intervalo de 10 min entre as avaliações, o teste foi realizado 10 vezes em cada braço direito e esquerdo, pelo avaliador 1 e 10 vezes em cada braço pelo avaliador 2, sempre intercalando os avaliadores e sem comunicação entre eles.

PROCESSAMENTO DOS DADOS

O processamento do sinal MMG foi realizado com a utilização do software MATLAB® (MathWorks®, Inc. v. R2017b). Os sensores triaxiais do MMG registraram as vibrações em três direções ortogonais: perpendicular (Z), transversal (X) e

longitudinal (Z) às fibras musculares do braço. O desvio padrão foi calculado para cada eixo de cada sensor, assim como a média dos desvios entre sessões para os lados direito e esquerdo e disposto para cada avaliador e grupo muscular avaliado.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

RESULTADOS

As tabelas 1 e 2 apresentam os resultados dos desvios padrões para o braço direito do voluntário. A tabela 1 representa os desvios padrão para cada eixo do sensor 1 (X1, Y1, Z1) e a média das sessões para cada avaliador em relação ao músculo flexor, enquanto a tabela 2 representa os desvios padrão para cada eixo do sensor 2 (X2, Y2, Z2) e a média das sessões para cada avaliador em relação ao músculo extensor.

Tabela 1 - Desvio padrão de cada avaliador para cada eixo do sensor 1 dos músculos flexores do braço direito do voluntário

Desvio padrão de cada avaliador referente ao musculo flexor do braço direito								
Avaliação	ASAS	Avaliador 1			ASAS	Avaliador 2		
		Desvio padrão flexores				Desvio padrão flexores		
		x1	y1	z1		x1	y1	z1
1	2	0,1496	0,1603	0,1428	2	0,1619	0,1747	0,1579
2	2	0,0336	0,0427	0,0481	2	0,1534	0,1659	0,1492
3	2	0,1879	0,2018	0,1831	2	0,0932	0,1029	0,0920
4	2	0,1330	0,1436	0,1291	2	0,0857	0,0949	0,0841
5	2	0,1867	0,2007	0,1810	2	0,0271	0,0388	0,0275
6	2	0,1858	0,2001	0,1823	2	0,1297	0,1408	0,1266
7	2	0,2151	0,2311	0,2085	2	0,2037	0,2191	0,1976
8	2	0,1514	0,1637	0,1489	2	0,1780	0,1918	0,1726
9	2	0,2086	0,2244	0,2046	2	0,1512	0,1635	0,1473
10	2	0,1427	0,1542	0,1415	2	0,0700	0,0788	0,0702
Média Avaliações		0,1594	0,1723	0,1570		0,1254	0,1371	0,1225

Tabela 2 - Desvio padrão de cada avaliador para cada eixo do sensor 2 dos músculos extensores do braço direito do voluntário

Desvio padrão de cada avaliador referente ao musculo extensor do braço direito								
Avaliação	Avaliador 1			Avaliador 2				
	ASAS	Desvio padrão extensores			ASAS	Desvio padrão extensores		
		x2	y2	z2		x2	y2	z2
1	2	0,1608	0,1405	0,1643	2	0,1777	0,1590	0,1826
2	2	0,0663	0,0392	0,0854	2	0,1689	0,1509	0,1752
3	2	0,2038	0,1835	0,2054	2	0,1098	0,0926	0,1236
4	2	0,1470	0,1288	0,1548	2	0,1020	0,0846	0,1175
5	2	0,2019	0,1825	0,2043	2	0,0547	0,0291	0,0849
6	2	0,2033	0,1833	0,2050	2	0,1453	0,1283	0,1542
7	2	0,2311	0,2106	0,2315	2	0,2201	0,2002	0,2219
8	2	0,1680	0,1498	0,1729	2	0,1937	0,1752	0,1981
9	2	0,2271	0,2059	0,2271	2	0,1669	0,1494	0,1735
10	2	0,1599	0,1398	0,1635	2	0,0888	0,0717	0,1067
Média Avaliações		0,1769	0,1564	0,1814		0,1428	0,1241	0,1538

As tabelas 3 e 4 apresentam os resultados dos desvios padrão para o braço esquerdo do voluntário. A tabela 3 representa os desvios padrão para cada eixo do sensor 1 (X1, Y1, Z1) e a média das sessões para cada avaliador em relação ao músculo flexor, enquanto a tabela 4 representa desvios padrão para cada eixo do sensor 2 (X2, Y2, Z2) e a média das sessões para cada avaliador em relação ao musculo extensor.

Tabela 3 - Desvio padrão de cada avaliador para cada eixo do sensor 1 dos músculos flexores do braço esquerdo do voluntário

Desvio padrão de cada avaliador referente ao músculo flexor do braço esquerdo								
Avaliação	Avaliador 1			Avaliador 2				
	ASAS	Desvio padrão flexores			ASAS	Desvio padrão flexores		
		x1	y1	z1		x1	y1	z1
1	2	0,1168	0,1273	0,1159	2	0,1783	0,1919	0,1755
2	2	0,2087	0,2245	0,2033	2	0,1688	0,1822	0,1648
3	2	0,1690	0,1824	0,1650	2	0,2110	0,2270	0,2055
4	2	0,1919	0,2066	0,1870	2	0,0264	0,0377	0,0335
5	2	0,1602	0,1731	0,1568	2	0,1742	0,1878	0,1698
6	2	0,1295	0,1407	0,1275	2	0,1686	0,1820	0,1646
7	2	0,2171	0,2333	0,2117	2	0,2276	0,2446	0,2215
8	2	0,2171	0,2334	0,2117	2	0,2223	0,2390	0,2164
9	2	0,1504	0,1627	0,1475	2	0,1983	0,2134	0,1939
10	2	0,0708	0,0794	0,0747	2	0,1843	0,1987	0,1803
Média Avaliações		0,1632	0,1763	0,1601		0,1760	0,1904	0,1726

Tabela 4 - Desvio padrão de cada avaliador para cada eixo do sensor 2 dos músculos extensores do braço esquerdo do voluntário

Desvio padrão de cada avaliador referente ao músculo extensor do braço esquerdo								
Avaliação	ASA S	Avaliador 1			ASAS	Avaliador 2		
		Desvio padrão extensores				Desvio padrão extensores		
		x2	y2	z2		x2	y2	z2
1	2	0,1337	0,1167	0,1430	2	0,1959	0,1772	0,1996
2	2	0,2259	0,2055	0,2271	2	0,1854	0,1667	0,1901
3	2	0,1852	0,1666	0,1896	2	0,2285	0,2077	0,2296
4	2	0,2086	0,1891	0,2109	2	0,0575	0,0286	0,0821
5	2	0,1768	0,1582	0,1818	2	0,1906	0,1713	0,1942
6	2	0,1459	0,1283	0,1540	2	0,1848	0,1660	0,1890
7	2	0,2349	0,2140	0,2354	2	0,2455	0,2244	0,2458
8	2	0,2351	0,2138	0,2355	2	0,2400	0,2188	0,2404
9	2	0,1668	0,1486	0,1727	2	0,2161	0,1960	0,2178
10	2	0,0921	0,0716	0,1069	2	0,2016	0,1825	0,2052
Média Avaliações		0,1805	0,1612	0,1857		0,1946	0,1739	0,1994

DISCUSSÃO

A determinação quantitativa dos níveis de espasticidade é fundamental nos dias de hoje e será muito útil tanto para a reabilitação quanto para auxiliar na classificação de atletas. Em algumas pesquisas, começou-se a aplicar a MMG na avaliação da espasticidade e vem sendo indicada como uma opção adequada de avaliação porque permitirá a obtenção de dados quantitativos, precisos e, associados ao conhecimento clínico, tornará a avaliação com menor risco de erros. No entanto, ainda há pouca descrição do uso da MMG durante a avaliação clínica da espasticidade. Por isso, o presente estudo investigou a resposta do sinal de MMG durante diferentes momentos de avaliação da espasticidade de uma única atleta, para verificar se os sinais apresentariam o mesmo padrão em todas as avaliações, mesmo quando executados por diferentes avaliadores.

As análises dos desvios padrão referentes aos braços direito e esquerdo do atleta pesquisado, pelos dois fisioterapeutas clínicos experientes, mostraram diferenças numéricas na média das avaliações. No entanto, essas diferenças numéricas são sutis, conforme dados demonstrados nas Tabelas I e III. Dessa forma a avaliação da espasticidade muscular de maneira quantitativa, por meio da tecnologia de MMG houve uma coerência nos sinais durante os testes. Isto denota que o padrão dos sinais é mantido e sem apresentar grande variabilidade, mesmo quando aplicado por diferentes avaliadores. Esses resultados vem ao encontro com estudos de Krueger *et al.* (2012), que investigaram a possibilidade de identificar espasticidade nos músculos dos membros inferiores durante o reflexo de alongamento (movimento passivo rápido) que apresentaram diferenças entre o MAS

0 e o MAS 1. No estudo, o processamento foi realizado a partir da integral do sinal (MMGINT) e, neste caso, a integral foi maior no grupo MAS igual a 1, em relação ao grupo MAS igual a 0.

Em outra linha de pesquisa e ainda mais recentemente, Jun et. al (2018) também investigaram a correlação do MAS (níveis 0, 1 e 2) entre três médicos e também com sinais MMG e EMG. Para a coleta de dados, os autores foram baseados no estudo de Krueger et al (2012). Os resultados Jun et. al. (2018) indicam que a maioria dos coeficientes de concordância entre o MAS não foi estatisticamente significativa, enquanto a razão entre os músculos normais e espásticos no MMG e EMG mostrou diferença estatisticamente significativa ($p = 0,01$, $p = 0,02$, respectivamente). Isso também reforça os achados do presente estudo piloto, pois embora nossos resultados tenham mostrado pequenas variações numéricas entre os diferentes avaliadores, os sinais permaneceram em uma faixa muito próxima, não causando uma lacuna muito grande entre os avaliadores.

Para este estudo, os avaliadores classificaram a espasticidade manualmente. Ambos os avaliadores atribuíram o nível de espasticidade às cegas para o voluntário. Embora o MAS possa apresentar divergências entre os avaliadores, neste caso, não houve discordâncias. Provavelmente, essa coerência nos dados se deve ao fato de os dois avaliadores serem especialistas na execução do teste, com mais de 10 anos de atividade de trabalho na área e também porque as condições ambientais foram mantidas iguais durante as duas coletas. E esta coerência também foi mantida no sinal de MMG, onde se percebe que os valores da média de todas as avaliações dos avaliadores 1 e 2 no grupo de flexores (MSD) foi mantida entre 0,1723 mV (Y) e 0,1225 mV (Z), 0,1904 (Y) mV a 0,1601mV (Z). Essas pequenas variações numéricas da MMG, mesmo estando a espasticidade classificada pelo teste manual no mesmo nível, denota que a MMG pode detectar pequenas variações que o teste manual não permite. Isto porque a sensibilidade do sensor permite captar pequenas variações na vibração que o avaliador não consegue detectar. No entanto, estudos com maior amostra devem ser realizado para determinar se há maior sensibilidade estatisticamente.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Considerando os resultados deste estudo, é possível observar que o sinal MMG apresentou diferenças numéricas entre os testes e retestes para ambos os avaliadores; porém, o sinal manteve coerência entre os testes realizados. Os valores da média de todas as avaliações dos avaliadores 1 e 2 no grupo de flexores foi mantida entre 0,1723 mV (Y) e 0,1225 mV (Z) no MSD e entre 0,1904 (Y) mV a 0,1601mV (Z) no MSE. Essas pequenas variações inferem que o sinal de MMG pode apresentar uma sensibilidade e exatidão maior que as escalas clínicas, onde pequenas variações não detectadas no teste manual são percebidas no equipamento

de MMG. No entanto, novos estudos são necessários para determinar uma correlação intra e inter avaliadores, utilizando-se de uma amostra maior, para que possa observa-lo como um meio mais objetivo para a avaliação de Pessoas com Paralisia Cerebral.

AGRADECIMENTOS

Agradecimento ao voluntário, que colaborou nesta pesquisa, bem como à Fundação Araucária e ao CNPq por bolsas de estudo e apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

REFERÊNCIAS

ALVES, Natasha; SEJDIĆ, Ervin; SAHOTA, Bhupinder; CHAU, Tom. The effect of accelerometer location on the classification of single-site forearm mechanomyograms. *BioMedical Engineering OnLine*. v. 9, n. 23, 2010. Disponível em: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-9-23>.

BECK, Travis W; HOUSH, Terry J; CRAMER, Joel T; WEIR, Joseph P; JOHNSON, Glen O; COBURN, Jared W; MALEK, Moh H; MIELKE, Michelle. Mechanomyographic amplitude and frequency responses during dynamic muscle actions: a comprehensive re-view. *BioMedical Engineering OnLine*. v. 4, n. 67, 2005. Disponível em: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-4-67>.

BISFED. Bocha International Sports Federation. Classification Rules. Disponível em: <http://www.bisfed.com/wp-content/uploads/2014/01/BISFed-Boccia-Classification-Rules-2nd-Edition-2013.pdf>.

CREMA Chiara Maria Tha; DOS SANTOS, Ana Paula Bertole Cirino; MAGÁRIO, Luiza Previato Trevisan; CALDAS, Carla Andrea Cardoso Tanuri; RIBERTO, Marcelo. Práticas de bloqueios neuromusculares para o tratamento da espasticidade no Brasil. *Revista Acta Fisiátrica*, v. 23, n. 3, p. 150-154, 2016. Disponível em: <http://www.revistas.usp.br/actafisiatrica/article/view/137664>.

KRUEGER, Eddy, SCHEEREN, Eduardo M; NOGUEIRA-NETO, Guilherme Nunes; BUTTON, Vera Lúcia da Silveira Nantes; NOHAMA, Percy. A new approach to assess the spasticity in hamstrings muscles using mechanomyography antagonist muscular group. *Europe PMC*. Disponível em: <https://europepmc.org/article/med/23366325>.

NOGUEIRA-NETO, Guilherme Nunes. Viabilidade do emprego de mecanomiografia no controle motor artificial em lesados medulares empregando estimulação elétrica neuromuscular. Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - Universidade Estadual de Campinas, 2013.

SANTOS, Elgisos da Luz dos; SANTOS, M C; KRUEGER, Eddy; NOGUEIRA-NETO, Guilherme Nunes; NOHAMA, Percy. Mechanomyography signals in spastic muscle and the correlation with the modified Ashworth scale. In: 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016. p. 3789–3792. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7591553>.

VAZ, Marco Aurelio; HERZOG, Walter. A mecanomiografia como técnica não invasiva para o estudo da função muscular. *Movimento*, v. 5, n. 10, p. 15-20, 1999. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/handle/10183/19336>.

WANG, Hui; WANG, Lei; XIANG, Yun; ZHAO, Ning; LI, Xiangxin; CHEN, Shixiong; LIN, Chuang; LI, Guanglin. Assessment of elbow spasticity with surface electromyography and mechanomyography based on support vector machine. In: 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2017, p. 3860–3863. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8037699>.