



Universidade de Brasília

FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA (FEF)

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU EM EDUCAÇÃO FÍSICA

CARLOS MÁRCIO CORDEIRO VIANA

**Confiabilidade da avaliação eletroencefalográfica na área
sensório-motora em indivíduos com Doença de Parkinson.**

Brasília

Agosto de 2017

CARLOS MÁRCIO CORDEIRO VIANA

Confiabilidade da avaliação eletroencefalográfica na área sensório-motora em indivíduos com Doença de Parkinson.

Dissertação de mestrado acadêmico apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade de Brasília, linha de pesquisa – exercícios físicos e reabilitação em populações especiais, como requisito final à obtenção do título de Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Wagner Rodrigues Martins

Brasília
Agosto de 2017

Ao meu saudoso e eterno pai.

Por todos os ensinamentos e exemplos para a vida.

João Carlos Muniz Viana (in memoriam)

AGRADECIMENTOS

Agradeço à oportunidade de desenvolvimento desse estudo com foco na reabilitação neuromotora de doenças degenerativas do Sistema Nervoso Central, particularmente, a Doença de Parkinson.

Agradeço o apoio e ensinamentos contínuos do Prof. Dr. Wagner Martins, que oportunizou este projeto, mesmo com todas as dificuldades de tempo, de prazos e logísticas da pesquisa.

A estimada, solícita e referência acadêmica e profissional Prof. Dra Ana Clara Bonini, pela inestimável colaboração na elaboração desse projeto.

Aos exemplos de dedicação e amor ao trabalho aprendidos com Dona Márcia, minha querida Mãe, minha fortaleza e porto seguro. O desejo de querer fazer diferente, a busca constante por conhecimento, crescimento pessoal e espiritual, legado deixado por meu inesquecível e eterno Pai.

À minha amada esposa Vanessa, por entender e acreditar nesse projeto de crescimento profissional e pessoal. Por todo o cuidado e carinho nos momentos de angústias e ansiedades.

Ao apoio e presteza do amigo e Prof. Msc Ivo Oscar Donner, sempre disponível em esclarecer dúvidas e contratempos relativos ao equipamento e a técnica de biofeedback.

Aos amigos de trabalho da Secretaria de Saúde e do Centro Universitário Euro Americano, aos colegas de pós-graduação da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, que com muito carinho e generosidade, viabilizaram, influenciaram e promoveram o desenvolvimento desse trabalho.

Agradeço o apoio e paciência de familiares e amigos com minhas ausências. Aos queridos e prestativos voluntários nesse estudo.

RESUMO

Introdução: A carência de estudos que investigam a confiabilidade do processo que envolve a avaliação da atividade elétrica cortical por meio do eletroencefalograma (EEG) em indivíduos com doença de Parkinson (DP) tem limitado o uso dessa ferramenta no diagnóstico e reabilitação neurofuncional. Determinar, portanto, o erro sistemático e a variabilidade biológicas inerentes ao uso desse instrumento podem levar à uma melhor compreensão da relação entre as reais modificações clínicas do paciente após um intervenção e o que pode ser atribuído justamente ao erro associado ao processo de mensuração. **Metodologia:** Trata-se de um estudo de confiabilidade com medidas de teste e reteste respeitando um intervalo de sete dias. Participaram do estudo indivíduos adultos diagnosticados com Doença de Parkinson idiopática (média de idade 67.88 [±9.78] anos). A atividade elétrica cortical dos participantes foi medida por meio de EEG durante a realização de uma tarefa motora que simula uma atividade instrumental do dia a dia por um único avaliador. Durante a tarefa motora a captação dos sinais elétricos corticais foi realizada por um canal de EEG com o par de eletrodos posicionados no sítio de Cz-Pz. Para aquisição e tratamento do sinal elétrico utilizamos o equipamento *ProComp Infiniti* e o *Software Biograph Infiniti*. A média da amplitude do sinal do ritmo sensório-motor (RSM μ V) obtido em Cz-Pz durante a realização da tarefa motora foi utilizada como variável de comparação entre o teste e reteste para determinar a confiabilidade relativa (teste de *Wilcoxon*, coeficiente de correlação intraclass [CCI]), confiabilidade absoluta (representação gráfica de *Bland-Altman*) e mudança mínima detectável (MMD). **Resultados:** O teste de *Wilcoxon* demonstrou não existir diferença estatisticamente significativa entre as medianas do RSM entre o teste e o reteste ($p = 0.99$). CCI demonstrou moderada e significativa confiabilidade das medidas do RSM entre o teste e o reteste (0.576 ; $p = 0.017$). O método de representação gráfica de *Bland-Altman* demonstrou um erro sistemático de 0.6μ V e um erro aleatório de 5.40 a $-4,30 \mu$ V. A MMD foi de $4,17 \mu$ V. **Conclusão:** A medida do RSM por meio de EEG em Cz-Pz após teste e reteste de uma tarefa motora demonstrou moderada confiabilidade relativa e baixo erro sistemático, o qual poderá ser utilizado em futuros estudos e na prática profissional como estimativa de erro associadas às mensurações no indivíduo com doença de Parkinson. Contudo, fazem-se necessários estudos que correlacionem mudanças clínicas motoras as amplitudes do RSM na área sensório-motora na DP.

Palavras-Chaves: Eletroencefalograma, Ritmo sensório-motor, Confiabilidade, Doença de Parkinson.

ABSTRACT

Introduction: The lack of studies investigating the reliability of the process involving the evaluation of cortical electrical activity through the electroencephalogram (EEG) in individuals with Parkinson's disease (PD) has limited the use of this tool in neurofunctional diagnosis and rehabilitation. Therefore, determining the systematic error and biological variability inherent to the use of this instrument can lead to a better understanding of the relationship between the actual clinical changes of the patient after an intervention and what can be attributed precisely to the error associated with the measurement process. **Methodology:** This is a reliability study with test and retest measures, respecting an interval of seven days. Adult subjects diagnosed with idiopathic Parkinson's disease (mean age = 67.88 [\pm 9.78] years) participated in the study. The cortical electrical activity of the participants was measured by means of EEG during the accomplishment of a motor task that simulates an instrumental activity of the day by day by a single evaluator. During the motor task, cortical electrical signal capture was performed by an EEG channel with the pair of electrodes positioned at the Cz-Pz site. For the acquisition and treatment of the electrical signal we use the ProComp Infiniti® equipment and the Biograph Infiniti® Software. The mean amplitude of the sensor-motor rhythm signal (SMR μ V) obtained in Cz-Pz during the motor task was used as a variable of comparison between the test and retest to determine the relative reliability (Wilcoxon test, intraclass correlation coefficient [ICC]), absolute reliability (Bland-Altman plot) and minimum detectable change (MDC). **Results:** The Wilcoxon test showed no statistically significant difference between the medians of RSM between the test and the retest ($p = 0.99$). ICC demonstrated moderate and significant reliability of SMR measurements between the test and the retest (0.576; $p = 0.017$). The graphical representation method of Bland-Altman demonstrated a systematic error of 0.6 μ V and a random error of 5.40 to - 4.30 μ V. The MDC was 4.17 μ V. **Conclusion:** The measurement of SMR by EEG in Cz-Pz after test and retest of a motor task demonstrated moderate relative reliability and low systematic error, which could be used in future studies and professional practice as an estimate of error associated with measurements in the individual with Parkinson's disease. However, studies that correlate motor clinical changes with SMR amplitudes in the sensorimotor area in PD are necessary.

Key words: Electroencephalogram, Sensory-motor rhythm, Reliability, Parkinson's disease.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Hipoatividade de células dopaminérgicas mesencefálicas com o avanço da Doença de Parkinson.	16
Figura 2 – Atividade EEG na DP	17
Figura 3 – Supressão de frequências rápidas durante movimento voluntário na DP . . .	18
Figura 4 – Sítios de Cz-Pz e Área Precuneus	21
Figura 5 – Sinal bruto de EEG e frequências corticais	23
Figura 6 – Componentes da Onda	24
Figura 7 – Fluxograma composição amostral	27
Figura 8 – Sequência de movimentos durante a tarefa motora	30
Figura 9 – Estação de Coleta da tarefa motora - Visão Geral	63
Figura 10 – Estação - Vista frontal	63
Figura 11 – Estação de Coleta - marcações de distâncias	64

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Representação gráfica do método Bland-Altman considerando os dados da amplitude média do ritmo sensório-motor em Cz-Pz no teste e reteste. . . .	36
--	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	33
Tabela 2 – TRATAMENTOS ESTATÍSTICOS DO RITMO SENSÓRIO-MOTOR TESTE- RETESTE	35
Tabela 3 – CONFIABILIDADE RELATIVA DO RITMO SENSÓRIO-MOTOR TESTE- RETESTE	35
Tabela 4 – CONFIABILIDADE ABSOLUTA DO RITMO SENSÓRIO-MOTOR TESTE- RETESTE	35

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CA	Corrente Alternada
CCI	Coefficiente de Correlação Intraclasse
CV	Coefficiente de Variação
dp	Desvio Padrão
DP	Doença de Parkinson
EAD	Escala de Atividade vida Diária
EEG	Eletroencefalograma
EM	Erro Médio
EP	Erro Padrão
EPM	Erro Padrão da Medida
GC	Grupo Controle
GE	Grupo Experimental
IMC	Índice de Massa Corporal
IPAQ	International Physical Activity Questionnaire
MMD	Mudança Mínima Detectável
MMD	Percentual de Mudança Mínima Detectável
PA	Potencia
PDS	Processamento Digital de Sinais
RSM	Ritmo Sensório-Motor
SNA	Sistema Nervoso Autônomo
SNC	Sistema Nervoso Central
SNpc	Substância Negra pars compacta
SPSS	Statistical Package for Social Sciences
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

LISTA DE SÍMBOLOS

A1	Referencial Auricular
Cz	Sítio de interseção das linha naso-occipital e auricular
Hz	Hertz
μV	microvolt
Pz	Sítio médio no córtex Parietal

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	OBJETIVO	15
3	REVISÃO DE LITERATURA	16
3.1	Alterações não-motoras da DP	18
3.2	Alterações motoras da DP	19
3.3	Correlações citoarquitetônicas e Funcionalidades da área Sensório-Motora - (Cz-Pz)	19
3.3.1	Precuneus	20
3.4	Distribuição das frequências corticais	22
3.5	Ritmo sensório-motor (RSM)	23
3.6	Amplitude da componente	24
3.7	Confiabilidade do Eletroencefalograma	24
3.8	Mudança mínima detectável (MMD)	25
4	MATERIAIS E MÉTODO	26
4.1	Tipos de estudo e aspectos éticos	26
4.2	Local	26
4.3	Participantes	26
4.4	Desenho experimental	27
4.5	Instrumentos	27
4.5.1	Caracterização amostral	27
4.5.2	Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) - versão curta	28
4.5.3	Antropometria	28
4.5.4	Equipamento de Eletroencefalograma (EEG)	28
4.6	Procedimentos	29
4.6.1	Demarcação e Limpeza dos sítios Cz e Pz	29
4.6.2	Teste de impedância elétrica	29
4.6.3	Tarefa Motora	29
4.6.4	Captação da Ritmo Sensório-Motor na tarefa motora	30
5	ANÁLISE ESTATÍSTICA	32
6	RESULTADOS	33
6.1	Caracterização da amostra	33
6.2	Confiabilidade da Medida	34
7	DISCUSSÃO	37

8	CONCLUSÃO	42
	REFERÊNCIAS	43
	APÊNDICES	51
	APÊNDICE A – FLUXOGRAMA SELEÇÃO AMOSTRAL	52
	APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLA- RECIDO (TCLE)	53
	APÊNDICE C – QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO (ANAMNESE) .	55
	APÊNDICE D – PROCEDIMENTO DE COLETA E TREINAMENTO	57
	APÊNDICE E – PROCEDIMENTOS PREPARAÇÃO PRÉ-COLETAS	58
	ANEXOS	59
	ANEXO A – QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ – VERSÃO CURTA)	60
	ANEXO B – RESUMO DAS CONFIGURAÇÕES DO CANAL	62
	ANEXO C – IMAGENS DA ESTAÇÃO DE COLETA DOS TESTES .	63

1 INTRODUÇÃO

Em 1817, o médico inglês James Parkinson, descreveu uma doença neurológica à qual deu o nome de paralisia agitante, publicando nesse mesmo ano o estudo “An Essay on the Shaking Palsy”, no qual caracterizou os sintomas dessa doença. Jean-Martin Charcot, 40 anos mais tarde, denominou-a doença de Parkinson (DP), discordando de James Parkinson quanto à existência de paralisia (BERRIOS, 2016). Desde então, há uma continua busca por tratamentos que possam controlar a evolução da doença, melhorar seus sintomas e minimizar suas disfunções e incapacidades motoras e não-motoras. Sendo uma das doenças neurodegenerativas mais prevalentes no mundo (WICKREMARATCHI et al., 2009; AZARPAIKAN; TORBATI; SOHRABI, 2014; ROS et al., 2014), a DP tem uma incidência de 37.6 casos entre as mulheres e 61.2 casos entre os homens para cada 100 mil habitantes acima de 40 anos, sendo que a incidência aumenta com o avanço da idade (HIRSCH et al., 2016). No Brasil, segundo informações do Protocolo Clínico e Diretrizes Terapêuticas do Ministério da Saúde para a Doença de Parkinson de 2014, a prevalência da doença é de 100 a 200 casos a cada 100 mil habitantes acima de 65 anos, tendo distribuição universal e atingindo todos os grupos étnicos e classes socioeconômicas (MINISTERIO DA SAÚDE, 2014).

Broccard (BROCCARD et al., 2015) afirmam que aqueles recursos que se utilizam de interface cérebro-máquina-corpo são mais eficazes para alterar a plasticidade somatossensorial no sistema nervoso central (SNC). Contribuições recentes sugerem ainda que a combinação de recursos fisioterapêuticos com técnicas de neuromodulação como biofeedback de eletroencefalograma (EEG) ou neurofeedback (NFB), pode melhorar a retenção de aprendizagem motora, modulando a excitabilidade dos processos de áreas corticais específicas relacionadas com o tratamento da DP (FAMBRINI, 2013; SUBRAMANIAN et al., 2016; ABBRUZZESE et al., 2016). Neste sentido segundo Ros (ROS et al., 2014), a faixa de frequência da banda Beta (12-38 Hz) tem relação direta com a DP, uma vez que essa faixa de frequência se relaciona com a aprendizagem, memória e atenção, premissas da função executiva, deficitária nessa patologia.

Hurt (HURT; ARNOLD; LOFTHOUSE, 2014), descreveram o ritmo sensório-motor (RSM; 12-15 Hz) como um tipo específico de frequência, dentro da faixa de frequência da banda Beta, observado no córtex sensório-motor. Há evidências de que o RSM é gerado, de forma recorrente e ritmado, em sequências de potenciais de ação (PA) sinápticos, nos núcleos lentiforme e caudado dos núcleos da base (STERMAN, 1996; DUŠEK et al., 2012), sendo representativo do nível de excitação geral do córtex ou sob o status da programação motora, como reflexo da dinâmica do circuito tálamo-cortical relacionadas à presença ou ausência de movimentos. Evidências neurofisiológicas recentes sugerem que na DP há um aumento da hiperpolarização das células talâmicas, o que diminui a frequência das oscilações do potencial da membrana corticais e subcorticais, refletindo em uma diminuição da amplitude do RSM (ROS et al., 2014; ZICH et al., 2015; WANG; HSIEH, 2013; GUTMANN et al., 2014; STAUFENBIEL et al., 2014).

Uma vez que o desequilíbrio entre os circuitos motores corticais e subcorticais estão na base dos modelos fisiopatológicos da doença, este passa a ser um alvo particularmente apropriado para investigações com EEG e posteriores intervenções com NFB (ABBRUZZESE et al., 2016; SUBRAMANIAN et al., 2011; ROS et al., 2009)

Apesar das evidências sobre o acometimento do RSM na DP, a carência de estudos de confiabilidade utilizando o EEG na DP criam dúvidas quanto ao seu papel enquanto ferramenta promissora no diagnóstico e reabilitação neuromotora dessa população. Assim a determinação do erro associado as mensurações do RSM, uma relação entre erro aleatório e sistemático, pode levar à uma melhor compreensão da fisiologia da DP e das mudanças mínimas detectáveis (MMD) para uso do EEG na prática clínica (MICOULAUD-FRANCHI et al., 2015). Considerando que confiabilidade confere respaldo para a adequada utilização de recursos diagnósticos, analisar a confiabilidade intraexaminador de uma ferramenta significa verificar a consistência de resultados, quando a mensuração se repete em condições idênticas.

Frente ao exposto, o presente estudo se propõe a estudar essa lacuna utilizando a seguinte pergunta de pesquisa: - “Existe confiabilidade nas medidas de EEG do RSM durante tarefa motora em indivíduos com DP ? “. Temos como hipótese que as medidas entre teste-reteste são confiáveis e de possível utilização na prática clínica.

2 OBJETIVO

2.1 Geral

Determinar a confiabilidade da avaliação eletroencefalográfica da amplitude do ritmo sensório-motor na área sensório-motora (Cz-Pz) em indivíduos com DP durante uma tarefa motora de membros superiores.

2.2 Específico

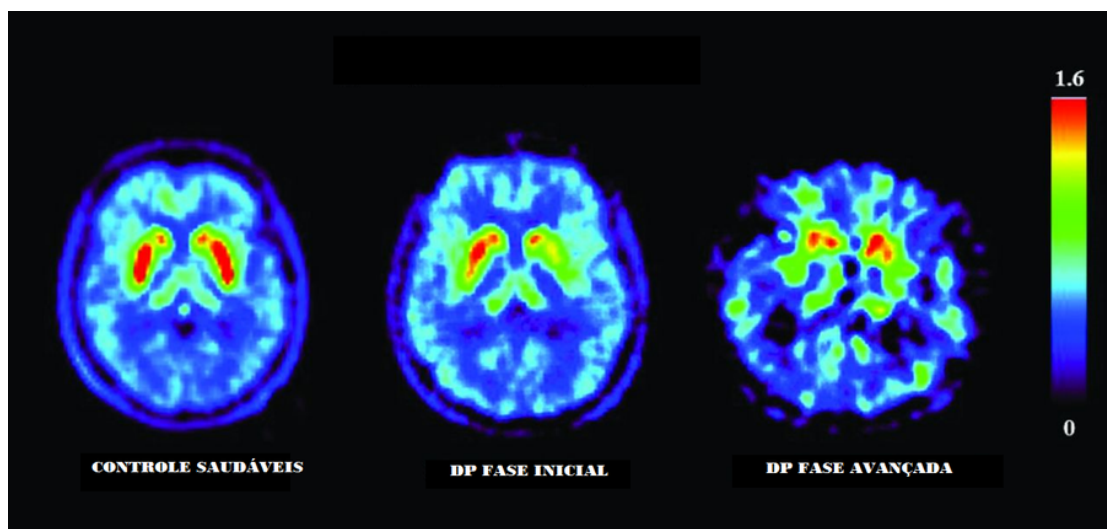
a) Determinar a confiabilidade relativa do RSM em Cz-Pz de indivíduos com DP durante uma tarefa motora de membros superiores.

b) Determinar a confiabilidade absoluta do RSM em Cz-Pz de indivíduos com DP durante uma tarefa motora de membros superiores.

3 REVISÃO DE LITERATURA

A DP é um transtorno neurodegenerativo progressivo causado pela degeneração de células dopaminérgicas pigmentadas, localizadas na *pars compacta* (SNpc) lateral e ventral da substância negra mesencefálica, bem como, pela degeneração das terminações nervosas de neurônios dopaminérgicos do corpo estriado dorsal (caudado e putâmen), acarretando redução significativa da concentração de dopamina na SNpc e nos núcleos da base (figura 1) (LITTLE; BROWN, 2013; BOOTH et al., 2015).

Figura 1 – Hipoatividade de células dopaminérgicas mesencefálicas com o avanço da Doença de Parkinson.



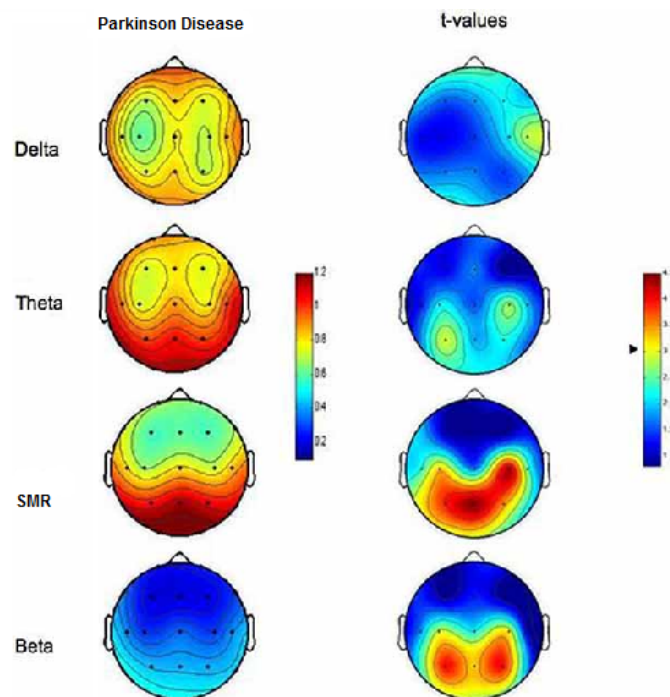
DOI: <https://doi.org/10.3174/ajnr.A3970>, acessado em 05.10.17

Com o avanço da doença, aumenta a hipoatividade dos neurônios dopaminérgicos, como demonstrado na figura anterior a partir da esquerda progredindo para a direita. A redução das aferências excitatórias ao núcleo lentiforme mantém a ativação do tálamo e por conseguinte a atividade na via tálamo-cortical (ŠUMEC et al., 2015; ABBRUZZESE et al., 2016). Desse modo, estando o corpo estriado envolvido na consolidação e automação do conteúdo aprendido, pode-se postular, de acordo com Dovzhenok (DOVZHENOK et al., 2013), que a aprendizagem motora também passa a ser significativamente afetada na DP (DOVZHENOK et al., 2013; AZARPAIKAN; TORBATI; SOHRABI, 2014; LAINSCSEK et al., 2013). Ao corpo estriado, tem sido atribuída ainda a regulação da musculatura tônica e sua ativação na fase de planejamento motor. O corpo estriado é a estrutura anatômica que conecta o córtex ao tálamo, por meio de um feixe de fibras dendríticas. Os dois principais componentes do corpo estriado são o núcleo caudado e núcleo lentiforme (o complexo putâmen-globo pálido). O putâmen fornece uma entrada inibitória para o globo pálido. Assim, normalmente, durante um ato motor, o globo pálido é inibido quando excitado por neurônios dopaminérgicos do córtex sensório-motor ou pré-motor, liberando entradas excitatórias ao córtex motor e sensório-motor através do tálamo,

gerando indiretamente diminuição do RSM. Por outro lado quando a aferência para o putâmen do córtex sensorio-motor é reduzida, o globo pálido se torna mais ativo, impondo a inibição sobre a via cortico-talâmica, com consequente aumento do RSM (STERMAN; EGNER, 2006).

Em processo patológico como na DP, Weingarten (WEINGARTEN et al., 2016) observaram, durante a atividade eletrofisiológica cerebral desses pacientes, oscilações anormais de membrana celular produzindo aumento da presença de frequências altas (RSM, Beta e Gamma) e redução de frequências lentas (Delta, Theta e Alpha). Sendo que menos evidentes em áreas específicas do córtex, como corpo estriado, área motora suplementar, giro frontal médio e córtex occipital, e aumentado no tálamo, cerebelo, precuneus e córtex temporal (PERFETTI et al., 2010; NICARETTA; ROSSO; MATTOS, 2011; SULZER et al., 2013; NINAUS et al., 2015) (figura 2).

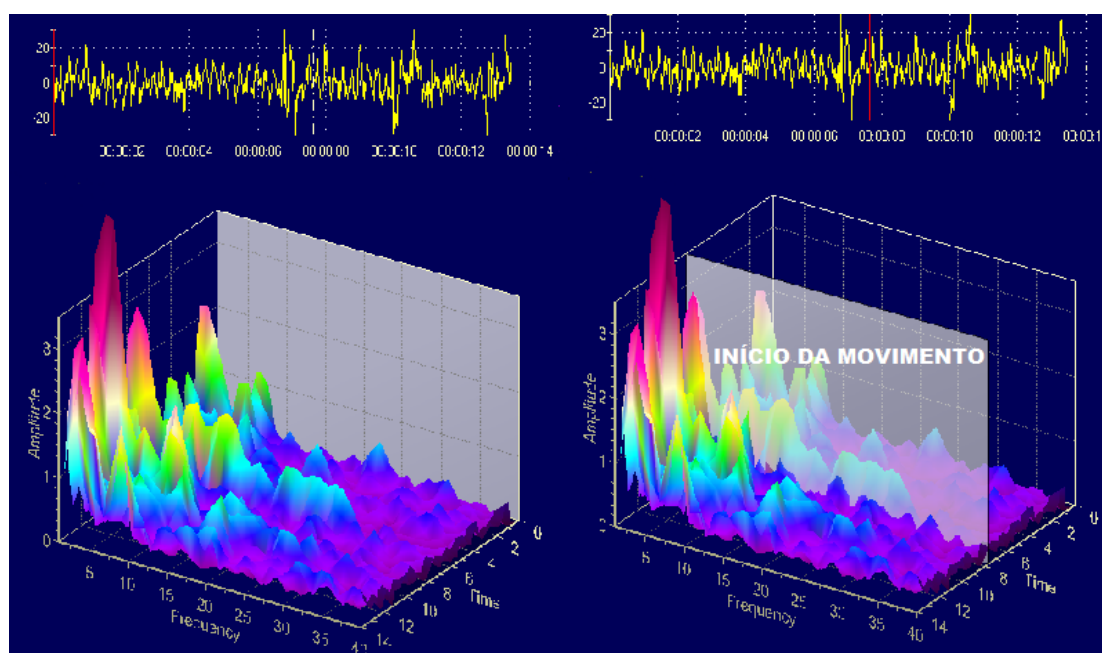
Figura 2 – Atividade EEG na DP



<https://doi.org/10.3389/fnagi.2014.00302>, acessado em 05.10.17

A supressão das frequências rápidas, observadas após movimentação voluntária; uso de medicação dopaminérgica ou implantes de estimulação cerebral profunda (sigla em inglês *DBS*), podem correlacionar-se com a melhoria dos principais sintomas da DP (WEINGARTEN et al., 2016) (figura 3). Lainscsek (LAINSCSEK et al., 2013) fornecem evidências adicionais de que a análise não-invasiva do EEG pode ser usada para detectar anormalidades na função do circuito cortico-estriatal, pela via tálamo-cortical em pacientes com DP, sugerindo haver uma lacuna de estudos sobre a complexidade na atividade cortical durante movimentos reais. Conforme demonstra na figura abaixo onde observa-se aumento da amplitude das ondas mais lentas após o início do movimento voluntário de membros superiores em voluntário com DP.

Figura 3 – Supressão de Frequências rápidas durante movimentos voluntários na DP



arquivo do autor

Nieuwoer (NIEUWBOER; ROCHESTER; M, 2009) demonstraram em revisão que na DP a aquisição de movimentos simples ou habilidades complexas estão preservadas, embora as taxas de aprendizagem e desempenho sejam reduzidas em comparação com os controles saudáveis, sendo susceptíveis à melhoria se os estímulos externos forem direcionados às áreas de representação central do programa motor.

Hava visto que reabilitação na DP, de acordo com Tomlinson (TOMLINSON et al., 2012), implica desenvolver estratégias de organização, estratégias de planejamento cognitivo e exercícios de manutenção ou desenvolvimento da independência, autocuidado e qualidade de vida.

3.1 Alterações não-motoras da DP

A concomitância de alguns fenômenos disautônômicos associados à DP, tais como síalorréia, disfagia e constipação intestinal, são conhecidos desde o trabalho original de James Parkinson, “*An Essay on the Shaking Palsy*”. Destacam-se, além das alterações gastrointestinais, as alterações cardiovasculares, termorregulatórias, cutâneas, distúrbios cognitivos, depressão, disfunção olfatória, distúrbios do sono e disfunção geniturinária, como sintomas da desregulação do sistema nervoso autônomo (SNA) (NICARETTA; ROSSO; MATTOS, 2011). Há uma crescente atenção a outras projeções dopaminérgicas para o corpo estriado, especialmente, para a compreensão de sintomas não-motores e efeitos colaterais dos tratamentos (WEINGARTEN et al., 2016). Este circuito está envolvido em percepções relacionadas à recompensa, aprendizado, memória, motivação, plasticidade sináptica, apego (vínculos sociais) e distúrbios do

humor (JANKOVIC, 2008).

Os efeitos fisiopatológicos da DP no tálamo conduzem a uma desaceleração do EEG de modo geral (SARNTHEIN; JEANMONOD, 2007), fenômeno conhecido como bradifrenia. Sintomas hipocinéticos da DP foram relacionados às oscilações sincrônicas excessivas da banda Beta nos núcleos da base e estruturas subcorticais (AZARPAIKAN; TORBATI; SOHRABI, 2014; DOVZHENOK et al., 2013). Šumec (ŠUMEC et al., 2015) relacionam instabilidade postural com alterações não-motoras como distúrbios do humor, ansiedade, depressão e apatia.

3.2 Alterações motoras da DP

Concomitantemente, têm-se manifestações de incapacidades e disfunções motoras na base da DP, sendo que os principais sintomas motores manifestos tem relação com as alterações da via tálamo-cortical, como a regulação motora involuntária (tremor), redução do tônus muscular (instabilidade postural) e intenção de se mover (bradicinesia) (WEINGARTEN et al., 2016). Pacientes com DP ainda experimentam uma deterioração progressiva da sua autonomia com o aumento da incapacidade, que está em grande parte relacionada com características não dopaminérgicas, tais como a marcha, equilíbrio e postura, na medida em que apresentam redução da atividade elétrica cortical em áreas como o cerebelo, os núcleos da base e área motora suplementar sendo que estas áreas desempenham importante papel na preparação, execução e controle de movimentos sequenciais (ABBRUZZESE et al., 2016). Além dessas, meta-análise realizada por Héту (HÉTU et al., 2013) revelaram ativação bilateral consistente na região denominada precuneus (melhor descrita em 3.3.1), que abrange o córtex pré-motor dorsal e ventral e bilateralmente o córtex parietal posterior, durante uma tarefas motora de membros superiores.

Tendo em vista que a plasticidade cerebral, induzida pelo exercício, representa a base neuronal de reabilitação na DP, a prática de repetições de movimentos e as mudanças plásticas relacionadas ao exercício são os elementos básicos da aprendizagem motora, deficitária nesta patologia (SCHARNOWSKI et al., 2015; GUTMANN et al., 2014).

3.3 Correlações citoarquitetônicas e Funcionalidades da área Sensório-Motora - (Cz-Pz)

A citoarquitetura foi implementada, originalmente, pela escola de Wernike. A prática utiliza estruturas celulares variantes e organização em camadas para definir regiões funcionais do córtex (KANDEL; SCHWARTZ; JESSEL, 2013).

A seguir descrevemos a localização citoarquitetônica e principais funções da região precuneus, área de confluência e conectividade cortical entre o córtex somatossensorial, parietal – lateral e inferior, e subcorticalmente com tálamo e corpo estriado (DUŠEK et al., 2012; CAVANNA; TRIMBLE, 2006).

3.3.1 Precuneus

Localizado entre o córtex somatossensorial (Cz) e os dois hemisférios cerebrais na região posterior (Pz) com o cuneus (que contém o córtex visual), o precuneus, foi considerado a continuação mediana da área parietal lateral (CAVANNA; TRIMBLE, 2006).

O precuneus se envolve em diversos processos, como: atenção, recuperação de memória episódica, memória de trabalho e percepção consciente. Sugere-se que o precuneus esteja envolvido no deslocamento da atenção entre alvos motores; atenção e orientação espacial no planejamento, imaginação ou execução de algum movimento. Está também, em conjunto com o córtex pré-motor dorsal, envolvido em operações mentais viso-espaciais. Sugere-se que, enquanto a área pré-motora envolve a operação mental, o precuneus ajuda a monitorar (por meio de feedforward) o sucesso dessa operação em termos de imagens visuais internamente representadas (CAVANNA; TRIMBLE, 2006; DUŠEK et al., 2012).

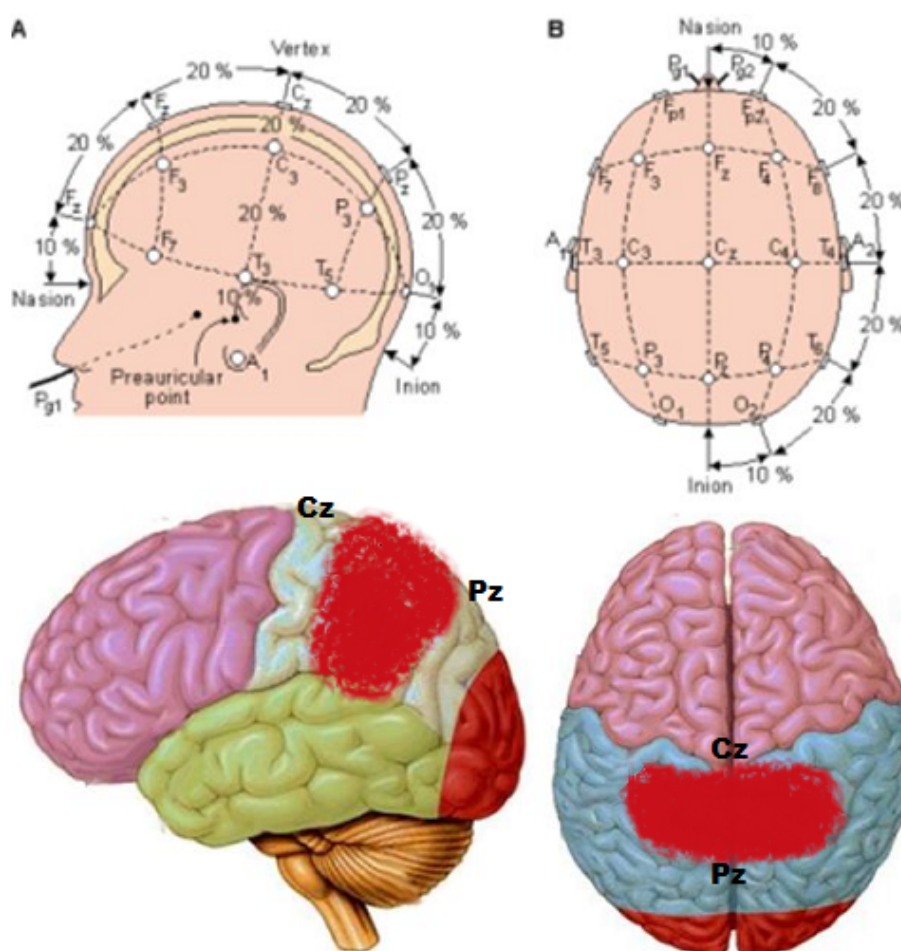
O precuneus pode ser subdividido de acordo com funções específicas (figura 6) sendo a região anterior (Cz), localizada em torno da margem do giro do cíngulo, estando conectada com áreas sensório-motoras do córtex frontal, área motora suplementar, córtex pré-motor, área somatossensorial, lobo parietal superior e insula. Por outro lado, a região mais posterior (Pz), localizada em torno do sulco sub-parietal, está conectado com o lóbulo parietal inferior, estando relacionada com funções executivas, memória de trabalho e planejamento motor.

O grau de hipometabolismo no precuneus correlacionou-se com o desempenho prejudicado da memória e testes executivos na DP (WEINGARTEN et al., 2016; DUŠEK et al., 2012). Segundo Emmert (EMMERT et al., 2016), após administração de medicação dopaminérgica, foi observado aumento da atividade no precuneus, o que melhorou o desempenho da tarefa de aprendizagem de sequência de movimentos.

Dušek (DUŠEK et al., 2012) observou diferença significativa na perfusão da região precuneus bilateralmente durante a tarefa motora e no estado on na DP, e desativação do precuneus durante a tarefa no estado off e no repouso. Esses resultados sugerem que a transmissão dopaminérgica pode aumentar ou diminuir a atividade do precuneus durante a tarefa cognitiva; dependendo das características da tarefa, do desempenho da linha de base e, possivelmente, da fase da DP.

Registros de imagem por ressonância magnética funcional (RMf), durante a execução de tarefas motoras na DP, mostraram diminuição da ativação no putâmen posterior e lobo parietal inferior; e aumento da ativação no lóbulo parietal superior (HERZ et al., 2014).

Figura 4 – Sítios de Cz-Pz e Área Precuneus



Imagens editadas pelo autor

Técnica de imagem que capta a perfusão capilar periférica associada com estudo morfo-métrico, demonstra que mesmo em estágios iniciais da DP, observa-se um padrão de diminuição da atividade cortical parietal e redução da perfusão no precuneus.

A perfusão capilar periférica também tem sido usada para examinar a conectividade funcional do núcleo subtalâmico na DP, e indicou hiper-conectividade do núcleo subtalâmico com regiões de córtex motor primário e precuneus (CROWELL et al., 2012). A conectividade funcional entre o giro pré-central (área motora suplementar) e o córtex parietal inferior (precuneus) também diminuiu na DP (CROWELL et al., 2012; WEINGARTEN et al., 2016; MURE et al., 2011).

Em estágios mais avançados da DP ou na ausência de medicação dopaminérgica, alguns autores observaram diminuição global da perfusão cortical bem como diminuição da eficiência para muitos giros, incluindo precuneus, giro frontal médio, regiões suplementares, pré-centrais, regiões visuais secundárias e cerebelo (WU et al., 2011; CROWELL et al., 2012; WEINGARTEN et al., 2016; MURE et al., 2011)

Sharman (SHARMAN et al., 2013) afirmam que a conectividade neuronal na DP foi diminuída entre a região cortical sensório-motora, putâmen e tálamo, juntamente com a diminuição da conectividade em conexões pálido-talâmicas e nigro-talâmicas. Contudo, observou aumento nas conexões do tálamo com córtex associativo, córtex límbico e putâmen.

Herz (HERZ et al., 2014) analisou o EEG em três situações: Controle saudável, DP estado *off* e DP estado *on*. Segundo o autor durante a execução de movimentos rápidos com os dedos há um acoplamento sincrônico das frequências Beta e Gamma nas áreas pré-motora, área motora suplementar e motora primária no grupo controle, ao passo que na DP fase *on* apresentam sincronização apenas de Beta entre área pré-motora e a área motora primária, mostrando que a medicação dopaminérgica modifica a atividade cortical, mas não a normaliza. Han (HAN et al., 2013), ainda encontrou diferença significativamente menores em Cz e Pz em relação à amplitude de Alpha e Beta; enquanto que nos mesmos sítios, Delta e Theta se mostraram prevalentes no grupo com DP durante a aquisição da linha de base em fase inicial da doença, com relação aos controles saudáveis com idade e nível de instrução semelhantes. A dessincronização de Alpha e Beta na DP, apontada por Perfetti (PERFETTI et al., 2010), afeta o desempenho em tarefas motoras e não motoras, a aprendizagem e memória de trabalho.

3.4 Distribuição das frequências corticais

O EEG mede as flutuações de tensão causadas pela atividade espaço-temporal de grandes populações de neurônios somados. As oscilações cerebrais podem ser registradas através de eletrodos invasivos ou não invasivos que captam a atividade pós-sináptica excitatória nos neurônios piramidais, durante alguns segundos, que coletivamente produzem oscilações de membrana, resultando em diferenças de potencial elétrico (ddp), chamados potenciais de campo rítmicos, registrados como ritmos (ou frequências) de EEG na superfície cortical do couro cabeludo (STERMAN, 1996; HAN et al., 2013; HUSTER et al., 2014).

As frequências captadas pelos eletrodos podem ser divididas em lentas (<12 Hz), que tendem a ter amplitudes mais elevadas, ou rápidas (> 13 Hz) com amplitudes de crista e vales menores. Algumas frequências foram organizadas em grupos chamadas bandas, associadas a características específicas, por exemplo: Delta (1-4 Hz) associado com sono; Theta (4-8 Hz) vigília com estado de atenção forçada (concentração) e processamento de memórias associado com criatividade; Alpha (8-12 Hz) associado à vigília com relaxamento e automatismo; Ritmo Sensório-Motor (12-15 Hz) associado ao estado de alerta mental, relaxamento físico, processamento semântico e à atenção sustentada; Beta baixo (15-21 Hz) associado ao pensamento, foco, atenção sustentada; Beta alto (20-38 Hz) associado com hiperatividade, ansiedade; e Gamma (38-42 Hz) associado com processamento cognitivo e excitação pré-motora (STERMAN, 1996; GRUZELIER; EGNER, 2005; BONINI-ROCHA et al., 2008; THATCHER, 2012; MICOULAUD-FRANCHI et al., 2015; NIV, 2013; ROS et al., 2014; HURT; ARNOLD; LOFTHOUSE, 2014; FISCHER et al., 2017).

Figura 5 – Sinal bruto de EEG e frequências corticais



arquivo do autor

3.5 Ritmo sensório-motor (RSM)

O RSM gerado na via tálamo-cortical, é melhor identificado no córtex motor primário e sensitivo primário, sendo associado, em indivíduos saudáveis, a funções cognitivas, como atenção, memória de curto prazo e consolidação de memória; emergindo durante estados de repouso e sendo suprimido durante movimentos voluntários (GRUZELIER; EGNER, 2005; BAZANOVA; VERNON, 2014; VERNON et al., 2003; STERMAN; EGNER, 2006; DOPPELMAYR; WEBER, 2011; KOBER et al., 2015).

Em indivíduos saudáveis, quando as conexões entre o tálamo e o córtex sensório-motor são ativadas, a amplitude do RSM diminui nas áreas sensório-motoras (por exemplo, durante tarefas motoras) e aumentam quando essas áreas são inativadas (por exemplo, durante estados imóveis) (HERZ et al., 2014; AZARPAIKAN; TORBATI; SOHRABI, 2014; CHATURVEDI et al., 2017). Contudo, em processos degenerativos onde as atividades elétricas dos neurônios dopaminérgicos são diminuídas, pela carência do neurotransmissor específico (dopamina), há um processo inverso. Nesses casos, o RSM estará aumentado nas áreas sensório-motoras durante a tarefa motora, visto que a hiperatividade da via indireta (inibição talâmica), associada à redução da atividade da via direta (desinibição talâmica) sobre as fibras estriado-palidais, gerando hiperpolarização e aumento de ddp nesta área.

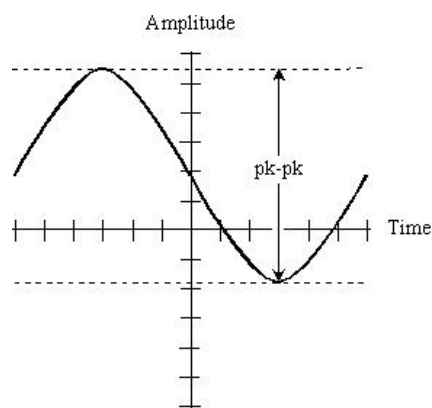
Thibault (THIBAULT et al., 2015) sugerem que muitos comportamentos complexos dependem da atividade coordenada de várias regiões distribuídas através de redes neuronais funcionais, sendo o RSM definido como um registro de atenção motora e estados de repouso (THIBAULT et al., 2015).

3.6 Amplitude da componente

As variações dos PA de neurônios piramidais corticais podem então ser registradas como sinais brutos de ondas cerebrais, não filtradas, pelo EEG. Esses sinais podem ser amplificados e filtrados, medidos em número de picos da onda por segundo - hertz (Hz), ou pela tensão de pico a pico (pk-pk) da frequência, que é máxima amplitude da crista somada a amplitude do vale decorrente da tensão (ddp) captada pelo eletrodo, sendo dada em microvolts (μV) (MICOULAUD-FRANCHI et al., 2015; THATCHER, 2012; GRUZELIER; EGNER, 2005; STERMAN, 1996).

Uma vez que o EEG não é um sinal estacionário, a transformada de Fourier e as extrações de dados por *wavelets* permitem que pesquisadores e clínicos calculem uma série de componentes da onda, incluindo as frequências de bandas individuais (Hz) e a média da amplitude pico a pico (μV) (WANG; HSIEH, 2013; KAVITHA; KRISHNAVENI, 2016; BAZANOVA; VERNON, 2014; VERNON et al., 2003).

Figura 6 – Componentes da Onda



<http://whatis.techtarget.com/definition/peak-to-peak-pk-pk>, acessado em 05.09.17

3.7 Confiabilidade do Eletroencefalograma

A confiabilidade do tipo teste-reteste, é um método comumente usado em teste de confiabilidade com eletroencefalograma (EEG) (THATCHER, 2010). Estimativas confiáveis das atividades oscilatórias do córtex são pré-requisitos, para estudos projetados para testar mudanças longitudinais, em populações clínicas e não clínicas, ou intervenções terapêuticas (ESPENHAHN et al., 2017).

A confiabilidade do EEG depende dos locais do eletrodo, do tipo de tecnologia de eletrodo utilizada, da banda de frequência, da taxa de amostragem, da resolução do digitalizador, da duração do registro, da tarefa implementada durante a gravação, da medida computada do EEG, do procedimento utilizado para calculá-lo e do intervalo de reteste (RAPP et al., 2015). Para que as medidas sejam confiáveis e, portanto, os biomarcadores úteis na pesquisa básica e prática clínica, são essenciais que essas medidas sejam pequenas na variabilidade do sujeito e não mudem em função do intervalo de tempo entre sessões (ESPENHAHN et al., 2017; THATCHER, 2010).

Para uma avaliação confiável, todas as condições de teste incluindo o avaliador, os procedimentos, o período do dia, o intervalo e o ambiente de teste (iluminação e temperatura) devem ser mantidos o mais consistente possível no reteste (LEE et al., 2012).

3.8 Mudança mínima detectável (MMD)

A mudança mínima detectável (MMD) é a quantidade mínima de mudança mensurável, entre dois momentos distintos no tempo, que indica uma verdadeira mudança clínica, não sendo atribuída a uma variação casual na medição, ou seja, aos erros aleatórios ou sistemáticos. Pode ser calculado com o objetivo de melhorar a discussão dos resultados obtidos sob a ótica da prática clínica após um tratamento ou entre medidas repetidas ao longo do tempo, tem-se o MMD%, representando, a quantidade de erro padrão da medida (EPM) ou o CV da medida. Huang (HUANG et al., 2011) consideram que MMD% menores que 30% são considerados aceitáveis e menores que 10% são considerados excelentes (HUANG et al., 2011; STEFFEN et al., 2008; WAGNER; RHODES; PATTEN, 2008; LIN et al., 2011).

Uma vez que a MMD estima um valor limítrofe mínimo, indicativo de uma mudança real no desempenho para um único indivíduo, identificar valores que promovem mudanças clínicas efetivas no EEG ou se são apenas resultados do erro também fizeram parte do estudo. (HUANG et al., 2011; STEFFEN et al., 2008; WAGNER; RHODES; PATTEN, 2008; LIN et al., 2011).

Desta forma propõem-se neste estudo, testar a confiabilidade de um protocolo de avaliação da média do ritmo sensório-motor com eletroencefalograma sobre a área sensório-motora em indivíduos com DP durante uma tarefa motora cotidiana com os membros superiores.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Tipos de estudo e aspectos éticos

Trata-se de um estudo correlacional do tipo teste e reteste. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, sob o parecer nº: 018114/2015.

4.2 Local

Os procedimentos experimentais foram desenvolvidos em uma sala do Centro Olímpico - Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, campus Darcy Ribeiro.

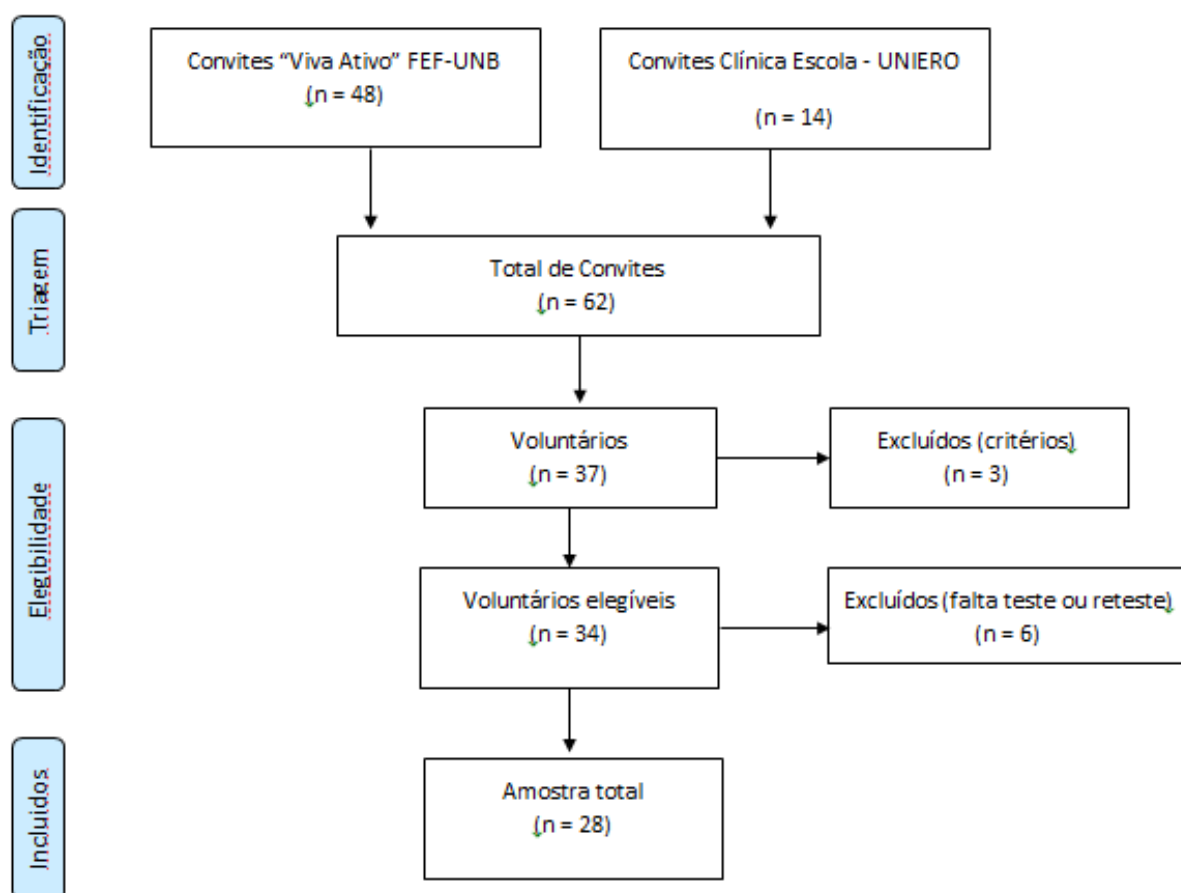
4.3 Participantes

Os participantes foram selecionados por amostragem não probabilística por meio de convites aos indivíduos com DP que participavam do programa “Viva Ativo” da Faculdade de Educação Física da UnB e da Clínica Escola de Fisioterapia da Universidade Euroamericana (UNIEURO-DF). Participaram do estudo 28 voluntários, adultos com mais de 35 anos e idosos, de ambos os sexos, com diagnóstico da DP de caráter idiopático e em tratamento medicamentoso dopaminérgico ou similar (Apêndice B). Foram considerados os seguintes critérios de exclusão: presença adicional de doenças músculo-esqueléticas ou reumatológicas; presença de outras doenças neurológicas ou neurodegenerativas; ter sido submetido à cirurgia em membros superiores ou coluna vertebral, bem como procedimentos neurocirúrgicos ou implantes de estimulação cerebral profunda; usar órteses ou próteses de membros superiores.

Com intuito de minimizar influências circadianas todos os voluntários foram avaliados no período da manhã sob o efeito da medicação dopaminérgica ou similar (estado on), entre às 08h e 12h. Todos os participantes assinaram termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (Apêndice B).

O cálculo amostral do estudo foi realizado no programa G*power considerando os seguintes parâmetros: (1) teste estatístico de correlação bivariada; (2) correlação r $H_1 = 0.5$; (3) erro tipo I: 5%; (4) Erro tipo II: 20%; (5) Poder do teste estatístico: 80%; (6) correlação r $H_0 = 0$. Com os parâmetros ficou estabelecido uma amostra de 29 indivíduos. O parâmetro 2 foi estabelecido de acordo com os achados do estudo de McEvoy (MCEVOY; SMITH; GEVINS, 2000), o qual apresentou delineamento e população mais semelhantes ao que foi utilizado no presente estudo.

Figura 7 – Fluxograma composição amostral



4.4 Desenho experimental

O protocolo foi realizado por examinador treinado com certificação na técnica de Biofeedback/Neurofeedback desde 2010 e com experiência na avaliação e tratamento de reabilitação de lesões do SNC desde então. No dia 1 (teste) foram aplicados os instrumentos de caracterização da amostra e a aquisição do sinal do RSM durante a realização da tarefa motora. No dia 2 (reteste) foram repetidos os mesmos procedimentos de aquisição do sinal do RSM durante a realização da tarefa motora.

4.5 Instrumentos

4.5.1 Caracterização amostral

Foi utilizado um questionário elaborado pelos autores que consistiu em identificação do participante, história pregressa familiar e da doença atual, bem como informações sobre as condições clínicas gerais, dominância manual, nível de escolaridade, descrição dos medicamentos utilizados com as respectivas posologias, qualidade de sono e frequência de prática de atividade física (Apêndice C).

O comprometimento de cada participante foi avaliado por meio da Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (restrita à terceira parte), na qual se avaliam aspectos motores (UPDRS III) e por meio da escala Hoehn & Yahr, na qual se classifica e estratifica o nível de severidade. As duas escalas foram aplicadas por um único avaliador treinado que não tinha conhecimento sobre o estudo.

4.5.2 Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) - versão curta

O Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) foi inicialmente proposto por um grupo de trabalho de pesquisadores durante uma reunião científica em Genebra - Suíça, em abril de 1998. Com o propósito de desenvolver e avaliar a validade e reprodutibilidade de um instrumento de medida do nível de atividade física, possível de ser usado internacionalmente, e que permitisse realizar um levantamento mundial da prevalência de atividade física no mundo e suas correlações com níveis de saúde e doenças (BENEDETTI et al., 2007). Matsudo (MATSUDO; BARROS NETO, 2001) determinaram a validade e reprodutibilidade do IPAQ (versão 8) em uma amostra de sujeitos brasileiros, adultos com nível de instrução superior, obtendo um CCI moderado ($= 0.77$), recomendando a aplicação da forma curta para os estudos nacionais de prevalência e de possibilidade de comparação internacional (Anexo A).

4.5.3 Antropometria

Medidas antropométricas de peso, altura e cálculo do índice de massa corporal (IMC), foram obtidos com uso de balança eletrônica (LIDER, modelo P-150N) e estadiômetro profissional (Sanny modelo Profissional ES2020) coletadas durante a anamnese.

4.5.4 Equipamento de Eletroencefalograma (EEG)

Foi utilizado hardware ProComp Infit (Thought Technology Ltd, Montreal, Quebec - CA), tamanho (130mm x 95mm x 37mm); peso (200g); fonte de energia (4AA) adequadas para manter o hardware por 20 horas; tensão de alimentação (3.6V – 6.5V); CA/D output (conversor analógico digital) (14bits); largura de banda do canal codificador (3dB) e taxa de amostragem (2048 amostras/segundo); rejeição (30dB); precisão total do sistema (taxa de erro de 5%), ruído do codificador (150 mVRMS, 1mVp-p). Software Biograph Infit (versão 6.0) (Thought Technology Ltd, Montreal, Quebec - CA), calibrado na captação do sinal eletroencefalográfico (EEG) bruto (raw) para um intervalo entre 2- 60 Hz. As faixas de frequências entre os filtros de passa alta e passa baixa, foram aquelas analisadas e categorizadas, no espectro de EEG, como bandas ou ritmos, pela transformada de Fourier (THATCHER, 2012). Optou-se por medir o ritmo sensório-motor (RSM) aplicando os filtros de passa-alta 12 Hz, e filtros de passa-baixa até 15Hz (Anexo B). Sensor de EEG - especificações: tamanho (37mm X 37mm X 12mm), peso (25g), tensão de alimentação ($7.260V \pm 2mV$), impedância para entrada (10 GW em paralelo com 10 pF), faixa de entrada (entre 0-200 mV), sensibilidade ($<0,1$ mVRMS), passa-bandas

(2Hz a 1kHz), precisão ($\pm 0.3\text{mVRMS}$), $\pm 5\%$ de erro leitura entre 10°C e 40°C . E eletrodos de superfície em Cz e Pz, aderidos ao escalpo de acordo com o sistema internacional 10-20% e referencial auricular (A1) no lobo da orelha esquerda para medição das variáveis bioelétricas corticais. Para o software e análise dos dados foi utilizado um Notebook HP pavilion dv4 dual core 320GB com câmera de captação de imagens embutida (HP webcam).

4.6 Procedimentos

Após ter sua inclusão confirmada no estudo, os participantes foram agendados para realização das medidas no teste e reteste. Nesse momento os participantes foram orientados quanto a manutenção de suas rotinas antes dos dois dias de teste. Essas também foram entregues por escrito por escrito (Apêndice D).

4.6.1 Demarcação e Limpeza dos sítios Cz e Pz

O posicionamento correto dos eletrodos é um fator muito importante para o registro correto dos padrões elétricos e também para assegurar a coerência entre os dados e as posições. O Sistema Internacional 10-20% é o método mais utilizado para descrever a colocação de eletrodos em intervalos específicos ao longo da cabeça. Ele utiliza 21 pontos que são marcados dividindo o crânio em proporções de 10% ou 20% do comprimento das distâncias entre os pontos de referência, nário e ínio no plano medial e os pontos pré-auriculares no plano perpendicular ao crânio. O lóbulo que está abaixo de cada eletrodo é identificado por uma nomenclatura, formada por no máximo duas letras, juntamente com um número, ou outra letra, para identificar a sua posição hemisférica [p.ex. Cz (ponto de intersecção do plano medial com o perpendicular) e Pz (ponto do córtex parietal na linha média)]. Esta nomenclatura é usada para facilitar o mapeamento topográfico da atividade EEG (SILVA et al., 1973; KIROUY et al., 2015). Em seguida foi feita limpeza com pasta abrasiva Nuprep skin prep Gel (Weaver, EUA) das áreas demarcadas e do lobo auricular esquerdo e fixação dos três eletrodos (Cz, Pz e A1) com a pasta condutora para EEG TEN20 (Weaver, EUA).

4.6.2 Teste de impedância elétrica

Trata-se de um procedimento realizado por comando ao software Biograph Infiniti®, conforme normas de aplicação da técnica, em que o resultado deve ser menor que $5,0\ \Omega$. Esse teste também é necessário para fornecer a referência de zero microvolts para as amplitudes das frequências corticais registradas futuramente.

4.6.3 Tarefa Motora

Os voluntários foram sentados em cadeira, com regulagem de altura do acento para apoio dos pés no chão e de braços para apoio do cotovelo e colocados em frente a uma plataforma de 10,0 cm de altura sobre a mesa, distante 10,0 cm da borda da mesa de apoio (Anexo 9). A tarefa

motora escolhida foi a de se elevar bimanual um objeto (querobel de 4,0Kg) da superfície da mesa até uma superfície superior. Ato que se assemelha ao avaliado na Escala das atividades de vida diária (EAD) preconizada por Lawton & Brody (1969) e validada para população idosa brasileira por Assis (ASSIS et al., 2014). Estudo Cahn (CAHN et al., 2003) indicam que EAD físicas e instrumentais podem ser analisadas por caminhos neuroanatômicos separados e que a quebra nos processos motores e cognitivos na DP pode afetar diferencialmente as habilidades de vida diária. Os resultados das análises de regressão múltipla também revelaram que componentes específicos do funcionamento motor simples e do funcionamento executivo mediam o desempenho em EAD.

4.6.4 Captação da Ritmo Sensório-Motor na tarefa motora

A captação da amplitude do Ritmo Sensório-Motor (RSM) durante a tarefa motora se deu na seguinte sequência: 1) Início da coleta do sinal de EEG; 2) Instruções verbais sobre a tarefa pretendida; 2) Mediante comando, inicia elevação de um querobel de 4,0kg da mesa de apoio situada à sua frente até a plataforma; 3) Pausa ao final da tarefa motora, que se deu quando o peso foi repousado sobre a plataforma; 4) Por fim, faz-se a gravação de cada sessão no banco de dados do software Biograph Infiniti.

Figura 8 – Sequência de movimentos durante a tarefa motora



Banco de dados do autor

A partir dos dados brutos, tratados pelas transformadas de Fourier e Wavelet, obtem-se o valor da $RSM_{\mu V}$ realizado pelo próprio software Biograph Infiniti, a partir da análise da média pico a pico da amplitude, que a diferença entre a máxima amplitude positiva (crista) e a máxima

amplitude negativa (vale), na frequência RSM em Cz-Pz, medida em microvolt (μV) no intervalo de tempo da coleta.

O reteste foi realizado seguindo o mesmo protocolo, com intervalo de sete dias do teste como preconizado em outros estudos (LEE et al., 2012; MARTINS et al., 2015; FISCHER et al., 2017; ESPENHAHN et al., 2017).

5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A distribuição dos dados foi analisada pelo teste normalidade de *Shapiro Wilk*. Considerando que os dados seguiram um comportamento não esperado na população, para comparação entre as medianas no teste e reteste foi utilizado teste de *Wilcoxon*. Ainda como medida de confiabilidade relativa, utilizamos o coeficiente de correlação intraclass (CCI). Para análise da confiabilidade absoluta, considerando a presença de heterocedasticidade, utilizamos o coeficiente de variação (CV) e o método de representação gráfica de Bland-Altman para demonstrar as tendências e os erros sistemáticos. Todas essas análises foram realizadas utilizando-se o *software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS 20.0)*. Em todas as análises foi adotado um nível de significância de 5%.

Para determinar a mudança mínima detectável (MMD) utilizamos com uso de microsoft excel o calculo proposto por Huang (HUANG et al., 2011; STEFFEN et al., 2008), pela fórmula:

$$MMD = Zscore \times \sqrt{2 \times EP \times EPM} \text{ onde,}$$

$Zscore = \bar{d} \pm 2,05 \times EP$. Sendo que o erro padrão (EP) = $dp \div \sqrt{n}$ e \bar{d} é o viés de erro e 2,05 é uma constante obtida pela *tabela t* com 27 (28-1) graus de liberdade com 95% de intervalo de confiança. E EPM é o erro padrão da medida, onde, $EPM = 2,05 \times dp \times \sqrt{1 - CCI}$

Além disso, o MMD pode ser expresso como uma porcentagem (MMD%), que é independente da unidade de medida.

$$\text{Sendo } MMD\% = \frac{MMD}{mdia} \times 100$$

6 RESULTADOS

6.1 Caracterização da amostra

Foram selecionados, inicialmente, 34 sujeitos, sendo excluídos 06 por falta no teste ou no reteste, totalizando 28 voluntários. A amostra apresentou idade média de 67.88 (± 9.78 anos), massa corporal média de 73.54 (± 14.24 Kg); altura média de 167.70 (± 0.8 cm); IMC com média de 25.93 (± 4.20); sendo 85.70% homens; 100% destros com comprometimento motor bilateral em 3.57%, à direita 53.57%, à esquerda 39.28% e sem alteração 3.57%. Apresentaram em média 6.64 (± 1.66) horas de sono por noite, tempo de diagnóstico médio de 7.5 (± 4.0 anos) e quanto ao nível de instrução 10.71% possuem 1º incompleto, 10.71% 1º completo, 2º completo em 10.71% e 67.85% apresentam 3º completo. A média do UPDRS III foi de 30.21 (± 14.44), a classificação de severidade da DP de acordo com a escala de H&Y, aponta que 42.9% estavam entre os níveis 1.0 a 1.5; 35.7% entre 2.0 a 2.5 e 21.4% no nível 3.0, classificados entre os mais graves. O nível de atividade física avaliado pelo IPAQ aponta que 29.63% são sedentários, 3.57% pouco ativos, 21.42% ativos e 42.85% muito ativos. Conforme tabela abaixo (tabela 1).

Tabela 1 – CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

AMOSTRA (n)	28
IDADE	67.88 (± 9.78) anos
PESO	73.54 (± 14.24) kg
ALTURA	167.70 (± 0.8) cm
IMC	25.93 (± 4.20)
SEXO	85.70% Homens

AMOSTRA (n)	28
DOMINÂNCIA MANUAL	100% DESTROS
LADO MAIS AFETADO	BILATERAL 3.57 % DIREITO 53.57% ESQUERDO 39.28% SEM COMPROMETIMENTO 3.57%
Nº DE HORAS DE SONO	6.64 (± 1.66) horas
TEMPO DE DIAGNÓSTICO (anos)	7.5 (± 4.0 anos)
UPDRS III	30.21 (± 14.44)
HOEHN & YAHR SCALE (H&Y)	42.9% (1.0-1.5) 35.7% (2.0-2.5) 21.4% (3.0)
NIVEL DE INSTRUÇÃO	1º INCOMPLETO 10.71% 1º COMPLETO 10.71% 2º COMPLETO 10.71% 3º COMPLETO 67.85%
IPAQ	SEDENTÁRIOS 29.63% POUCO ATIVO 3.57% INTERMEDIÁRIO 3.57% ATIVO 21.42% MUITO ATIVO 42.85%

6.2 Confiabilidade da Medida

O teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* apontou para distribuição não normal dos dados da amostra estudada. Assim, foi utilizada estatística não-paramétrica para análise dos dados.

A amplitude do RSM dada em microvolts (μV) apresentou no teste mediana 2.785 (IQ \pm 2.616) e um CV de 74.21%. No resteste a amplitude do RSM foi

de 2.945 (IQ \pm 2.12). O teste de hipótese de *Wilcoxon* demonstrou não existirem diferenças estatisticamente significantes entre as medianas no teste e reteste ($p = 0.99$) (tabela 2).

Tabela 2 – TRATAMENTOS ESTATÍSTICOS DO RITMO SENSÓRIO-MOTOR TESTE-RETESTE

	RSM TESTE	RSM RETESTE	<i>p value</i>
Mediana	2.785 (2.616)*	2.945 (2.12)*	0.99
Coeficiente de Variação (CV)	74.21%	58.84%	

*Valores de média da amplitude do RSM em μV

O coeficiente de correlação intraclasse (CCI), apresentou nível moderado de confiabilidade das medidas entre o teste e o reteste (0.576; $p = 0.017$) com intervalo de confiança em 95% (0.068 a 0.806) (tabela 3). A mudança mínima detectável (MMD) foi de 4.17 μV e o MMD% de 120%.

Tabela 3 – CONFIABILIDADE RELATIVA DO RITMO SENSÓRIO-MOTOR TESTE-RETESTE

	Teste	Reteste	CCI (95% IC)
RSM μV	2.785 (\pm 2.616)*	2.945 (\pm 2.12)*	0.576 (0.068-0.806)

*Valores de média da amplitude do RSM em μV

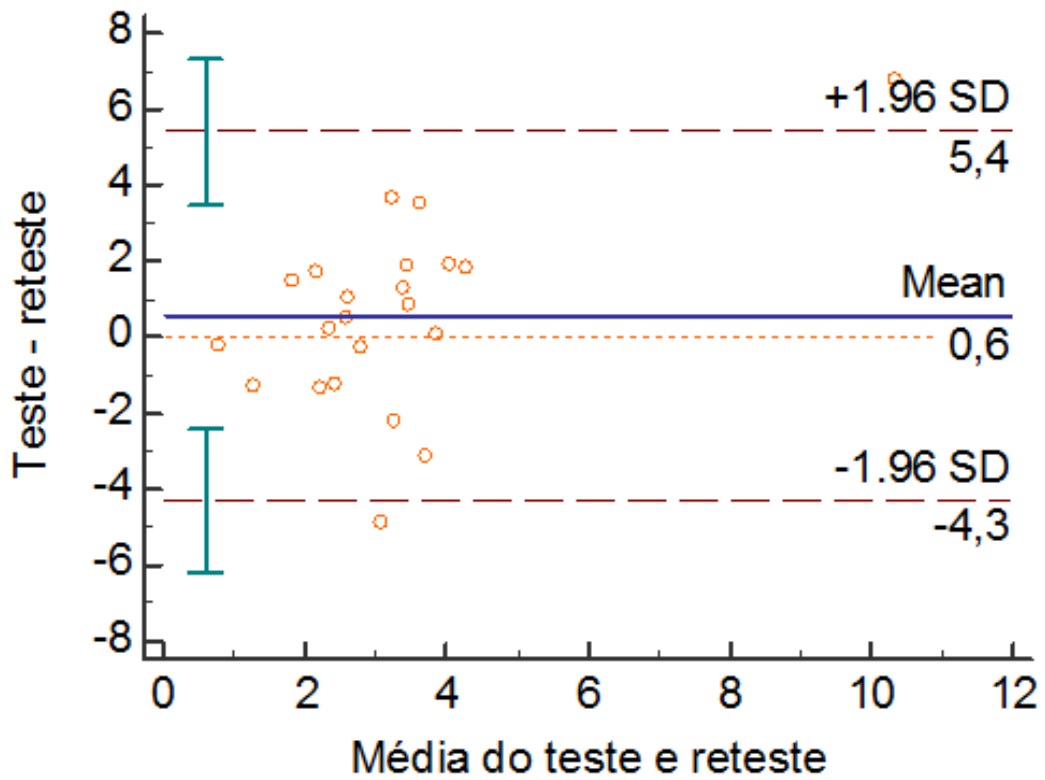
A confiabilidade absoluta expressa no gráfico de Bland-Altman (gráfico 1) aponta para um erro sistemático de 0.6 μV , com limites de concordância inferior de - 4.3 μV e superior 5.4 μV , indicando um erro aleatório de $\pm 5.00\mu\text{V}$ conforme tabela 4.

Tabela 4 – CONFIABILIDADE ABSOLUTA DO RITMO SENSÓRIO-MOTOR TESTE-RETESTE

	Erro Sistemático	Erro Aleatório	Limite Inferior	Limite Superior
RSM μV	0.6 (\pm 2.55)	$\pm 5.00^*$	- 4.30*	5.40*

*Valores de média da amplitude do RSM em μV

Gráfico 1 – Representação gráfica do método Bland-Altman considerando os dados da amplitude média do ritmo sensório-motor em Cz-Pz no teste e reteste.



7 DISCUSSÃO

Ao determinar a confiabilidade relativa e absoluta da avaliação eletroencefalográfica da amplitude do ritmo sensório-motor na área sensório-motora (Cz-Pz) em indivíduos com DP durante uma tarefa motora de membros superiores, consideramos que esta é determinada de acordo com a variabilidade biológica ou em virtude de possível erro no protocolo proposto para a medição. O primeiro caso ocorre em função de alterações bioquímicas ou fisiológicas do próprio sujeito em dois momentos distintos. Já o erro aleatório ou sistemático, surge em função do protocolo de medição, conforme proposto por Atkinson (ATKINSON; NEVILL, 1998), podendo ser expresso com estatísticas descritivas, ou pela proporção dos valores medidos; como exemplo o coeficiente de variação (CV), sendo que este pode ser usado de acordo com Espenhan (ESPENHAHN et al., 2017), ao se considerar os dados como heterocedásticos, ou seja, que a quantidade de erro aleatório aumenta à medida que os valores medidos aumentarem, como ocorreu neste estudo.

Nossos resultados apontam para uma confiabilidade moderada do EEG, da frequência RSM para parkinsonianos, durante uma tarefa motora (CCI = 0.576). Demonstram ainda que não houve diferença entre o teste e o reteste de acordo com o coeficiente de correlação de *Wilcoxon* ($p = 0.99$), assertiva apoiada sobre um baixo erro sistemático, vié de $0.6\mu\text{V}$ no Bland-Altman. Podendo ainda afirmar que houve um erro aleatório no protocolo de $\pm 5.00\mu\text{V}$, além de possíveis medidas de erros, relacionadas à mudanças detectáveis a partir de $4.17\mu\text{V}$ (MMD) com variação de 120% como apontado no MMD%.

Rapp (RAPP et al., 2015) recomendam usar o CCI, para relatar a confiabilidade teste-reteste, devido a sua relação com o CV, EPM e consequentemente MMD. O uso do CV segundo Atkinson (ATKINSON; NEVILL, 1998) pressupõe que a maior variação teste-reteste ocorre nos indivíduos que obtiveram os maiores valores no teste. Valores de CCI moderados como encontrado neste estudo, significam, de acordo com Espenhan (ESPENHAHN et al., 2017), que a variabilidade dentro do sujeito é relativa e que a maior parte da variação é

causada por diferenças entre sujeitos da mesma população.

Contudo, a diversidade de análise estatística dificulta uma compreensão clara da confiabilidade em muitas medidas de EEG. Ao encontro de Rapp (RAPP et al., 2015), os estudos revistos nessa trabalho, verificaram, igualmente, grande variedade de tratamentos estatísticos, ora como paramétricos, ora como não-paramétricos, assim têm-se: Cornbach alfa ((LEGGET et al., 2017); correlação de classificação (MCEVOY; SMITH; GEVINS, 2000; ALBADA; ROBINSON, 2007); coeficiente de correlação intraclasse ((ESPENHAHN et al., 2017; LEE et al., 2012; RAYEGANI et al., 2014; FISCHER et al., 2017); coeficiente de correlação de *Wilcoxon* (ATKINSON; NEVILL, 1998; SARNTHEIN; JEANMONOD, 2007; SOUZA, 2012; RAYEGANI et al., 2014; FISCHER et al., 2017); Coeficiente de Variação (SARNTHEIN; JEANMONOD, 2007; ESPENHAHN et al., 2017; FISCHER et al., 2017).

Estudos que investigam a atividade do EEG, destacam que, por ser um sinal dinâmico, sua confiabilidade varia em função da faixa de frequência, região cerebral, tipo de tarefa, homogeneidade da população e da distribuição das medidas, que tendem a ser não normal, o que consequentemente reduz a confiabilidade teste-reteste (ESPENHAHN et al., 2017; LEE et al., 2012; BAZANOVA; VERNON, 2014; VERNON et al., 2003; RAPP et al., 2015). Corroborando com outros autores, analisamos nossos dados de EEG como heterocedásticos e não-paramétricos (SARNTHEIN; JEANMONOD, 2007; RAYEGANI et al., 2014; VASQUEZ et al., 2015; FISCHER et al., 2017).

Nos campos relacionados com o processamento de sinal, a transformada de Fourier é tipicamente utilizada para decompor um sinal em subcomponentes de frequência e suas amplitudes (USAKLI, 2009; WANG; HSIEH, 2013; SUBRAMANIAN et al., 2016). Outro método eficiente para o processamento de sinal em termos de decomposição e extração de recursos é o método de domínio *wavelet* (ou “onda alvo”) (KAVITHA; KRISHNAVENI, 2016). *Wavelet* são amplamente utilizadas no campo da análise de sinal de EEG. A transformada *wavelet* é considerada uma forma de decomposição de sub-bandas, mas com amostragem descendente. A partir dessa decomposição recursos como a ampli-

tude pico a pico e o coeficiente de variação podem ser extraídos (KAVITHA; KRISHNAVENI, 2016).

Este estudo encontrou um valor de CCI moderado (0.567), que esta de acordo com a literatura. McEvoy (MCEVOY; SMITH; GEVINS, 2000) encontraram um CCI de 0.580, ao realizarem teste de confiabilidade de Alpha, em Cz-Pz de sujeitos saudáveis com intervalo de sete dias. Da mesma forma, Espenhahn (ESPENHAHN et al., 2017) também encontrou uma baixa confiabilidade (0.402) nas estimativas da amplitude da frequência Beta, dadas em microvolts, relacionadas ao movimento e que, segundo o autor, pareceu ser impulsionado, em sujeitos saudáveis, por maior variabilidade biológica entre as sessões (VERNON et al., 2003; THATCHER, 2010; MCEVOY; SMITH; GEVINS, 2000; ESPENHAHN et al., 2017).

McEvoy (MCEVOY; SMITH; GEVINS, 2000) afirmaram haver maior confiabilidade do EEG em Cz e Pz relacionado à tarefa em comparação ao repouso, e que isto se dava provavelmente, a maiores variações nos níveis de atenção e alerta em estados de repouso do que durante o desempenho de tarefas.

A análise de confiabilidade durante uma tarefa motora cotidiana, como realizado aqui tem maior relevância para a análise da variabilidade da amplitude do RSM na área sensório-motora na DP, visto que a prática de atividade física tem relação direta com a qualidade e funcionalidade das redes neurais relacionadas com a motricidade e percepção somatossensorial e viso-espacial (SCHARNOWSKI et al., 2012; WEISKOPF, 2012; GUTMANN et al., 2014).

Na DP há uma diminuição espectral das frequências rápidas em detrimento de um aumento das frequências mais lentas (CHATURVEDI et al., 2017; AZARPAIKAN; TORBATI; SOHRABI, 2014; DOVZHENOK et al., 2013; LAINSCSEK et al., 2013; ŠUMEC et al., 2015), dessa forma em reavaliações com EEG da DP, espera-se que as amplitudes sejam menores nas estruturas circunscritas na área sensório-motora, devido a relação diretamente proporcional da amplitude com as frequências elétricas medidas no córtex, e inversamente proporcional ao esforço cognitivo e ao ineditismo da tarefa (ROS et al., 2014; ZICH et al., 2015; WANG; HSIEH, 2013; GUTMANN et al., 2014; STAUFENBIEL

et al., 2014).

Neste sentido, não encontramos diferença significativa entre as medianas do teste e reteste ($p=0.99$), semelhante aos achados de Kober (KOBBER et al., 2015) durante uma atividade motora em sujeitos saudáveis, não observaram variações significativas entre os grupos na amplitudes de RSM em Cz (GE: $0.28 \mu\text{V}$, ns; GC: $0.66 \mu\text{V}$, ns). Assim como Staufenbiel (STAUFENBIEL et al., 2014), não encontrou diferenças nas medidas de EEG da frequência de Beta durante o repouso, em população idosa, com média de idade de $66.4 (\pm 1.90)$ anos, indicando, como confirmado em nossos achados, que a amplitude do RSM se mantém estável antes do treinamento.

Semelhantes aos estudos de Wang e Hsieh (WANG; HSIEH, 2013) e Kober (KOBBER et al., 2015), tivemos um erro sistemático neste protocolo menor que $1,0 \mu\text{V}$.

As variações da amplitude média de RSM encontrados por Yu (YU; KANG; JUNG, 2012) ($5,0 \mu\text{V} \pm 4,35$) e Kober (KOBBER et al., 2015) ($5,33 \mu\text{V}$) estão de acordo com os nossos limites de concordâncias inferior ($- 4.30 \mu\text{V}$) e superior ($5.30 \mu\text{V}$), apresentados no gráfico de Bland-Altman e apontados como erros aleatórios. Os limites de concordância apontam para uma variação da diferença de potencial elétrico das células piramidais, que, como visto, tem relação com mudanças na amplitude da onda. Logo, os limites de concordância inferiores ou negativos ($- 4.30 \mu\text{V}$) significam que no reteste (dia 2) a amplitude de RSM esteve maior que no teste (dia 1); ao passo que, para um limite de concordância superior, essa diferença terá sido positiva ($5.30 \mu\text{V}$), ou seja, tivemos a amplitude de RSM menor no reteste. Apontando que no reteste a diminuição da amplitude do RSM pode se dar por mecanismos de aprendizagem, na medida em que reduz a excitação da via tálamo-cortical (SUBRAMANIAN et al., 2016; SUBRAMANIAN et al., 2011; HALLER et al., 2013).

Nosso apontamentos de erro em MMD ($4,17 \mu\text{V}$), para DP no estado *on* foram maiores que os valores de média da amplitude de Beta ($0.99 \pm 0.22 \mu\text{V}$), descritos por Enriquez-Geppert (ENRIQUEZ-GEPPERT et al., 2014) em Fz, Cz e Pz, assim como as amplitude média de RSM em Cz e Pz ($1.00 \mu\text{V}$ e

1.02 μ V, respectivamente) apontados por Kober (2015) com amostras de sujeitos saudáveis. Assim, o MMD foi calculado com o objetivo de discutir os resultados obtidos sob a ótica da prática clínica, logo os valores de MMD teste de 4.17 μ V podem ser interpretados como a variação na amplitude de RSM em Cz-Pz, na DP, que deverão ser observados como uma medida de erro absoluto atribuída ao protocolo proposto, assim como observar variações em torno de 120% no intervalo (ABBRUZZESE et al., 2016; ROGEL et al., 2015; FISCHER et al., 2017).

Ressalta-se que os valores de RSM μ V, neste estudo, foram extraídos com os voluntários no estado *on* da medicação dopaminérgica, sendo por isso suas amplitudes menores que aquelas sem a medicação em função da maior hiperpolarização do tálamo (CROWELL et al., 2012).

O tempo de execução da tarefa motora pode não ter sido suficiente para um maior tempo de registro do EEG, o que segundo Thatcher (THATCHER, 2010), aumentaria a confiabilidade teste-reteste de EEG.

Na escolha da tarefa motora, a carência de estudos que validam instrumentos de avaliação das incapacidades na DP, apontado por Shulman (SHULMAN et al., 2016), incluindo esclarecimentos sobre os efeitos *on* e *off*; respostas do paciente versus do cuidador; diferenças clinicamente importantes; impacto dos sintomas motores versus não-motores, especialmente deficiências cognitivas versus motoras e características demográficas, podem ter influenciado na escolha da melhor estratégia de avaliação do RSM com EEG.

8 CONCLUSÃO

Uma vez que a confiabilidade das medidas do EEG é crucial para sua utilidade clínica, este estudo de confiabilidade do protocolo de medida do RSM por meio de EEG em Cz-Pz após teste e reteste de uma tarefa motora demonstrou moderada confiabilidade relativa. Em relação a confiabilidade absoluta, o erro sistemático foi pequeno mas o erro aleatório foi considerável, o qual poderá ser utilizado em futuros estudos e na prática profissional como estimativa de erro associadas as mensurações no indivíduo com doença de Parkinson. Contudo, fazem-se necessários estudos que correlacionem mudanças clínicas motoras as amplitudes do RSM na área sensório-motora na DP.

REFERÊNCIAS

ABBRUZZESE, G. et al. Rehabilitation for Parkinson's disease: Current outlook and future challenges. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 22, p. S60 – S64, 2016.

ALBADA, S. J. van; ROBINSON, P. A. Transformation of arbitrary distributions to the normal distribution with application to EEG test-retest reliability. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 161, n. 2, p. 205 – 211, 2007.

ASSIS, L. de O. et al. **Propriedades psicométricas do questionário de atividades de vida diária Pfeffer**. 2014. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Minas Gerais. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/1843/BUBD-9VNG4Q>>.

ATKINSON, G.; NEVILL, A. Statistical Methods for Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. **Sports Medicine**, v. 26, n. 4, p. 217 – 238, 1998.

AZARPAIKAN, A. et al. Neurofeedback and physical balance in Parkinson's patients. **Gait and Posture**, v. 40, n. 1, p. 177 – 181, 2014.

BAZANOVA, O. M.; VERNON, D. Interpreting EEG alpha activity. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 44, p. 94 – 110, 2014.

BENEDETTI, T. R. B. et al. Reprodutibilidade e validade do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) em homens idosos. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, Sociedade Brasileira de Medicina do Exercício e do Esporte, v. 13, n. 1, p. 11 – 16, 02 2007.

BERRIOS, G. E. Introdução à “ Paralisia agitante ” de James Parkinson (1817). **Rev. Latinoam. Psicopatologia Fundamental**, São Paulo, v. 19, n. 1, p. 114 – 121, março 2016.

BONINI-ROCHA, A. C. et al. Metodologia para observação e quantificação de sinais de EEG relativos a evidências cognitivas de aprendizagem motora. **Ciência & Cognição**, v. 13, n. 2, p. 27 – 50, 2008.

BOOTH, T. C. et al. The Role of Functional Dopamine-Transporter SPECT Imaging in Parkinsonian Syndromes, Part 1. **American Journal of Neuroradiology**, v. 36, n. 2, Feb 2015.

BROCCARD, F. D. et al. Closed-loop Brain-Machine-Body Interfaces for Noninvasive Rehabilitation of Movement Disorders. **Ann Biomed Eng**, v. 42, n. 8, p. 1573 – 1593, 2015.

CAHN, D. A. et al. Differential contributions of cognitive and motor component processes to physical and instrumental activities of daily living in Parkinson's disease. **Archives of clinical neuropsychology**, v. 13, p. 575 – 83, 11 2003.

CAVANNA, A. E.; TRIMBLE, M. R. The precuneus: A review of its functional anatomy and behavioural correlates. **Brain**, v. 129, n. 3, p. 564 – 583, 2006.

CHATURVEDI, M. et al. Quantitative EEG (QEEG) measures differentiate Parkinson's disease (PD) patients from healthy controls (HC). **Front. Aging Neuroscience**, v. 9, n. 3, 2017.

CROWELL, A. L. et al. Oscillations in sensorimotor cortex in movement disorders: an electrocorticography study. **Brain**, Oxford University Press, v. 135, n. 2, p. 615 – 630, 2012. ISSN 0006-8950.

DOPPELMAYR, M.; WEBER, E. Effects of SMR and Theta/Beta Neurofeedback on Reaction Times, Spatial Abilities, and Creativity. **Journal of Neurotherapy**, v. 15, n. 2, p. 115 – 129, 2011.

DOVZHENOK, A. et al. Failure of Delayed Feedback Deep Brain Stimulation for Intermittent Pathological Synchronization in Parkinson's Disease. **PLoS ONE**, v. 8, n. 3, p. 1 – 10, 2013.

DUŠEK, P. et al. Abnormal activity in the precuneus during time perception in Parkinson's disease: An fMRI study. **PLoS ONE**, v. 7, n. 1, 2012.

EMMERT, K. et al. Meta-analysis of real-time fMRI neurofeedback studies using individual participant data: How is brain regulation mediated? **NeuroImage**, v. 124, p. 806 – 812, 2016.

ENRIQUEZ-GEPPERT, S. et al. Modulation of frontal-midline theta by neurofeedback. **Biological Psychology**, v. 95, n. 1, p. 59 – 69, 2014.

ESPENHAHN, S. et al. Movement-related beta oscillations show high intra-individual reliability. **NeuroImage**, v. 147, p. 175 – 185, September 2017.

FAMBRINI, F. **Projeto de um Sistema de Registro de Sinais de Neurônios in vitro em Matriz de Microeletrodos**. 2013. 142 p. Dissertação (Ciência da Computação) — Faculdade Campo Limpo Paulista, São Paulo. Acesso em: 25/04/2017.

FISCHER, P. et al. Subthalamic nucleus beta and gamma activity is modulated depending on the level of imagined grip force. **Experimental Neurology**, v. 293, p. 53 – 61, 2017.

- GRUZELIER, J.; EGNER, T. Critical validation studies of neurofeedback. **Child and Adolescent Psychiatric Clinics of North America**, v. 14, n. 1, p. 83 – 104, 2005.
- GUTMANN, B. et al. Effects of physical exercise on individual resting state EEG alpha peak frequency. **Neural Plasticity**, v. 2015, 2014.
- HALLER, S. et al. Dynamic reconfiguration of human brain functional networks through neurofeedback. **NeuroImage**, v. 81, p. 243 – 252, 2013.
- HAN, C. X. et al. Investigation of EEG abnormalities in the early stage of Parkinson's disease. **Cognitive Neurodynamics**, v. 7, n. 4, p. 351 – 359, 2013.
- HERZ, D. M. et al. Dopamine replacement modulates oscillatory coupling between premotor and motor cortical areas in parkinson's disease. **Cerebral Cortex**, v. 24, n. 11, p. 2873 – 2883, november 2014.
- HÉTU, S. et al. The neural network of motor imagery: An ALE meta-analysis. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 37, n. 5, p. 930 – 949, 2013.
- HIRSCH, L. et al. The Incidence of Parkinson's Disease: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Neuroepidemiology**, v. 46, n. 4, p. 292 – 300, 2016.
- HUANG, S. et al. Minimal Detectable Change of the Timed "Up & Go" Test and the Dynamic Gait Index in People With Parkinson Disease. **Physical Therapy**, v. 91, n. 1, p. 114 – 121, 2011.
- HURT, E. et al. Quantitative EEG neurofeedback for the treatment of pediatric attention-deficit/hyperactivity disorder, autism spectrum disorders, learning disorders, and epilepsy. **Child and Adolescent Psychiatric Clinics of North America**, v. 23, n. 3, p. 465 – 486, 2014.
- HUSTER, R. J. et al. Brain-computer interfaces for EEG neurofeedback: Peculiarities and solutions. **Internacional Journal of Psychophysiology**, v. 91, n. 1, p. 36 – 45, 2014.
- JANKOVIC, J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 79, n. 4, p. 368 – 376, 2008.
- KANDEL, E. R. et al. **Principles of Neuroscience**. 5^a. ed. [S.l.]: McGraw-Hill Companies, 2013. Cap 33; 743-767, cap 38; 865-893, cap 44; 999-1014. ISBN 978-0-07-181001-2.
- KAVITHA, A.; KRISHNAVENI, V. A novel automatic stepwise signal processing based computer aided diagnosis system for epilepsy-seizure detection

and classification for EEG . **Biomedical Research**, special, p. s178 – s185, august 2016.

KIROY, V. N. et al. Changes in the Spectral Characteristics of EEG during Neurofeedback Training. **Fiziologija Cheloveka**, v. 41, n. 3, p. 50 – 62, 2015.

KOBER, S. E. et al. Shutting down sensorimotor interference unblocks the networks for stimulus processing: An SMR neurofeedback training study. **Clinical Neurophysiology**, v. 126, n. 1, p. 82 – 95, 2015.

LAINSCSEK, C. et al. Non-linear dynamical analysis of EEG time series distinguishes patients with Parkinson's disease from healthy individuals. **Frontiers in Neurology**, v. 4, p. 1 – 8, December 2013.

LEE, N. G. et al. Feasibility and test-retest reliability of an electroencephalography-based brain mapping system in children with cerebral palsy: A preliminary investigation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 5, p. 882 – 888, 2012.

LEGGET, K. T. et al. MEG and EEG demonstrate similar test-retest reliability of the 40 Hz auditory steady-state response. **Internacional Journal of Psychophysiology**, v. 114, p. 16 – 23, 2017.

LIN, K. et al. Assessing the Stroke-Specific Quality of Life for Outcome Measurement in Stroke Rehabilitation: Minimal Detectable Change and Clinically Important Difference. **Health and Quality of Life Outcomes**, v. 9, n. 1, 2011.

LITTLE, S.; BROWN, P. The functional role of beta oscillations in Parkinson's disease. **Parkinsonism & related disorders**, v. 20 Suppl 1, p. S44 – 8, 11 2013.

MARTINS, W. R. et al. Avaliação da força de extensão do joelho em indivíduos idosos : confiabilidade de um protocolo de teste isocinético. **Rev Bras Ativ Fís Saúde**, p. 435 – 444, 2015.

MATSUDO, S. M.; BARROS NETO, T. L. Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ): Estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. **Atividade Física e Saúde**, scielo, v. 6, n. 2, p. 2 – 18, 2001.

MCEVOY, L. K. et al. Test-retest reliability of cognitive EEG. **Clinical neurophysiology**, v. 111, p. 457 – 463, 2000.

MICOULAUD-FRANCHI, J. A. et al. Electroencephalographic neurofeedback: Level of evidence in mental and brain disorders and suggestions for good clinical practice. **Neurophysiologie Clinique**, v. 45, n. 6, p. 423 – 433, 2015.

- MINISTERIO DA SAÚDE. **PROTOS COLOS CLÍNICOS E DIRETRIZES TERAPÊUTICAS - Volume 3**. Brasília - DF, 2014. Acesso em: 05/05/2017.
- MURE, H. et al. Parkinson's Disease Tremor-Related Metabolic Network: Characterization, Progression, and Treatment Effects. **NeuroImage**, v. 54, n. 2, p. 1244 – 1253, 1 2011. ISSN 1053-8119.
- NICARETTA, D. H. et al. Disautonomia na Doença de Parkinson, Revisão da literatura. **Revista Brasileira de Neurologia**, v. 47, n. 4, p. 25 – 29, 2011.
- NIEUWBOER, A. et al. Parkinsonism and Related Disorders Motor learning in Parkinson ' s disease : limitations and potential for rehabilitation. **Journal of Neurology**, v. 3, p. 53 – 58, 2009.
- NINAUS, M. et al. Brain volumetry and self-regulation of brain activity relevant for neurofeedback. **Biological Psychology**, v. 110, p. 126 – 133, 2015.
- NIV, S. Clinical efficacy and potential mechanisms of neurofeedback. **Personality and Individual Differences**, v. 54, n. 6, p. 676 – 686, 2013.
- PERFETTI, B. et al. Attention modulation regulates both motor and non-motor performance: A high-density EEG study in Parkinson's disease. **Arch Ital Biol**, v. 148, n. 3, p. 279 – 288, 2010.
- RAPP, P. E. et al. Traumatic Brain Injury Detection Using Electrophysiological Methods. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 9, n. February, p. 1 – 32, 2015.
- RAYEGANI, S. M. et al. Effect of Neurofeedback and Electromyographic-Biofeedback Therapy on Improving Hand Function in Stroke Patients. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 21, n. 2, p. 137 – 151, 2014.
- ROGEL, A. et al. Transient Adverse Side Effects During Neurofeedback Training: A Randomized, Sham-Controlled, Double Blind Study. **Applied Psychophysiology Biofeedback**, v. 40, n. 3, p. 209 – 218, 2015.
- ROS, T. et al. Tuning pathological brain oscillations with neurofeedback: A systems neuroscience framework. **Biological Psychology**, v. 8, December 2014.
- ROS, T. et al. Optimizing microsurgical skills with EEG neurofeedback. **BMC Neuroscience**, v. 10, n. 1, 2009.
- ROS, T. et al. Neurofeedback facilitation of implicit motor learning. **Biological Psychology**, v. 95, n. 1, p. 54 – 58, 2014.

- SARNTHEIN, J.; JEANMONOD, D. High Thalamocortical Theta Coherence in Patients with Parkinson's Disease. **The Journal of Neuroscience**, v. 27, n. 1, p. 124 – 131, January 2007.
- SCHARNOWSKI, F. et al. Improving Visual Perception through Neurofeedback. **Journal of Neuroscience**, v. 32, n. 49, p. 17830 – 17841, 2012.
- SCHARNOWSKI, F. et al. Manipulating motor performance and memory through real-time fMRI neurofeedback. **Biological Psychology**, v. 108, p. 85 – 97, 2015.
- SHARMAN, M. et al. Parkinson's disease patients show reduced cortical-subcortical sensorimotor connectivity. **Movement Disorders**, v. 28, n. 4, p. 447 – 454, 2013.
- SHULMAN, L. M. et al. Disability Rating Scales in Parkinson's Disease: Critique and Recommendations. **Wiley Online Library**, v. 31, n. 10, p. 1455 – 1465, 10 2016. Acesso em: 2017-10-08.
- SILVA, F. H. L. da et al. ORGANIZATION OF THALAMIC AND CORTICAL ALPHA RHYTHMS: SPECTRA AND COHERENCES. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 35, p. 627 – 639, 1973.
- SOUZA, P. A. C. e. Tamanho de Amostra e Poder para Três Testes Não-Paramétricos Tamanho de Amostra e Poder para Três Testes Não-Paramétricos. 2012.
- STAUFENBIEL, S. M. et al. Effect of beta and gamma neurofeedback on memory and intelligence in the elderly. **Biological Psychology**, v. 95, n. 1, p. 74 – 85, 2014.
- STEFFEN, T. et al. Test-Retest Reliability and Minimal Form Health Survey , and the Unified Parkinson Disease Rating Scale in People With Parkinsonism. **Physical Therapy**, v. 88, n. 6, p. 733 – 746, 2008.
- STERMAN, M. B. Physiological origins and functional correlates of EEG rhythmic activities: Implications for self-regulation. **Biofeedback and Self-Regulation**, v. 21, n. 1, p. 3 – 33, 1996.
- STERMAN, M. B.; EGNER, T. Foundation and practice of neurofeedback for the treatment of epilepsy. **Applied Psychophysiology Biofeedback**, v. 31, n. 1, p. 21 – 35, 2006.

SUBRAMANIAN, L. et al. Real-Time Functional Magnetic Resonance Imaging Neurofeedback for Treatment of Parkinson's Disease. **Neurobiology of Disease**, v. 31, n. 45, p. 16309 – 16317, 2011.

SUBRAMANIAN, L. et al. Functional Magnetic Resonance Imaging Neurofeedback-guided Motor Imagery Training and Motor Training for Parkinson's Disease: Randomized Trial. **Frontiers in Behavioral Neuroscience**, v. 10, n. June, p. 1 – 13, 2016.

SULZER, J. et al. Neurofeedback-mediated self-regulation of the dopaminergic midbrain. **NeuroImage**, v. 83, p. 817 – 825, 2013.

THATCHER, R. W. Validity and Reliability of Quantitative Electroencephalography. **Journal of Neurotherapy**, v. 14, n. 2, p. 122 – 152, 2010.

THATCHER, R. W. **Introduction & Certification from Handbook of Quantitative Electroencephalography and EEG Biofeedback**. 1. ed. [S.l.]: Introduction & Certification Sections Only, 2012. 117 – None p. Cap 1; 7-26.

THIBAUT, R. T. et al. Neurofeedback, self-regulation, and brain imaging: Clinical science and fad in the service of mental disorders. **Psychotherapy and Psychosomatics**, v. 84, n. 4, p. 193 – 207, 2015.

TOMLINSON, C. L. et al. Physiotherapy intervention in Parkinson's disease: systematic review and meta-analysis. v. 345, n. aug06 1, p. e5004 – e5004, 2012.

USAKLI, A. B. Improvement of EEG signal acquisition: An electrical aspect for state of the Art of front end. **Computational Intelligence and Neuroscience**, v. 2010, 2009.

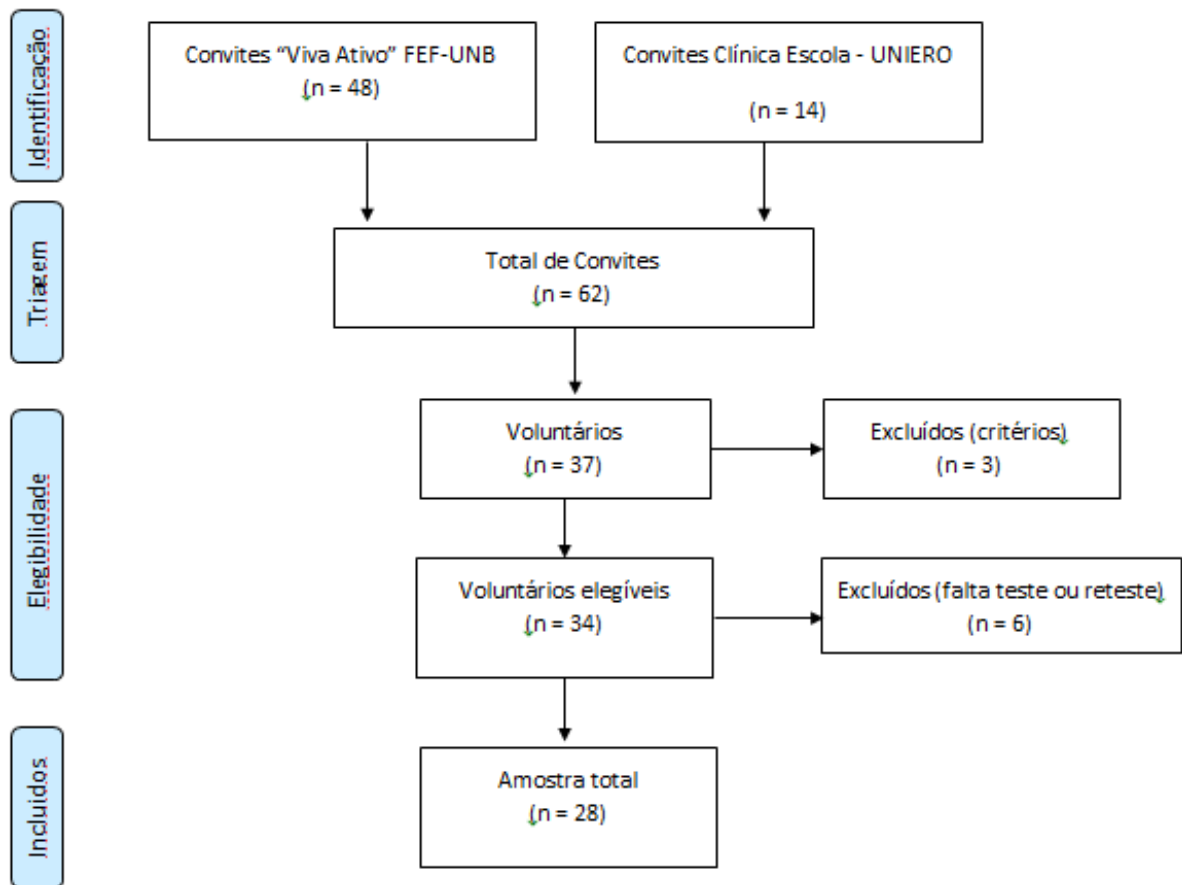
VASQUEZ, M. et al. Efectos del entrenamiento asistido con neurofeedback sobre el EEG, los procesos de función ejecutiva y el estado de ánimo en una muestra de población normal. **Anales de Psicología**, v. 31, n. 1, p. 317 – 323, 2015.

VERNON, D. et al. The effect of training distinct neurofeedback protocols on aspects of cognitive performance. **Internacional Journal of Psychophysiology**, v. 47, n. 1, p. 75 – 85, 2003.

WAGNER, J. M. et al. Reproducibility and Minimal Detectable Change of Three-Dimensional Kinematic Analysis of Reaching Tasks in People With Hemiparesis After Stroke. **Physical Therapy**, v. 88, n. 5, p. 652 – 663, 2008.

- WANG, J. R.; HSIEH, S. Neurofeedback training improves attention and working memory performance. **Clinical Neurophysiology**, v. 124, n. 12, p. 2406 – 2420, 2013.
- WEINGARTEN, C. P. et al. Neuroimaging of Parkinson's Disease: Expanding views. **Neuroscience Biobehav Rev**, v. 59, p. 16 – 52, 2016.
- WEISKOPF, N. Real-time fMRI and its application to neurofeedback. **NeuroImage**, v. 62, n. 2, p. 682 – 692, 2012.
- WICKREMARATCHI, M. M. et al. Prevalence and age of onset of Parkinson's disease in Cardiff: a community based cross sectional study and meta-analysis. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 80, n. 7, p. 805 – 807, 2009.
- WU, T. et al. Functional connectivity of cortical motor areas in the resting state in Parkinson's disease. **Human Brain Mapping**, v. 32, n. 9, p. 1443 – 1457, 2011.
- YU, J. et al. Effects of Neurofeedback on Brain Waves and Cognitive Functions of Children with Cerebral Palsy: a Randomized Control Trial. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 24, n. 9, p. 809 – 812, 2012.
- ZICH, C. et al. Lateralization patterns of covert but not overt movements change with age: An EEG neurofeedback study. **NeuroImage**, v. 116, p. 80 – 91, 2015.
- ŠUMEC, R. et al. Psychological Benefits of Nonpharmacological Methods Aimed for Improving Balance in Parkinson's Disease: A Systematic Review. **Behavioural Neurology**, v. 2015, p. 1 – 16, 2015.

Apêndices

APÊNDICE A – FLUXOGRAMA SELEÇÃO AMOSTRAL

APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Você está sendo convidado (a) a participar da pesquisa intitulada: *Confiabilidade da avaliação eletroencefalográfica na área sensório-motora em indivíduos com Doença de Parkinson.* Á ser realizada pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Educação Física UnB, na Linha de pesquisa: Exercícios Físicos e Reabilitação em Populações Especiais. Tema: Aspectos Biológicos e Fisiológicos Relacionados à Atividade Física, Envelhecimento e Doenças Crônicas Não Transmissíveis.

O propósito deste estudo será realizar um protocolo de teste e reteste da avaliação da linha de base e treinamento cognitivo único e breve, a partir da auto-regulação do ritmo sensório motor, sobre a área motora suplementar de forma não invasiva.

Você receberá todos os esclarecimentos necessários antes e no decorrer deste procedimento e lhe asseguramos que seu nome não aparecerá, sendo mantido o mais rigoroso sigilo através de omissão total de quaisquer informações que permitam identificá-lo (a).

O procedimento tem um tempo estimado para sua realização previsto de 30 (trinta) minutos, repetido mais uma única vez, 07 (sete) dias depois desta data. Informamos que você pode se recusar a responder (ou participar de qualquer procedimento) qualquer questão que lhe traga constrangimento, podendo desistir em qualquer momento, sem nenhum prejuízo para você. Sua participação é voluntária, isto é, não há pagamento por sua colaboração.

Os resultados da pesquisa serão divulgados na Universidade de Brasília (UnB) e demais instituições parceiras, podendo ser publicados posteriormente. Os dados e materiais utilizados ficarão sobre a guarda da pesquisadora responsável.

Se você tiver qualquer dúvida em relação a esta pesquisa, por favor, entrar em contato com o PPGEF/UnB em horário comercial, no período de 8:00 às 12:00 e de 14:00 às 18:00, ou ainda com o fisioterapeuta especialista em Reabilitação

Neurofuncional Carlos M. C. Viana , pelo telefone (61) 3107-2512 ou (61) 98173-6009, no horário das 8h às 12h e 14h às 18h.

Nome do participante/assinatura

Nome pesquisador/assinatura

_____, ____ de _____ de _____

APÊNDICE C – QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO (ANAMNESE)

QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO (ANAMNESE)

Confiabilidade de um protocolo de avaliação eletroencefalográfica na área sensório-motora na Doença de Parkinson.

FICHA DE ANAMNESE

Avaliador: _____ *Data:* ____/____/____

IDENTIFICAÇÃO:

NOME: _____ masc. fem.

DATA DE NASCIMENTO: ____/____/____

ENDEREÇO: _____ CEP: _____

TELEFONES DE CONTATO: _____ ou _____

Profissão/ocupação: _____

Peso (Kg): _____ Altura (cm): _____

Escolaridade:

- 1º grau Incompleto
- 1º grau completo
- 2º grau Incompleto
- 2º grau completo
- 3º grau Incompleto
- 3º grau completo
- Outros _____

Dominância Manual: direita esquerda

HISTÓRIA PATOLÓGICA PREGRESSA

	SIM	NAO	Descrever
Apresentou alguma doença ou realizou cirurgia ortopédica nos últimos seis meses			
Apresentou alguma doença ou realizou cirurgia ocupacional nos últimos seis meses			
Apresentou alguma doença ou realizou cirurgia neurológica nos últimos seis meses			
Portador de diabetes			
Portador de Cardiopatias (Hipertensão, ICC, etc).			
Faz uso de outras medicações			

HISTÓRIA DA DOENÇA DE PARKINSON:

1. Primeiros sintomas do início da Doença:
 - ~~Apesmia~~
 - Alteração intestinal
 - Alteração de sono
 - Alteração de memória
 - Tremor
 - Rigidez
 - Bradicinesia
 - ~~Disastria~~
 - Outros _____
2. Tempo de diagnóstico da Doença (anos): _____
3. Lado mais afetado: _____ direito _____ esquerdo
4. Antecedentes Familiares de DP? Sim Não Desconhece
5. Medicamentos em uso: nome / dose/horário
 - a. _____ / _____ / _____
 - b. _____ / _____ / _____
 - c. _____ / _____ / _____
 - d. _____ / _____ / _____

ASPECTOS GERAIS:

1. Faz uso de órteses ou próteses? NÃO SIM Descrever: _____
2. Qualidade do sono:
 - Número de horas dormidas na última noite: _____
 - Acorda durante a noite
3. PRÁTICA DE ATIVIDADE FÍSICA NOS ÚLTIMOS 12 MESES
 - REGULARMENTE
 - OCASIONALMENTE
 - RARAMENTE
4. REABILITAÇÃO
 - FISIOTERAPIA: _____
 - FONOTERAPIA: _____
 - TERAPIA OCUPACIONAL: _____
 - Outras _____

APÊNDICE D – PROCEDIMENTO DE COLETA E TREINAMENTO

COLOCAÇÃO DE ELETRODOS

1. Prender eletrodos na blusa do sujeito
2. CZ (Eletrodo azul) – Ponto médio da distância **naso-occipital** e distância entre lóbulos da orelha (marcar os dois pontos e depois marcar o ponto de intersecção destes);
3. PZ (Eletrodo amarelo) – 20% do total da medida **naso-occipital** (marcar na linha sagital);
4. Passar gaze com álcool para retirar a oleosidade
5. Passar gaze com **Nuprep** (esfregar bem)
6. Colocar eletrodos **Cz** e **Pz** (colocar pasta TEM 20 até pouco acima do nível do eletrodo)
7. Aplicar eletrodo referencial no lobo da orelha (passar álcool, **Nuprep** no lobo e pasta T20 no eletrodo).

PROCEDIMENTO DE TREINAMENTO

1. Abrir software;
2. Buscar sujeito;
3. Add new client --> ID=UNB --> First name --> Last name --> **Sexo** --> Data de nascimento;
4. Define new session;
5. Channel set --> 1D_EEG – Z (Parkinson FEF UnB) --> Base line
6. Ligar eletrodo no canal **1D** (se der erro apertar "repeat") --> OK

TELA – BASE LINE

1. Hardware --> **Impedance check**
2. Segurar botão de desligar **encoder** até o mesmo piscar (os 3 canais devem estar VÉRDDES)
3. Impedância OK = sinais verdes --> Segurar o botão de desligar até que PARE de piscar
4. **Generata report** --> arquivo --> Salvar como --> Disco local C --> Pasta IMPEDANÇIA --> Nomear o arquivo com o NOME do SUJEITO --> salvar
5. Fechar a tela
6. Posicionar sujeito (pés apoiados no chão, sentar confortavelmente, com apoio p/braços de frente para **querobel** de 4Kg e plataforma distante 10cm com 10cm de altura)
7. Comando verbal: "SR (a), AO MEU COMANDO SEGURE COM AS DUAS MÃOS O PESO A SUA FRENTE E COLOQUE SOBRE A PLATAFORMA. PREPARADO (A)? VAI!"
8. Iniciar a gravação do EEG antes de iniciar a instrução.
9. Apertar barra de espaço, para marcar quando iniciar a **tarefa**
10. Parar a gravação quando o **querobel** for repousado sobre a mesa e as mãos voltarem para o apoio.
11. **Save** --> Training code: EEG --> Description: Baseline CZ-PZ Teste --> OK

APÊNDICE E – PROCEDIMENTOS PREPARAÇÃO PRÉ-COLETAS

Orientações Prévias – Pré avaliação de EEG

Colocamos aqui algumas orientações a serem seguidas como forma de preparo pré-entendimento.

Essas orientações são importantes e devem ser seguidas a fim de viabilizar a pesquisa: “Confiabilidade de um protocolo de avaliação eletroencefalográfica na área sensorio-motora na Doença de Parkinson”.

1. Não fazer uso de bebidas estimulantes como café, chá preto, refrigerantes e bebidas alcoólicas;
2. Dormir ao menos oito horas na noite anterior às coletas;
3. Observar corretamente os horários de uso de medicação dopaminérgica
4. Informar os horários de uso de medicação dopaminérgica aos responsáveis pelo estudo;
5. Informar sobre rotinas e qualidade de sono;
6. Informar sobre episódios de urgência urinária noturna;
7. Informar sobre rotina de atividade física nos últimos 3 dias;
8. Informar sobre alterações diversas na rotina nos últimos 3 dias

Desde já nos colocamos a disposição para maiores esclarecimentos e dúvidas nos contatos que se seguem: Carlos Viana – telefone celular: (61) 98173-6009./ carlosmarians@gmail.com

Obrigado pela sua participação e colaboração.

Brasília, 14 de dezembro de 2016.



Carlos Viana B. Viana
Fisioterapeuta NeuroFuncional
CREFITO 11: 82253 - F
+55 61 8173-6009

Anexos

ANEXO A – QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ – VERSÃO CURTA)

QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA VERSÃO CURTA

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que voce gasta fazendo atividade física na **ULTIMA** semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre que:

- 1) atividades físicas VIGOROSA \$ são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
- 2) atividades físicas MODERADA \$ são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza por pelo menos 10 minutos contínuos de cada vez.

1a Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU** por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias _____ por SEMANA () Nenhum

1b Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando por dia?

horas: _____ Minutos: _____

2a Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar moderadamente sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

dias _____ por SEMANA () Nenhum

2b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10

minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades por dia?

horas: _____ Minutos: _____

3a Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias _____ por SEMANA () Nenhum

3b Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades por dia?

horas: _____ Minutos: _____

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentado durante o transporte em ônibus, trem, metro ou carro.

4a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um dia de semana?

_____ horas _____ minutos

4b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um dia de final de semana?

_____ horas _____ minutos

ANEXO C – IMAGENS DA ESTAÇÃO DE COLETA DOS TESTES

Figura 9 – Estação de Coleta da tarefa motora - Visão Geral



Figura 10 – Estação - Vista frontal



Figura 11 – Estação de Coleta - marcações de distâncias

