



UNIVERSIDADE FEDERAL DE CIÊNCIAS DA SAÚDE DE
PORTO ALEGRE – UFCSPA
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO
CIÊNCIAS DA SAÚDE

Diana Maria Cubillos Arcila

**COEFICIENTE DE ATRITO REQUERIDO DURANTE A MARCHA EM INDIVÍDUOS
SEM E COM DOENÇA DE PARKINSON COM FREEZING E SUA RELAÇÃO COM
VARIÁVEIS CINÉTICAS E CINEMÁTICAS**

Porto Alegre

2017

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Fundação Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Aline de Souza Pagnussat

Coorientadora: Dr^a. Ana Francisca Rozin Kleiner

Diana Maria Cubillos Arcila

**COEFICIENTE DE ATRITO REQUERIDO DURANTE A MARCHA EM INDIVÍDUOS
SEM E COM DOENÇA DE PARKINSON COM FREEZING E SUA RELAÇÃO COM
VARIÁVEIS CINÉTICAS E CINEMÁTICAS**

Dissertação de Mestrado

Porto Alegre

2017

Catálogo na Publicação

Cubillos Arcila, Diana Maria

COEFICIENTE DE ATRITO REQUERIDO DURANTE A MARCHA EM INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE PARKINSON E FREEZING E SUA RELAÇÃO COM VARIÁVEIS CINÉTICAS E CINEMÁTICAS / Diana Maria Cubillos Arcila. -- 2017.

88 p. : il., graf., tab. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado) -- Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, 2017.

Orientador(a): Prof. Dra. Aline de Souza Pagnussat ;
coorientador(a): Prof. Dra. Ana Francisca Rozin Kleiner.

1. Doença de Parkinson . 2. Coeficiente de atrito. 3. Cinemática. 4. Cinética. 5. Risco de queda. I. Título.

Sistema de Geração de Ficha Catalográfica da UFCSPA com os dados
fornecidos pelo(a) autor(a).

COEFICIENTE DE ATRITO REQUERIDO DURANTE A MARCHA EM INDIVÍDUOS SEM E COM DOENÇA DE PARKINSON COM FREEZING E SUA RELAÇÃO COM VARIÁVEIS CINÉTICAS E CINEMÁTICAS

Dissertação de Mestrado

Conceito Final _____

Aprovado em Porto Alegre, ____ de _____ 2017

BANCA EXAMINADORA

Prof^a. Caroline Reppold

Prof^a. Gabriela Fischer

Prof. Leonardo Peyré Tartaruga

DEDICATÓRIA

À minha família
Magnólia, Luís Eduardo e Eliana Andrea
por serem as pessoas que, com seu amor incondicional,
têm me motivado, apoiado, acompanhado e sempre
encorajado a enfrentar os meus desafios e a realizar os meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

Meu coração está cheio de gratidão por todas as pessoas que, direta ou indiretamente, me ajudaram a construir este projeto de vida. Sozinha não teria conseguido atravessar fronteiras para criar uma ponte entre Colômbia e Brasil, adquirir novos conhecimentos e habilidades, trocar experiências e ideias, além de manter um equilíbrio emocional para persistir na descoberta deste novo mundo. Agradeço:

À minha orientadora, Aline de Souza Pagnussat, pela confiança e oportunidade de fazer parte de seu grupo. Levo comigo muitos aprendizados que hoje me tornam uma melhor profissional e ao grupo GNeR pelo companheirismo na busca de novos conhecimentos.

À minha coorientadora, Ana Kleiner, pela confiança e disponibilidade em compartilhar os seus conhecimentos e à equipe do projeto Gôndola que fez possível a realização deste projeto.

À minha mãe que, com seu apoio incondicional, foi o fator principal para superar o medo e dar um passo à frente, para me aventurar em uma viagem sem data de retorno e cheia de incertezas na qual só restam como resultados o meu crescimento profissional e pessoal.

Ao meu amado namorado Guillermo Lopes, por ser uma pessoa que tem me apoiado incondicionalmente nesta etapa da minha vida, compartilhado seus conhecimentos, alegrado minha vida e incentivado a seguir adiante.

Ao professor Leonardo Peyre Tartaruga e ao grupo Locomotion pelos conhecimentos, alegrias e parcerias. Vocês me receberam de braços abertos desde o primeiro momento que cheguei em Porto Alegre.

À minha amiga Elren Passos. Obrigada pela alegria, parceria e amizade, são muitas as histórias que temos para contar.

A Clayton Bastos e Feliciano Bastos. Vocês dois preencheram meu coração com tranquilidade e carinho ao me permitirem fazer parte da família Evolution em um momento determinante desta história.

A Fabian Arroyave e Diego Rincon pelo imenso apoio e ajuda no momento que decidi me aventurar nesta longa viagem.

Aos meus queridos e amados amigos Hernan Martinez e Alejandro Martinez por sempre acreditarem em mim e serem os pioneiros em criar ideias na minha cabeça para achar caminhos que fizessem atingir este objetivo.

EPÍGRAFE

As melhores loucuras são aquelas que te fazem ampliar teus conhecimentos, teu círculo de amigos, experimentar novas sensações e conhecer outros estilos de vida que ajudem a vigorizar a mente para te posicionar como também para aceitar as diferenças.

Diana Maria Cubillos

RESUMO

A Doença de Parkinson (DP) provoca alterações contínuas e episódicas na marcha, leva à instabilidade postural e ao aumento do risco de quedas. Os sintomas motores da DP incluem rigidez, bradicinesia e tremor que diminuem a velocidade da marcha, aumento da fase de duplo apoio e da cadência, além da redução da amplitude de movimento na maioria das articulações. Por outro lado, consideram-se distúrbios episódicos da marcha parkinsoniana aqueles que ocorrem ocasionalmente e de maneira intermitente, como o *freezing* da marcha (FOG). O FOG é uma breve ausência ou redução marcada da progressão do pé após a intenção do andar, sendo caracterizado por perda súbita da capacidade de iniciar ou continuar a locomoção, particularmente ao girar ou passar por obstáculos estreitos. Esse é um dos distúrbios mais incapacitantes e frequentes na DP, pois limita a mobilidade, causa quedas e reduz a qualidade de vida do paciente.

As quedas podem ser analisadas por meio do parâmetro biomecânico coeficiente de atrito requerido durante a marcha (RCOF). Esse parâmetro tem sido utilizado como um preditor de quedas, informando a quantidade de atrito aplicada entre o solo e o pé para permitir o avanço do corpo. Esses dados foram correlacionados com os parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha, permitindo ampliar a análise do comportamento de RCOF.

O objetivo deste estudo foi calcular o RCOF em indivíduos sem e com DP com *freezing* e correlacionar esses valores com parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha. Participaram deste estudo 14 sujeitos com DP e com o sintoma FOG e 14 sujeitos saudáveis. Todos os participantes tiveram dados cinéticos e cinemáticos da marcha coletados.

A curva do RCOF foi calculada pela divisão entre a resultante das componentes horizontal e vertical da forças de reação do solo. Desta forma, os dois picos do RCOF (P1COF e P2COF) e o vale da curva (V1COF) foram extraídos. Os dados cinéticos foram normalizados pela velocidade da caminhada e pela massa corporal. O RCOF, a velocidade da marcha, parâmetros cinemáticos e cinéticos, por meio do Test t de student para dados parâmetros e o test Mann Whitney para dados não parâmetros. A interação entre os valores de RCOF, parâmetros cinemáticos y cinéticos fueram avaliados pelo Test de Correlation de Spearman's. Finalmente, a

Regressão Múltipla foi usada para encontrar a variável preditora de RCOF na marcha de indivíduos com DP.

Os resultados demonstraram valores mais altos de RCOF nas fases da marcha de resposta à carga (P1COF) e apoio médio (V1COF), e menores valores de plantiflexão e velocidade da marcha em indivíduos com DP quando comparados a seus pares saudáveis. A análise de regressão linear indicou a velocidade da marcha como preditor dos valores de RCOF no P1COF, o ângulo de plantiflexão e o momento como fortes preditores do RCOF no V1COF e a potência de propulsão como preditora do RCOF na fase de pré-balanço (P2COF). Esses resultados evidenciam que o P1COF e o V1COF parecem ser os instantes mais críticos da fase de suporte para deslizamentos e quedas em indivíduos com DP e FOG.

Palavras chaves: Doença de Parkinson. Momento. Potência. Forças de reação do solo. Risco de quedas.

ABSTRACT

The Required Coefficient of Friction During the Gait in Parkinson's People and Freezing and its relationship with kinematic and kinetic variables

Parkinson's disease (PD) causes continuous and episodic gait changes that leads to postural instability and increased risk of falls. Motor symptoms of PD include muscle stiffness, bradykinesia and tremor. These symptoms are related to the continuous gait changes, which include decreased gait velocity, increased double-stride phase and cadence, and reduced range of motion in several joints. On the other hand, those events that occur occasionally and intermittently are considered episodic disturbances and include the freezing of gait (FOG). FOG is a brief absence or marked reduction of foot progression while walking and is characterized by difficult for initiation of gait, particularly when turning or passing through narrow obstacles. This is one of the most disabling and frequent disorders in PD and limits mobility, causes falls, and reduces the patient's quality of life.

The risk of falls can be quantified by means of a biomechanical parameter called the coefficient of friction required during walking (RCOF). This parameter has been used as a predictor of falls, informing the friction coefficient applied in parallel between the ground and the foot. This data, when correlated with the kinetic and kinematic parameters of the gait, allows to broaden the analysis of the RCOF behavior.

The aim of this study was to calculate the RCOF values in PD subjects with FOG and to correlate these variables with the ankle kinematic and kinetic gait parameters. Fourteen subjects with PD and 14 healthy subjects (HC) participated in this study. The participants walked barefoot along a pathway and went over two force platforms that were embedded in the floor of the data collection room. RCOF curve was calculated as the ratio of the shear to normal ground reaction force during stance phase of gait cycle. Then, the specific peaks (P1COF and P2COF) and valley (V1COF) of the curve were extracted. The kinetic data were normalized by the walking velocity and body. The RCOF, the gait speed, the ankle kinematic and kinetic parameters were compared between the PD and the HC group, by means the Student t Test for the parametric data and the Mann Whitney Test for the non-parametric data. The interplay between the RCOF values, ankle kinematic and kinetic

parameters was assessed by the Spearman's Correlation test. Finally, the stepwise multiple regression was used to find factors that predict the RCOF in PD gait. The DP group presented higher RCOF in the loading response (P1COF) and midstance (V1COF) phases, lower plantarflexion and gait speed in comparison with the HC group. Also, the results indicated that the gait speed is a predictor of the RCOF in P1COF; the plantarflexion and plantarflexion moment are strong predictors of the RCOF in V1COF; and, the propulsion power is a predictor of the RCOF in push-off phases (P2COF). These results evidence that the P1COF and V1COF seems to be the support phase instants more critical for slips and falls in subjects with PD freezers.

Keywords: Parkinson's Disease. Moment. Power. Ground reaction forces. Risk of falls.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Gânglios da base	21
Figura 2 - Mesencéfalo.....	22
Figura 3 – Ciclo da marcha	24
Figura 4 – Forças de reação do solo.....	26
Figura 5 – Ilustração da variável momento	27
Figura 6 – Ilustração da variável ângulo.....	27
Figura 7 – Pêndulo invertido da marcha.....	28
Figura 8 – Custo de transporte em função da velocidade da marcha (w)	29
Figura 9 – Ilustração da variável potência.....	30
Figura 10 – Mecanismo de rolamento do tornozelo	31
Figura 11. Curva de RCOF.....	34
Figure 12. Illustration of the kinematic and kinetic variables	49

LISTA DE TABELAS

Table 1. Demographic and clinical characteristics.	46
Table 2. Comparision between groups.	51
Table 3. Regressão Lineal Multiple.....	52

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

μ^k	Coeficiente de atrito cinético
μ^s	Coeficiente de atrito estático
COF	Coeficiente de atrito
DCOF	Coeficiente de atrito disponível
DP	Doença de Parkinson
Ec	Energia cinética
Ep	Energia Potencial
FE	Ângulo articular
FX	Força de reação de solo médio-lateral
FY	Força de reação de solo ântero-posterior
FZ	Força de reação de solo vertical
FOG	<i>Freezing</i> da marcha
FRS	Força de reação de solo
GB	Gânglios da base
M	Momento de força
m	Massa
MEEM	Mini exame de estado mental
P	Potência mecânica
P1COF	Primeiro pico da curva de RCOF
P2COF	Segundo pico da curva de RCOF
RCOF	Coeficiente de atrito requerido durante a marcha
T	Tempo
TUG	<i>Timed up and go</i>
UPDRS	Escala unificada de avaliação da doença de Parkinson
v	Velocidade
w	Trabalho mecânico
Wext-	Trabalho externo negativo
Wext+	Trabalho externo positivo
Wint-	Trabalho interno negativo
Wint+	Trabalho interno positivo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	OBJETIVO GERAL	20
2.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	20
3	REFERENCIAL TEÓRICO	21
3.1	DOENÇA DE PARKINSON.....	21
3.2	CONCEITOS CINÉTICOS DA CAMINHADA.....	23
3.3	RISCO DE QUEDA EM PACIENTES COM DP.....	32
4	REFERÊNCIAS	36
5	THE REQUIRED COEFFICIENT OF FRICTION IN PARKINSON'S DISEASE PEOPLE WITH FREEZING OF GAIT	42
5.1	ABSTRACT	43
5.2	BACKGROUND.....	44
5.3	METHODS	45
5.4	PARTICIPANTS	45
5.5	DATA COLLECTION	46
5.6	EXPERIMENTAL PROCEDURES FOR MOTION ANALYSIS	47
5.6.1	<i>Required Coefficient Of Friction (Rcof)</i>	47
5.7	STATISTICAL ANALYSIS	50
5.8	RESULTS.....	51
5.9	DISCUSSION	52
5.10	REFERENCES.....	55
	APÊNDICES	58

1 INTRODUÇÃO

Os sintomas motores e não motores da doença de Parkinson (DP) diminuem a capacidade de locomoção e geram risco de queda, o que agrava o nível de dependência e gera prejuízo à qualidade de vida, afetando psicologicamente a vida social dos pacientes (ALLEN; SCHWARZEL; CANNING., 2013; ASCHERIO; SCHWARZSCHILD, 2016; HELY et al., 2005; KALIA; LANG, 2015). Os distúrbios da marcha estão relacionados às quedas e podem ser contínuos ou episódicos. O primeiro é caracterizado pelo aumento da frequência do passo, do tempo de duplo apoio e pela diminuição da velocidade e do comprimento da passada. O segundo está relacionado ao *Freezing* da marcha (FOG), é definido como uma incapacidade para começar ou dar continuidade ao passo e realizar os giros durante a caminhada (CONTRERAS; GRANDAS, 2012). Está presente em aproximadamente 53% da população com DP e é o principal causador de quedas (GILADI et al., 2001a).

Entender os mecanismos da caminhada permite procurar tratamentos que ajudem a evitar quedas, aumentar o nível de independência funcional, retardar os efeitos degenerativos e melhorar a qualidade de vida nessa população. Os parâmetros espaço-temporais da marcha, variáveis cinemáticas, tais como o ângulo articular e a velocidade da caminhada (V), variáveis cinéticas, tais como as forças de reação de solo (FRS), o momento de força (M) e a potência mecânica (P) têm sido descritas na literatura para indivíduos com DP. As forças de reação ao solo (FRS) fornecem dados que permitem o cálculo do coeficiente de atrito requerido durante a marcha (RCOF) (CASTAGNA et al., 2016; FOREMAN et al., 2014; MORRIS et al., 1996; O'SULLIVAN et al., 1998; SVEHLIK et al., 2009).

Consideram-se o ângulo de movimento articular o arco entre dois segmentos corporais e a velocidade como a distância percorrida em um determinado tempo. A FRS é o produto da massa pela aceleração e normalmente é dividida em três direções: ântero-posterior, médio-lateral e vertical. O momento é definido pelo produto entre uma força aplicada e a distância desta até o seu eixo de rotação (tornozelo). A potência é o trabalho mecânico dividido pelo tempo.

O RCOF é definido como a quantidade de atrito requerida durante a marcha para iniciar e manter o deslocamento do corpo e é utilizado como um parâmetro preditor do risco de quedas. Com ele é possível encontrar o ponto crítico destes

riscos que normalmente acontecem na fase de resposta da carga (P1COF) ou na fase de apoio terminal do ciclo da marcha (P2COF). Idosos saudáveis apresentam um RCOF menor do que adultos jovens e, quanto menor o RCOF, maior é o risco de queda (BESCHORNER; ALBERT; REDFERN, 2016; CHANG; CHANG; MATZ, 2011; GRONQVIST et al., 2001; REDFERN et al., 2001). Os parâmetros de RCOF já foram descritos em indivíduos com DP sem *freezing* da marcha, e apresentam-se reduzidos em comparação a indivíduos saudáveis de mesma idade (Kleiner et al [in press]).

Além do RCOF, o teste *Timed Up and Go* (TUG) também é bastante utilizado na prática clínica, como um preditor de risco de quedas. Estudo encontrou uma correlação positiva entre estes dois preditores na fase de resposta à carga (Mak e Pang, 2009; Kleiner et al [in press]). Embora existam estudos que correlacionem o RCOF com outros testes, ou avaliações funcionais na DP, pouco sabe-se sobre a correlação do RCOF com as variáveis cinéticas e cinemáticas da marcha.

Sabe-se que esses parâmetros cinéticos como a potência de absorção, a potência de propulsão e o momento, podem ser obtidos por dinâmica inversa, que permitem analisar de forma indireta o estado muscular do gastrocnêmio, sóleo, tibial anterior e quadríceps, uma vez que as forças geradas por esses músculos são visualizadas no resultado das variáveis cinéticas. Indivíduos com DP apresentam rigidez muscular e, conseqüentemente, limitação nos ângulos de movimento articular de dorsiflexão e plantiflexão. Além disso, dependendo da velocidade, da potência e do momento gerado durante a marcha, os ângulos de movimentos podem ser modificados (CASTAGNA et al., 2016; SCHLOEMER et al., 2016; VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1992; WINTER, 1983b).

Sabe-se, ainda, que há uma diminuição da propriocepção e dos mecanismos de resposta às perturbações em indivíduos com DP e que a articulação do tornozelo é uma das principais estratégias para estabilizar o corpo. Em situações de altas perturbações é normal que sujeitos saudáveis aumentem a atividade do quadril para se estabilizar, mas os indivíduos com DP diminuem a atividade muscular do quadril, embora o tornozelo permaneça atuando (BASTON et al., 2014). Além disso, o tornozelo também é conhecido como a principal alavanca para deslocar o corpo para frente. O comprometimento da articulação do tornozelo em indivíduos com DP afeta diretamente a locomoção e possivelmente o RCOF (DICHARRY, 2010; WINTER, 1983b;1995).

Até o presente momento não foram encontrados na literatura estudos que correlacionem as variáveis de potência, de momento e de ângulo articular com o RCOF em pacientes com DP e FOG. Assim, o objetivo deste estudo foi calcular o RCOF em indivíduos com DP e FOG e correlacionar esses valores com parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha.

2 OBJETIVO GERAL

Calcular o coeficiente de atrito requerido na marcha de indivíduos com Doença de Parkinson e *freezing* e correlacionar essa variável com parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha.

2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Obter os dados de RCOF da potência, do momento e do ângulo articular do tornozelo durante a marcha em indivíduos com DP e FOG.
- Determinar quais variáveis cinéticas e cinemáticas estão correlacionadas com RCOF em indivíduos com DP e FOG.

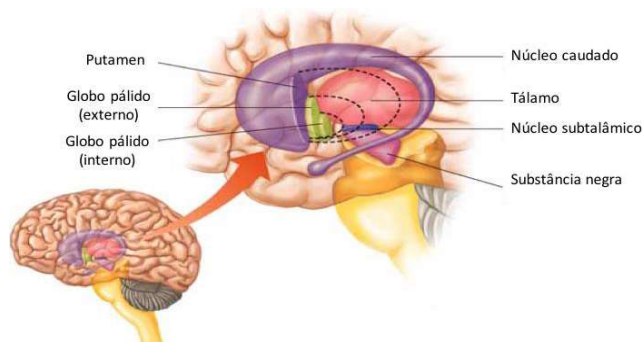
3 REFERENCIAL TEÓRICO

3.1 DOENÇA DE PARKINSON

Estudos epidemiológicos classificaram a DP como a segunda doença neurológica mais frequente, perdendo apenas para a doença de Alzheimer. No continente europeu e americano, as pessoas de raça branca e do sexo masculino apresentam maior prevalência da doença do que em outros continentes. Em países industrializados estima-se cerca de 160 casos por 100.000 habitantes maiores de 65 anos. Ainda não se conhecem as causas da DP, porém sabe-se que pode ser devido a fatores genéticos ou de exposição (ASCHERIO; SCHWARZSCHILD, 2016; DE LAU; BRETELER, 2006).

A DP é caracterizada pela perda de neurônios dopaminérgicos da parte compacta da substância negra. A morte desses neurônios reduz a dopamina nos gânglios da base (GB) e prejudica o controle de movimento. Os GB, juntamente com o cerebelo modulam a informação que chega ao neurônio motor superior para que este possa transmitir uma informação motora precisa aos neurônios motores inferiores (KREBS, 2012). Os GB estão constituídos por um conjunto de estruturas de substâncias cinzentas compostos por: núcleo caudado, putamen, globo pálido (interno e externo), núcleo accumbens, núcleo subtalâmico e substância negra (Figura 1).

Figura 1 – Gânglios da base

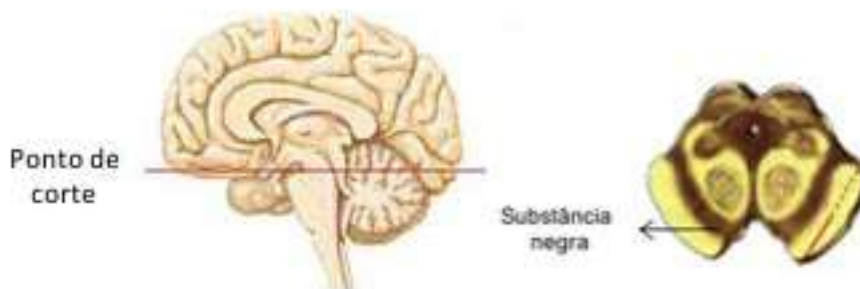


Fonte: Adaptado de <http://www-neuroanatomia.blogspot.com.br> – Nov. 2016

A substância negra localiza-se no mesencéfalo e envia projeções dopaminérgicas ao estriado e núcleo subtalâmico (Figura 2). Os GB possuem dois circuitos internos de comunicação e são chamados de via direta e indireta. Esses circuitos recebem informações das áreas corticais e todas essas informações são reguladas pelo tálamo (exceto os *outputs* olfatórios), que depois os reenvia novamente às áreas corticais para que, por fim, esta envie ao sistema nervoso periférico (KREBS, 2012).

A via direta leva uma maior excitação ao córtex, que facilita o movimento. Por outro lado, a via indireta neutraliza os *inputs* que chegam do córtex, diminuindo a excitação cortical e, por consequência, o movimento. A interação dessas duas vias equilibra a excitação e inibição do movimento (KREBS, 2012; WICHMANN; DELONG, 1996).

Figura 2 - Mesencéfalo



Fonte: Adaptado de Netter Neuro anatomia essencial

Quando diminui a liberação de neurotransmissores dopaminérgicos, há uma redução da ativação cortical nas vias anteriormente ditas. Além disso, causa sintomas motores e não motores, como bradicinesia, alteração postural, rigidez, tremor em repouso, FOG, fadiga, depressão, hipotensão ortostática, diminuição cognitiva e desordens comportamentais. Estes sintomas dificultam a locomoção e aumentam o risco de quedas (KALIA; LANG, 2015; LANCIEGO; LUQUIN; OBESO, 2012; TAN et al., 2011). No entanto, o FOG é um dos sintomas que mais geram quedas e dificuldades na locomoção dos pacientes. O FOG pode estar associado a alterações no núcleo pedunculopontino, mas o mecanismo exato de funcionamento ainda não é conhecido (SNIJDERS et al., 2016).

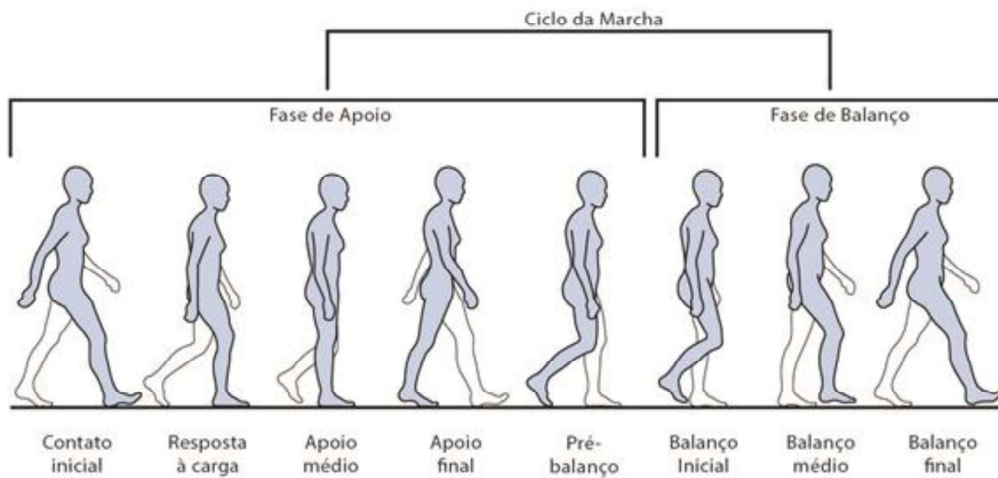
O principal tratamento para controlar os sintomas da DP é farmacológico, por meio do medicamento precursor da dopamina Levodopa (L-DOPA, L-3,4 dihidroxifenilalanina). Sua eficácia consiste em aumentar a conectividade dos GB, diminuir a bradicinesia e melhorar os sintomas motores. Mas o efeito do medicamento tem um tempo limitado, que pode variar dependendo do estágio da doença. O fenômeno que acontece durante o efeito do medicamento é chamado de “estado *ON*” e a ausência deste efeito da levodopa é denominado “estado *OFF*” (GAO et al., 2017).

Vários testes clínicos têm sido desenvolvidos a fim de avaliar os sintomas motores e não motores resultantes da neuropatologia da DP. A escala unificada de avaliação da doença de Parkinson (UPDRS) além de classificar os pacientes em relação aos sintomas clínicos, leva em conta outros aspectos, tais como: o funcionamento mental, de humor e interação social. A escala de estágios de incapacidade (Hoehn & Yahr) tem uma versão modificada na qual classifica os pacientes em 6 estágios segundo a evolução motora da doença; a escala de FOG avalia qual é o estado de gravidade do congelamento da marcha e o mini exame de estado mental (MEEM) avalia a função cognitiva do paciente (BAGGIO et al., 2012; GOETZ; LEWITT; WEIDENMAN, 2003; GOETZ et al., 2004; GOULART; PEREIRA, 2005).

3.2 CONCEITOS CINÉTICOS DA CAMINHADA

A marcha é um movimento cíclico que desloca o centro de massa (CM) do corpo à frente, por meio de um conjunto de movimentos coordenados e rítmicos do tronco e suas extremidades (WINTER, 1991). O ciclo da marcha tem um período ou tempo de apoio e outro de balanço, os quais podem ser subdivididos em oito fases: contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio terminal, pré-balanço, balanço inicial, balanço médio e balanço final. As forças são aplicadas no tempo de apoio e, por isso, a cinética é avaliada só neste período, enquanto a cinemática é analisada durante todo o ciclo da marcha (Figura 3).

Figura 3 – Ciclo da marcha



Fonte: Reabilitação da marcha do paciente com Doença de Parkinson (PAGNUSSAT et al, 2016)

A análise cinemática da marcha permite descrever o comportamento da marcha por meio de variáveis espaço-temporais. A marcha normal tem valores de referência, utilizados para diferenciar de uma marcha patológica, dentro das variáveis estão: o comprimento da passada (1,2 – 1,5 m), velocidade da caminhada (1,1 – 1,2 m/s), largura dos pés (0,15 m), a porcentagem do tempo de apoio (60%) e do tempo de balanço (40%), frequência ou cadência do passo (112 passos por minuto), amplitude articular de tornozelo em dorsiflexão (12,9°), flexão plantar (-12,6°) e o intervalo angular de tornozelo (20° e 40°) (PERRY, 1992; SAIBENE; MINETTI, 2003; WINTER, 2009).

Indivíduos com DP apresentam diminuição em algumas dessas variáveis e aumento de outras, sendo possível identificar uma alteração da marcha normal nesses sujeitos. Há diminuição do comprimento da passada (0,4 – 0,9m), velocidade (0,6-1,0 m/s), cadência (147 passos por minuto), flexão plantar (-7,55°) e há um aumento da porcentagem do tempo de apoio (64%) e duplo apoio, da frequência do passo (125 passos por minuto) e da dorsiflexão pela constante flexão do joelho (14,2°) (MORRIS et al., 1996; MORRIS et al., 2001; SVEHLIK et al., 2009; MONTEIRO et al., 2016;)

As diferenças cinemáticas anteriormente citadas entre sujeitos saudáveis e com DP podem ser analisadas e explicadas através das variáveis cinéticas da marcha, uma vez que a cinética estuda as causas do movimento através das forças geradas durante a marcha (KNUDSON, 2007).

A força está associada com a modificação da velocidade ou deformação de um objeto, e tem dois vetores importantes: a força e o momento. A força é definida conforme a equação (1) e o momento conforme a equação (2). Onde “F” é a força, “m” é a massa, “a” é a aceleração, “M” é o momento e “d” é a distância.

$$F = m * a \quad (1)$$

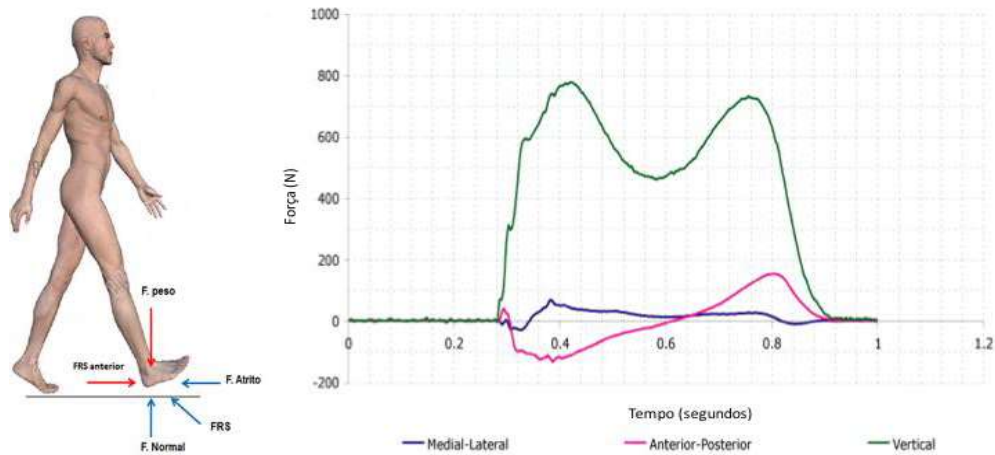
$$M = F * d \quad (2)$$

A força é dada pelo produto da massa pela aceleração podendo ser expressa em Newtons (N). As forças são classificadas em força gravitacional e força muscular. A primeira é aquela que atua em um corpo, atraindo-o ao solo com uma magnitude igual ao produto da massa corporal combinada à aceleração da gravidade. Essa é comumente chamada de força peso. A segunda é executada pelos músculos e ligamentos que são geradas em decorrência da contração muscular, movimentando as articulações (KNUDSON, 2007; VAUGHAN et al., 1992; WINTER, D. A. et al., 1990).

A força é caracterizada por três elementos: magnitude, direção de atuação e sentido. Todos podem ser analisados durante a marcha. O módulo ou magnitude é a intensidade da força. O sinal de positivo ou negativo indica a direção da força e o sentido da marcha é para frente ou para atrás, mas normalmente se analisa para a frente. Finalmente, as direções durante a caminhada são chamadas de forças de reação do solo (FRS) baseado no sistema de coordenadas X, Y e Z. A direção ântero-posterior (X); meio-lateral e vertical (Y) e vertical (Z) (KNUDSON, 2007; VAUGHAN et al., 1992).

Na Figura 4 é possível observar as três direções da marcha. A FRS vertical é caracterizada por ter dois picos, o primeiro representa a chegada do CM no contato inicial e o segundo a saída do CM no contato final. A FRS ântero-posterior indica a força que é realizada para frente ou para trás, e tem uma força de atrito que se opõe à direção do movimento; e a FRS medio-lateral que acontece quando no contato inicial o pé está em supinação e passa a uma adução.

Figura 4 – Forças de reação do solo



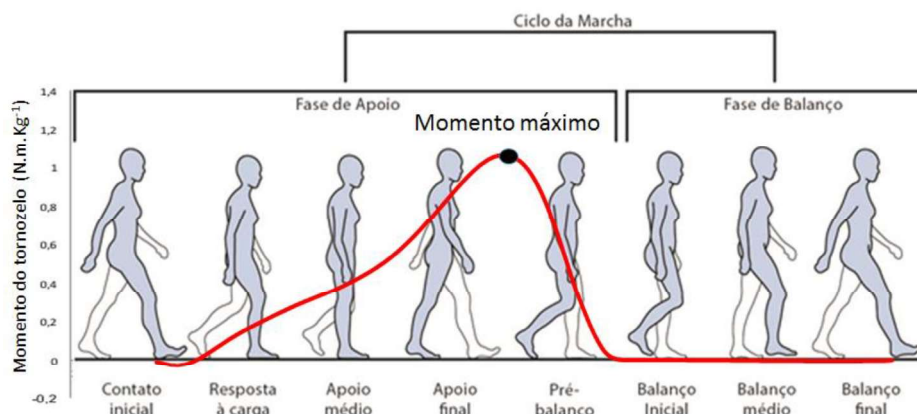
Fonte: Adaptado de

<http://faculty.educ.ubc.ca/sanderson/courses/HKIN151/Impulse/constant.htm>. Nov. 2016

O momento ou torque (M) é o segundo vetor importante da força e acontece quando uma força atua em uma distância sobre um eixo de rotação, mudando a posição de um corpo. O M é expresso em Newton-metro ($N.m$) (KNUDSON, 2007). O momento máximo (MOM_{max}) ocorre na flexão plantar para impulsar o CM. Na marcha normal, a literatura descreve o MOM_{max} com um valor de $1,44 N.m.kg^{-1}$ e de indivíduos com DP a média é de $1,28 N.m.kg^{-1}$ (CASTAGNA et al., 2016). Essa diminuição do torque indica que o ângulo de movimento do tornozelo também está diminuído (KNUDSON, 2007; VAUGHAN et al., 1992).

O M da dorsiflexão e flexão-plantar do tornozelo é o produto entre a força aplicada e a distância desse ponto de aplicação até o centro de rotação da articulação, expresso em ($N.m.kg^{-1}$). O MOM_{max} é o pico mais alto da curva que ocorre durante a dorsiflexão, entre a fase de apoio terminal e pré-balanço como é apresentado na Figura 5 (CASTAGNA et al., 2016; KLEINER; GALLI; BARROS, 2015)

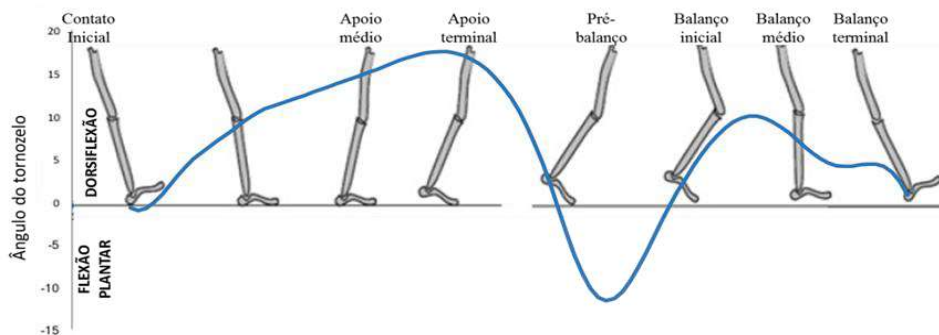
Figura 5 – Ilustração da variável momento



Fonte: Autora

O ângulo do tornozelo é uma das variáveis cinemáticas e é expressa em graus ($^{\circ}$). O intervalo de movimento encontra-se em uma média de 30° , onde -20° significa uma flexão plantar e 10° uma dorsiflexão. A movimentação do tornozelo pode ser verificada conforme a Figura 6 (PERRY, 1992).

Figura 6 – Ilustração da variável ângulo

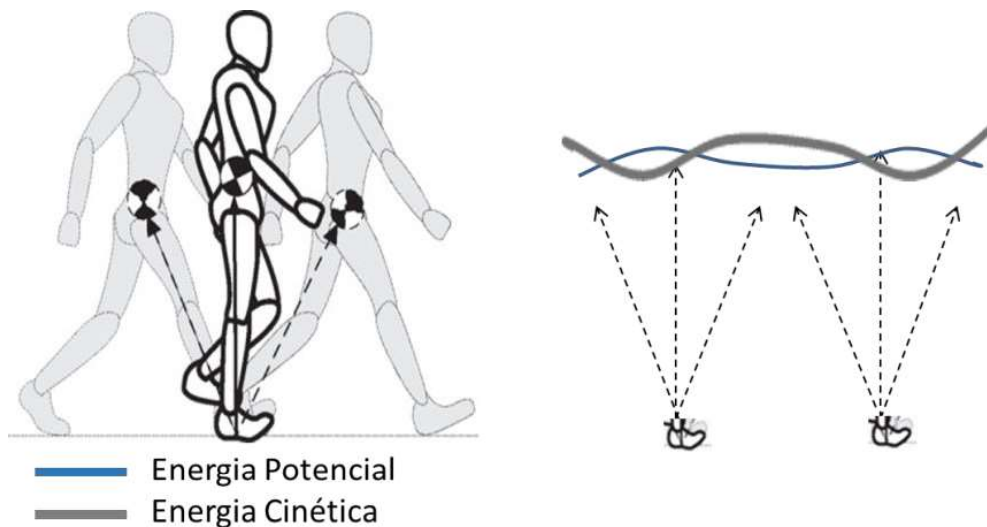


Fonte: Autora

Entretanto, existem outros tipos de parâmetros biomecânicos, tais como: potência, trabalho mecânico e energia mecânica (KNUDSON, 2007). A marcha possui um mecanismo minimizador de energia conhecido como pêndulo invertido e este, ao ser aplicado, segue o princípio da conservação de energia. O mecanismo é composto pela energia cinética (E_c) e a energia potencial gravitacional (E_p) para realizar esse trabalho. Ambas as energias permitem o deslocamento do CM e sempre estão presentes. Porém, quando a E_p aumenta, a E_c diminui e vice-versa.

Esta troca de energia pode ser melhor observada na Figura 7 que demonstra a variação de E_c com E_p de acordo com o CM (MARGARIA, 1976; SAIBENE; MINETTI, 2003).

Figura 7 – Pêndulo invertido da marcha



Fonte: Adaptado de

<http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/frobt.2015.00021/full>. Nov. 2016

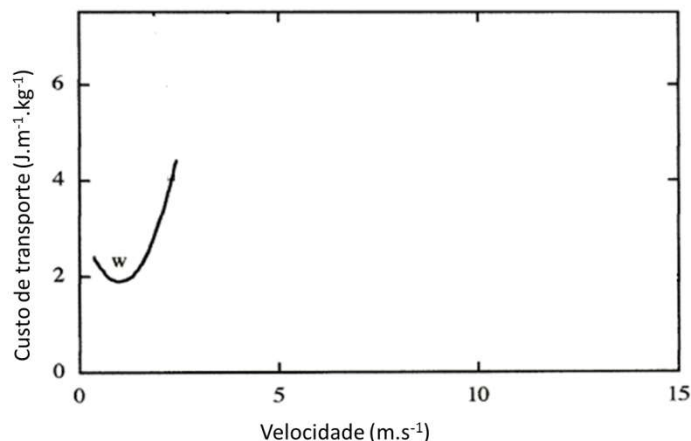
A energia potencial gravitacional (E_p) é definida conforme a equação (3) e a energia cinética (E_c) conforme a equação (4), na qual “ m ” é a massa, “ g ” é a aceleração da gravidade, “ h ” é a altura e “ v ” é velocidade:

$$E_p = m * g * h \quad (3)$$

$$E_c = (m * v^2) * 0,5 \quad (4)$$

As trocas de energia do mecanismo minimizador de energia evitam um aumento do gasto energético do músculo, permitindo a recuperação muscular. Essa recuperação depende do comprimento da passada, da massa do indivíduo e da sua velocidade, determinando-se assim a sua velocidade ótima de caminhada, que em adultos saudáveis é 1,2 m/s (4,32 km/h). Tal como se apresenta na figura 8, quando a velocidade está diminuída ou aumentada, em relação à velocidade ótima, há um aumento do custo metabólico (SAIBENE; MINETTI, 2003).

Figura 8 – Custo de transporte em função da velocidade da marcha (w)



Fonte: Adaptado de Saibene & Minetti, 2003

Na marcha de sujeitos com DP o custo metabólico é mais alto devido à diminuição da velocidade de caminhada e ao comprimento do passo, portanto o gastrocnêmio e sóleo precisam de maior gasto energético para se contrair e assim aumentar a E_c que permita o avanço a frente do corpo. Sabe-se que esse aumento no gasto energético pode gerar um aumento da fadiga e diminuir ainda mais a força e induzir maior alteração nos parâmetro cinemáticos (MAGGIONI et al., 2012).

Para aumentar a E_c é necessário realizar um trabalho mecânico (w), o qual é definido segundo a equação (5), “F” é a força e “d” é a distância:

$$w = F * d \quad (5)$$

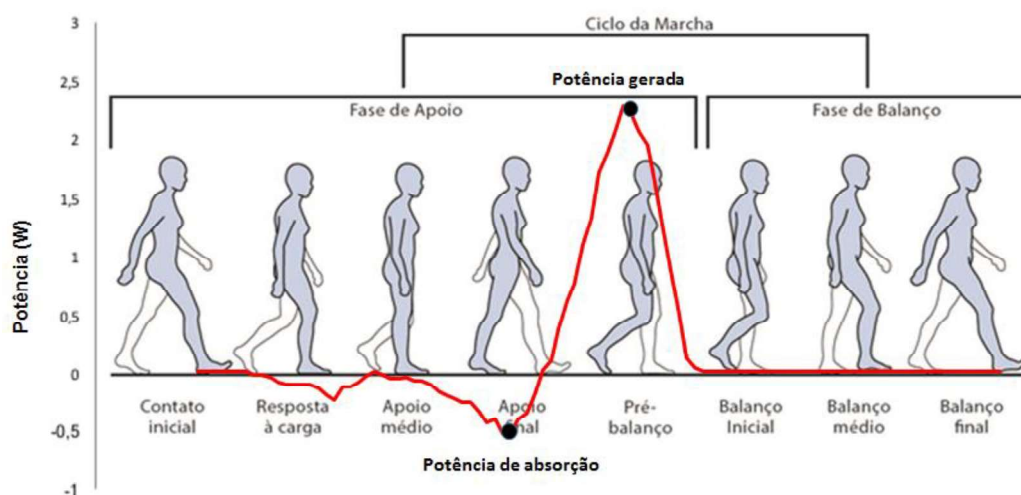
O teorema de König divide o w em interno (W_{int}) e externo (W_{ext}), sendo o W_{int} igual a E_c que resulta das mudanças de velocidade de um segmento do corpo relacionado ao CM. O W_{ext} é a E_c que advem das mudanças de velocidade do CM em relação ao ambiente. O w também é dividido em positivo (W_{ext+}) ou negativo (W_{ext-}). Esses estão associados com o incremento (aceleração, impulsão) ou diminuição (desaceleração, absorção) de energia durante a passada (MINETTI; ARDIGO; SAIBENE, 1993).

O trabalho (w) produzido por unidade de tempo é quem determina a Potência (P), que é expressa em watts (W) e descrita conforme a equação (6), onde “T” é o tempo:

$$P = \frac{w}{T} \quad (6)$$

Essa variável pode ser classificada como potência de energia absorvida e ocorre nas três primeiras etapas do tempo de apoio: contato inicial, resposta à carga e apoio médio; a potência gerada pelos músculos acontecem nas etapas seguintes do tempo de apoio: apoio terminal e pré-balanço, resultando assim em um impulso (PACIFICI et al., 2016). A Figura 9 ilustra a variação da potência no decorrer do ciclo da marcha.

Figura 9 – Ilustração da variável potência



Fonte: Autora

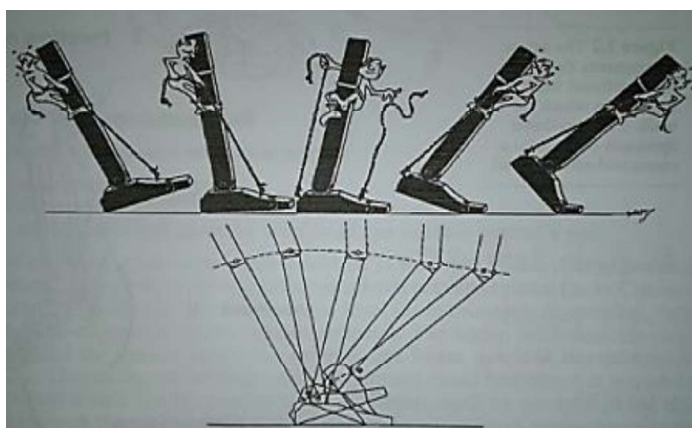
A potência gerada é um preditor do comprimento da passada em idosos. Sabe-se que a diminuição da passada reduz a velocidade de caminhada, e uma baixa velocidade altera a estabilidade dinâmica, aumentando o gasto energético (JUDGE; DAVIS; OUNPUU, 1996; MINETTI et al., 1993; WINTER, 1983a). Na marcha normal o valor aproximado da potência de absorção é de $-0,65 \text{ W.kg}^{-1}$ e da potência gerada é a $3,61 \text{ W.kg}^{-1}$. Para pessoas com DP a potência de absorção é aproximadamente de $0,40 \text{ W.kg}^{-1}$ e potência gerada de $2,77 \text{ W.kg}^{-1}$. Esses valores mostram a baixa potência que têm os músculos de indivíduos com DP, explicando a diminuição do comprimento do passo, a baixa absorção e velocidade (CASTAGNA et al., 2016; JUDGE et al., 1996; SVEHLIK et al., 2009). A potência também cumpre

um papel importante no estímulo da propriocepção porque a força aplicada nos músculos aumenta o sinal aferente do órgão tendinoso de Golgi (WINTER, 1983b).

Quanto à atividade muscular, existem vários estudos de eletromiografia que analisam a atividade muscular durante a marcha. Esses estudos mostram que a desaceleração ocorre pela ação excêntrica do tibial anterior na fase de contato inicial e resposta à carga. Mostram ainda, que o quadríceps e os músculos eversores e inversores do tornozelo geram FRS latero-mediais, que ocasionam uma potência negativa que absorve a energia cinética. No início da fase de apoio médio, o sóleo e gastrocnêmio começam a ser ativados gerando um Wext+. Durante o apoio terminal, contraem-se rapidamente gerando a potência de impulso necessária para aumentar a E_c (CAPPELLINI et al., 2006; DEN OTTER et al., 2004; PERRY, 1992; QIAO; JINDRICH, 2016; WINTER, 1995).

Além do mencionado anteriormente, é necessário ressaltar que o mecanismo de rolamento do tornozelo funciona como uma alavanca, tal como apresenta-se na Figura 10 (DICHARRY, 2010). Essa articulação é a responsável por gerar o pêndulo invertido. Entretanto, para deslocar o CM é importante a atuação sinérgica de joelhos e quadril pois influenciam na absorção do impacto e no impulso da marcha. Quando o quadril e joelho agem, o CM consegue um maior deslocamento comparado apenas com o tornozelo (WINTER, 1995).

Figura 10 – Mecanismo de rolamento do tornozelo



Fonte: Adaptado de Vaughan, 1992

3.3 RISCO DE QUEDA EM PACIENTES COM DP

A DP está entre as doenças que ocasionam mudanças no equilíbrio, o que faz com que haja frequência maior de quedas nesta população. Uma revisão sistemática analisou 22 estudos e mostrou que 70% dos pacientes com DP sofrem quedas, e aqueles que possuem demência e FOG são os que têm uma maior incidência. Além disso, as flutuações entre estado *ON* e *OFF* da medicação e o medo de cair também são considerados fatores que podem ocasionar quedas (ALLEN et al., 2013).

A queda pode ocorrer em qualquer momento durante a marcha e causar severas lesões, comprometendo a saúde e independência dos indivíduos com DP. Essa é a razão pela qual existem diversas pesquisas procurando entender as causas e avaliar o risco de quedas investigando diferentes tipos de intervenções que aumentem a possibilidade de uma melhor locomoção e independência funcional (HELY et al., 2005; SCHRAG et al., 2015).

Além de todos os sintomas da DP, também existe uma alteração dos receptores músculo-tendíneos, que afeta a organização e integração da informação proprioceptiva que permite detectar as mudanças de posição ou movimento do corpo (SHUMWAY-COOK; BRAUER; WOOLLACOTT, 2000). Quando esses receptores estão afetados, informações sobre a posição do corpo não chegam de forma apropriada até o córtex. Isso prejudica o ajuste postural antecipatório e impede a manutenção da posição equilibrada do corpo. O aumento do tônus muscular também é um problema na DP. A contração muscular excessiva não permite uma fácil movimentação. Além disso, a bradicinesia e a falta de coordenação da ativação muscular, não permitem uma resposta rápida e eficaz dos mecanismos de manutenção do equilíbrio frente um distúrbio ou perturbação (GRONQVIST et al., 2001; JURI; RODRIGUEZ-OROZ; OBESO, 2010).

Os mecanismos do tornozelo, joelho e o quadril têm uma resposta atrasada em sujeitos com DP. Além disso, a análise das estratégias posturais nessa população, quando comparadas a indivíduos saudáveis de mesma idade, mostra que sujeitos com DP utilizam mais a estratégia do tornozelo, enquanto indivíduos saudáveis utilizam a estratégia do quadril frente a perturbações maiores. A estratégia do tornozelo frente uma perturbação média ou maior pode resultar em quedas (BASTON et al., 2014). Durante a marcha o objetivo é mover o CM fora da

base de suporte e impedir a queda, sendo chamada esta tarefa de estabilidade dinâmica (WINTER, 1995).

Existem vários preditores de queda utilizados na área da saúde que auxiliam na identificação de indivíduos com e sem risco de queda. O TUG é um teste funcional que avalia o tempo em que uma pessoa leva para levantar-se de uma cadeira, percorrer três metros, girar ao redor de um cone, caminhar de voltar e novamente girar para sentar-se na cadeira. Um tempo inferior a 10s é considerado normal e com boa mobilidade, entre 11 e 20s é considerado um tempo normal para idosos com deficiências leves e baixo risco de queda, já um tempo superior a 20s é considerado como alto risco de queda por um déficit de mobilidade funcional (KARUKA; SILVA; NAVEGA, 2011).

O RCOF, é um parâmetro biomecânico utilizado para prever quedas. A força de atrito ou atrito é definida como a força que atua paralelamente à superfície de contato e opõe-se à direção do movimento, portanto, atua como uma resistência entre duas superfícies para deslizar entre si (CHANG et al., 2011; REDFERN et al., 2001).

O coeficiente de atrito (COF) é a força requerida para manter o corpo em movimento, podendo ser cinético (μ^k) ou estático (μ^s). Além disso, há dois componentes, o coeficiente de atrito disponível (DCOF), que é a atrito que têm as superfícies pela sua rugosidade, e o RCOF que é a atrito requerida entre o sapato e o solo. O RCOF é obtido pela divisão das FRS ântero-posterior (FY) e médio-lateral (FX) pela força normal (FZ), como se apresenta na equação (7) (GRONQVIST et al., 2001; KLEINER; GALLI; BARROS, 2015).

$$RCOF = \frac{\sqrt{(FY)^2 + (FX)^2}}{FZ} \quad (7)$$

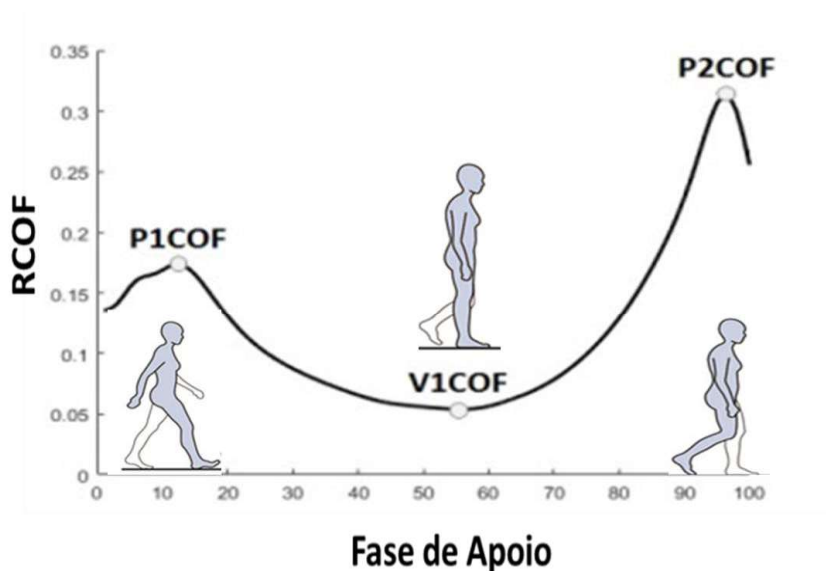
O COF se opõe à FRS FY e seus princípios são:

- a) A força de atrito é diretamente proporcional à carga aplicada. Para essa ação, no entanto, a atrito cinética é 25% menor do que o estático, para permitir o movimento do corpo;
- b) A força de atrito é independente da área de contato, pois quando duas superfícies estão em contato a sua dependência é a textura da superfície;

c) A atrito cinética independe da velocidade de escorregamento. O tempo de queda não define a magnitude do coeficiente de atrito (KLEINER; GALLI; BARROS, 2015; KUDSON, 2007)

O RCOF é caracterizado por dois picos, o primeiro (P1COF) ocorre no contato inicial e o segundo (P2COF) acontece no impulso durante a fase de apoio terminal. Entre estes dois picos existe uma diminuição do COF chamado de vale (V1COF) e ocorre na fase de apoio médio, como é apresentado na **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** (KLEINER; GALLI; BARROS, 2015).

Figura 11. Curva de RCOF



Fonte: Autora

O P1COF tem um valor normal de 0,20. Este pico é considerado o mais crítico na geração de quedas, devido à rotação articular latero-medial do tornozelo. O mecanismo de eversão-inversão acontece para transferir o CM à perna contrária. Quando é realizado o contato inicial, o COP acontece na parte mais lateral do calcanhar, e ao avançar à fase de resposta a carga o COP está um pouco mais medial no calcanhar. Esse mecanismo gera um micro-escorregamento, menor que 1cm, acontecendo de forma inconsciente para as pessoas (REDFERN et al., 2001).

A análise da marcha na DP por meio da biomecânica e os diferentes testes funcionais permitem ter uma maior esboço dos mecanismos de movimento da

doença em seus diferentes sintomas. Portanto, calcular o RCOF de indivíduos com DP e FOG e correlacionar essa variável com parâmetros cinéticos e cinemáticos, permite descobrir essas diferenças entre sintomas e melhorar a avaliação dos efeitos de tratamentos.

4 REFERÊNCIAS

ALLEN, N. E.; SCHWARZEL, A. K.; CANNING., C. G. Recurrent falls in Parkinson's disease: a systematic review. **Parkinsons Dis**, v. 906274, n. 10, p. 5, 2013.

ASCHERIO, A.; SCHWARZSCHILD, M. A. The epidemiology of Parkinson's disease: risk factors and prevention. **Lancet Neurol**, v. 15, n. 12, p. 1257-1272, 2016.

BAGGIO, J. A. et al. Validity of the Brazilian version of the freezing of gait questionnaire. **Arq Neuropsiquiatr**, v. 70, n. 8, p. 599-603, 2012.

BASTON, C. et al. Postural strategies assessed with inertial sensors in healthy and parkinsonian subjects. **Gait Posture**, v. 40, n. 1, p. 70-5, 2014.

BESCHORNER, K. E.; ALBERT, D. L.; REDFERN, M. S. Required coefficient of friction during level walking is predictive of slipping. **Gait Posture**, v. 48, p. 256-60, 2016.

BLOEM, B. R. et al. Prospective assessment of falls in Parkinson's disease. **J Neurol**, v. 248, n. 11, p. 950-8, 2001.

CAPPELLINI, G. et al. Motor patterns in human walking and running. **J Neurophysiol**, v. 95, n. 6, p. 3426-37, 2006.

CASTAGNA, A. et al. Quantitative gait analysis in parkin disease: Possible role of dystonia. **Mov Disord**, v. 31, n. 11, p. 1720-1728, 2016.

CHANG, W. R.; CHANG, C. C.; MATZ, S. The effect of transverse shear force on the required coefficient of friction for level walking. **Hum Factors**, v. 53, n. 5, p. 461-73, 2011.

CONTRERAS, A.; GRANDAS, F. Risk factors for freezing of gait in Parkinson's disease. **J Neurol Sci**, v. 320, n. 1-2, p. 66-71, 2012.

DE LAU, L. M.; BRETELER, M. M. Epidemiology of Parkinson's disease. **Lancet Neurol**, v. 5, n. 6, p. 525-35, 2006.

DEN OTTER, A. R. et al. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. **Gait Posture**, v. 19, n. 3, p. 270-8, 2004.

DICHARRY, J. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. **Clin Sports Med**, v. 29, n. 3, p. 347-64, 2010.

FOREMAN, K. B. et al. Effects of dopamine replacement therapy on lower extremity kinetics and kinematics during a rapid force production task in persons with Parkinson disease. **Gait Posture**, v. 39, n. 1, p. 638-40, 2014.

GAO, L. L. et al. Levodopa Effect on Basal Ganglia Motor Circuit in Parkinson's Disease. **CNS Neurosci Ther**, v. 23, n. 1, p. 76-86, 2017.

GILADI, N. et al. Freezing of gait in PD: prospective assessment in the DATATOP cohort. **Neurology**, v. 56, n. 12, p. 1712-21, 2001b.

GILADI, N. et al. Freezing of gait in patients with advanced Parkinson's disease. **J Neural Transm**, v. 108, n. 1, p. 53-61, 2001a.

GOETZ, C. G.; LEWITT, P. A.; WEIDENMAN, M. Standardized training tools for the UPDRS activities of daily living scale: newly available teaching program. **Mov Disord**, v. 18, n. 12, p. 1455-8, 2003.

GOETZ, C. G. et al. Movement Disorder Society Task Force report on the Hoehn and Yahr staging scale: status and recommendations. **Mov Disord**, v. 19, n. 9, p. 1020-8, 2004.

GOULART, F.; PEREIRA, L. X. Uso de escalas para avaliação da doença de Parkinson em fisioterapia. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 11, n. 1, p. 49-56, 2005.

GRONQVIST, R. et al. Human-centred approaches in slipperiness measurement. **Ergonomics**, v. 44, n. 13, p. 1167-99, 2001.

HELY, M. A. et al. Sydney Multicenter Study of Parkinson's disease: non-L-dopa-responsive problems dominate at 15 years. **Mov Disord**, v. 20, n. 2, p. 190-9, 2005.

JUDGE, J. O.; DAVIS, R. B., 3RD; OUNPUU, S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 51, n. 6, p. M303-12, 1996.

JURI, C.; RODRIGUEZ-OROZ, M.; OBESO, J. A. The pathophysiological basis of sensory disturbances in Parkinson's disease. **J Neurol Sci**, v. 289, n. 1-2, p. 60-5, 2010.

KALIA, L. V.; LANG, A. E. Parkinson's disease. **Lancet**, v. 386, n. 9996, p. 896-912, 2015.

KARUKA, A. H.; SILVA, J. A.; NAVEGA, M. T. Analysis of agreement of assessment tools of body balance in the elderly. **Rev Bras Fisioter**, v. 15, n. 6, p. 460-6, 2011.

KEMOUN, G. et al. Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly. **J Rehabil Med**, v. 34, n. 6, p. 278-83, 2002.

KLEINER, A. F. R. et al. Effects of Flooring and Hemi Body on Ground Reaction Forces and Coefficient of Friction in Stroke Gait. **International Journal of Neurorehabilitation**, v. 2014, 2014.

KLEINER, E. A. The coefficient of friction alteration in stroke gait. . **Int.J.Eng.Innov.Technol.**, 2015b.

KNUDSON, D. **Fundamentals of biomechanics**. Springer Science & Business Media, 2007. ISBN 0387493123.

KREBS, C. W., J.; AKESSON, E. . **Neurociências ilustrada**. 2012.

LANCIEGO, J. L.; LUQUIN, N.; OBESO, J. A. Functional neuroanatomy of the basal ganglia. **Cold Spring Harb Perspect Med**, v. 2, n. 12, 2012.

LORD, S. R.; MENZ, H. B.; TIEDEMANN, A. A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention. **Phys Ther**, v. 83, n. 3, p. 237-52, 2003.

MAGGIONI, M. A. et al. Energy cost of spontaneous walking in Parkinson's disease patients. **Neurol Sci**, v. 33, n. 4, p. 779-84, 2012.

MAK, M.; PANG, M. Balance confidence and functional mobility are independently associated with falls in people with Parkinson's disease. **J Neurol**, p. 742-749, 2009.

MARGARIA, R. Biomechanics and energetics of muscular exercise. **Oxford University Press (OUP)**, p. 126-139, 1976.

MENZ, H. B.; MORRIS, M. E.; LORD, S. R. Foot and ankle risk factors for falls in older people: a prospective study. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 61, n. 8, p. 866-70, 2006.

MINETTI, A. E.; ARDIGO, L. P.; SAIBENE, F. Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. **J Physiol**, v. 472, p. 725-35, 1993.

MONTEIRO, E. et al. Aspectos biomecânicos da locomoção de pessoas com doença de Parkinson: revisão narrativa. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*, 2016.

MORRIS, M. E. et al. Stride length regulation in Parkinson's disease. Normalization strategies and underlying mechanisms. **Brain**, v. 119, n. Pt 2, p. 551-68, 1996.

MORRIS, M. E. et al. The biomechanics and motor control of gait in Parkinson disease. *Clin Biomech*, v. 16 n. 6, p. 459-70, 2001

O'SULLIVAN, J. D. et al. Gait analysis in patients with Parkinson's disease and motor fluctuations: influence of levodopa and comparison with other measures of motor function. **Mov Disord**, v. 13, n. 6, p. 900-6, 1998.

OKUMA, Y. Freezing of gait and falls in Parkinson's disease. **J Parkinsons Dis**, v. 4, n. 2, p. 255-60, 2014.

PACIFICI, I. et al. The Required Coefficient of Friction for evaluating gait alterations in people with Multiple Sclerosis during gait. **Multiple Sclerosis and Related Disorders**, v. 10, p. 174-178, 2016.

PERRY, J. **Sistemas de Análisis de Marcha**. 1992. ISBN 9788415706489.

QIAO, M.; JINDRICH, D. L. Leg joint function during walking acceleration and deceleration. **J Biomech**, v. 49, n. 1, p. 66-72, 2016.

REDFERN, M. S. et al. Biomechanics of slips. **Ergonomics**, v. 44, n. 13, p. 1138-1166, 2001.

SAIBENE, F.; MINETTI, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **Eur J Appl Physiol**, v. 88, n. 4-5, p. 297-316, 2003.

SCANDALIS, T. A. et al. Resistance training and gait function in patients with Parkinson's disease. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 80, n. 1, p. 38-43, 2001.

SCHLOEMER, S. A. et al. Age-Related Differences in Gait Kinematics, Kinetics, and Muscle Function: A Principal Component Analysis. **Ann Biomed Eng**, v. 29, p. 29, 2016.

SCHRAG, A. et al. Why do patients with Parkinson's disease fall? A cross-sectional analysis of possible causes of falls. **Npj Parkinson's Disease**, v. 1, p. 15011, 2015.

SCHWENK, M. et al. Effectiveness of foot and ankle exercise programs on reducing the risk of falling in older adults: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. **J Am Podiatr Med Assoc**, v. 103, n. 6, p. 534-47, 2013.

SHUMWAY-COOK, A.; BRAUER, S.; WOOLLACOTT, M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. **Phys Ther**, v. 80, n. 9, p. 896-903, 2000.

SNIJDERS, A. H. et al. Physiology of freezing of gait. **Ann Neurol**, v. 80, n. 5, p. 644-659, 2016.

SPINK, M. J. et al. Foot and ankle strength, range of motion, posture, and deformity are associated with balance and functional ability in older adults. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 92, n. 1, p. 68-75, 2011.

STUDENSKI, S.; DUNCAN, P. W.; CHANDLER, J. Postural responses and effector factors in persons with unexplained falls: results and methodologic issues. **J Am Geriatr Soc**, v. 39, n. 3, p. 229-34, 1991.

SVEHLIK, M. et al. Gait analysis in patients with Parkinson's disease off dopaminergic therapy. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 90, n. 11, p. 1880-6, 2009.

TAN, D. M. et al. Freezing of gait and activity limitations in people with Parkinson's disease. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 92, n. 7, p. 1159-65, 2011.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. **Dynamics of human gait**. Human Kinetics Publishers Champaign, Illinois, 1992. ISBN 0873223705.

WICHMANN, T.; DELONG, M. R. Functional and pathophysiological models of the basal ganglia. **Curr Opin Neurobiol**, v. 6, n. 6, p. 751-8, 1996.

WINTER, D. A. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. **Clin Orthop Relat Res**, v. 175, p. 147-54, 1983a.

WINTER, D. A. Biomechanical motor patterns in normal walking. **J Mot Behav**, v. 15, n. 4, p. 302-30, 1983b.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. 1991. ISBN 0888981058.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995.

WINTER, D. A. Kinematics. In: (Ed.). **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**: John Wiley & Sons, Inc., 2009. p.45-81. ISBN 9780470549148.

WINTER, D. A. et al. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Phys Ther**, v. 70, n. 6, p. 340-7, 1990.

5 THE REQUIRED COEFFICIENT OF FRICTION IN PARKINSON'S DISEASE PEOPLE WITH FREEZING OF GAIT.

Ana Francisca Rozin Kleiner^{1€}, Diana M. Cubillos², Anapaula Frantz², Camila Pinto², Ritchele Redivo Marchese², Ilaria Pacifici¹, Manuela Galli^{1,3}, Aline de Souza Pagnussat².

1 Department of Electronics, Information and Bioengineering, Politecnico di Milano, P.zza Leonardo da Vinci 32, Zip code: 20133 Milano, ITALY.

2 Movement Analysis and Neurological Rehabilitation Laboratory, Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (UFCSPA), 245 Sarmiento Leite Street, Zip code: 90050-170, Porto Alegre, RS, BRAZIL.

3 "Gait Analysis Lab" IRCCS SAN RAFFAELE PISANA, Via della Pisana, 235, Zip code: 00163, Rome, Italy.

€Correspondent Author:

Ana Francisca Rozin Kleiner, PhD

Dipartimento di Elettronica, Informazione e Bioingegneria

Politecnico di Milano

P.zza Leonardo da Vinci 32, 20133 Milano - ITALY

cell +39 344 1318182

Email: anafrancisca.rozin@polimi.it

5.1 ABSTRACT

The aim of this study was to calculate the required coefficient of friction (RCOF) values in Parkinson Disease (PD) subjects with freezing of gait (FOG) and to correlate these variables with the ankle kinematic and kinetic gait parameters. Fourteen subjects with PD and FOG and 14 healthy subjects (HC) participated in this study. The participants walked barefoot along a pathway and went over two force platforms that were embedded in the floor of the data collection room. RCOF curve was calculated as the ratio of the shear to normal ground reaction force during the stance phase of the gait cycle. Then, the specific peaks (P1COF and P2COF) and valley (V1COF) of the curve were extracted. The kinetic data were normalized by the walking velocity and body weight. The RCOF, the gait speed, the ankle kinematic and kinetic parameters were compared between the PD and the HC group, by means the Student t Test for the parametric data and the Mann-Whitney Test for the non-parametric data. The interplay between the RCOF values, ankle kinematic and kinetic parameters was assessed by the Spearman's Correlation test. Finally, the stepwise multiple regression was used to find factors that predict the RCOF in PD gait. The PD group presented higher RCOF in the loading response (P1COF) and midstance (V1COF) phases, lower plantarflexion and gait speed in comparison with the HC group. Also, the results indicated that the gait speed is a predictor of the RCOF in loading response (P1COF); the plantarflexion and plantarflexion moment are strong predictors of the RCOF in midstance phase (V1COF); and, the push off power is a predictor of the RCOF in push-off phases (P2COF). These results evidence that the P1COF and V1COF seem to be the support phase instants more critical for slips and falls in subjects with PD freezers.

Keywords: Parkinson's Disease, Gait, kinematic, kinetic, required coefficient of friction, the risk of falls.

5.2 BACKGROUND

Freezing of gait (FOG) and falls are common and disabling phenomena in Parkinson's disease (PD) and related disorders as they may lead to loss of independence (BLOEM et al., 2001; GILADI et al., 2001a). Subjects with PD usually described FOG as the sensation of their feet being glued to the floor (BLOEM et al., 2001; GILADI et al., 2001a). Prevalence of FOG ranges from 7% in the early stages to 60% in the more advanced stages of the disease (GILADI et al., 2001; GILADI et al., 2001a). FOG and falls have similar risk factors, such as axial motor disability and cognitive impairment. FOG is one of the most common causes of falls (BLOEM et al., 2001; OKUMA, 2014). For these reasons, falling is a serious healthy problem and the identification of risk factors is crucial for its prevention.

The RCOF is the minimum coefficient of friction required at the foot-floor interface to support walking and it is one of the most critical gait parameters in predicting the risk of falls (CHANG et al., 2011). It is measured by a force platform, on dry surfaces, and it is calculated as the ratio of the tangential to the vertical ground reaction forces during stance phase (CHANG et al., 2011; REDFERN et al., 2001). The RCOF curve is characterized by two peaks and one valley. The two peaks represent respectively the highest shear forces which occur in the loading response and terminal stance phases and are the instants where slips frequently occur. The lower the friction of a floor is at these phases (the available friction on the floor), the higher is the slipping risk (CHANG et al., 2011; REDFERN et al., 2001).

Kleiner et al. (KLEINER, A. et al., in press) characterized the RCOF curve in subjects with PD without FOG in ON levodopa phase. They observed that the subjects with PD exhibited lower RCOF values during the loading response and terminal stance phases and higher RCOF values during the midstance phase compared the control group. Three RCOF areas were computed: Area 1 (loading response), Area 2 (midstance) and Area 3 (terminal stance). A very high correlation was observed between Area 1 and the Timed Up and Go Test (TUG) in which higher Area 1 RCOFs were associated with increased times required to perform the TUG (90.3%). Mak and Pang (2009) noted that the TUG test can be used to distinguish fallers from non-fallers; longer a TUG time (16 seconds) is independently associated

with an increased risk of falls in subjects with PD. Thus, the friction that occurs during the loading response is critically important for determining whether the frictional capabilities of the foot/floor interface will be sufficient to prevent slips in patients with PD. However, in that study, the RCOF was not correlated with the kinematic and kinetic gait variables.

Once, the kinematic and kinetic parameters are able to describe the joints and the muscles reactions to maintain the balance during walking (REDFERN et al., 2001; WINTER, 1983b) and are related to the risk of falls (KEMOUN et al., 2002; LORD; MENZ; TIEDEMANN, 2003; MENZ; MORRIS; LORD, 2006; SCHWENK et al., 2013; SPINK et al., 2011). The aim of this study was to calculate the RCOF values in subjects with PD with the risk of falls and to investigate the interplay between this parameter and ankle kinematic and kinetic gait variables. The complete description of the interplay between the RCOF values and the ankle kinematic and kinetic (moment and power) parameters could bring us new insights into the control of the dynamic balance of these subjects during the gait.

5.3 METHODS

This cross-sectional observational study was approved by the Ethics Committee of the Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (protocol 1.333.131) and followed the STROBE statement. Written informed consent was obtained from all the participants before the procedures start. The study period lasted between December 2015 and September 2016.

5.4 PARTICIPANTS

Fourteen subjects with Parkinson's Disease and freezing of gait (PD) and 14 healthy aged-matched control group subjects (HC) took part in this study. They were recruited by convenience sample (advertised in hospitals, associations and other entities in Porto Alegre).

Inclusion criteria for the participants with PD were: male and female subjects with diagnosis of idiopathic PD according to the London Brain Bank Criteria; aged between 50-80 years; moderate to high risk of falls score in the Timed Up and Go Scale (Mak and Pang (2009)) (TUG); present regular daily FOG episodes; minimum score of 12 in Freezing of Gait Scale (FOG Scale); minimum score of 20 and 24 on

the Mini-Mental State Examination (MMSE) for illetered and letered subjects, respectively (ALMEIDA, 1998). Exclusion criteria were: a secondary musculoskeletal disorder involving the lower limb, as chondral injuries, ligament and ankle sprains which could impede the gait evaluation by pain or motion disability; and patients whose underwent to deep brain stimulation. Beyond subjects with PD, healthy subjects were included in the study, paired by age and sex, as the reference group. For this group, participants were included if they were male or female and aged between 50-85 years. Exclusion criteria were the previous history of neurological or musculoskeletal disorders that induced visible gait abnormalities. The demographic characteristics of each group are presented in Table 1.

Table 1. Demographic and clinical characteristics.

VARIABLES	DP Group (n=14)	Control Group (n=14)	P
Age [years]	65.85±8.49	61.86±5.11	0.117
Weight [kg]	84.12±21.90	72.33±10.02	0.352
Height [cm]	167.31±0.095	166.64±0.10	0.862
FOG-Q	14.31±2.56	-	-
UPDRS	23.77±4.98	-	-
H&Y	2.42±0.53	-	-
MMSE	26.69±3.54	-	-
TUG [s]	17.84±3.54	-	-

Note: Values are mean and standard deviation

5.5 DATA COLLECTION

The clinical evaluation of the patients with PD was performed before procedures start and included: Mini-Mental State Exam (MMSE), Freezing of Gait Questionnaire (FOG-Q), Motor Section (III) of the UPDRS (UPDRS III) (phase OFF-Levodopa), Hoehn & Yahr Scale (H&Y) (phase OFF-Levodopa) and Timed Up and Go Test (TUG) (phase OFF-Levodopa). Moreover, during the data acquisition, all the participants were in OFF-pharma phase.

5.6 EXPERIMENTAL PROCEDURES FOR MOTION ANALYSIS

The participant's gait was assessed at the Movement Analysis and Neurological Rehabilitation Laboratory at Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (UFCSPA), Brazil. Two strain-gages based force platform (BTS Bioengineering, Italy, P6000 model) were used for the acquisition of the kinetic variables and an optoelectronic system composed of six Smart-D cameras (BTS Bioengineering, Italy) set at a frequency of 120 Hz for the kinematic analysis. Twenty-two spherical retro-reflective passive markers (14 mm diameter) were placed on the skin of individuals' lower limbs and trunk at specific landmarks according to the protocol described by Davis et al. (1991). Participants were asked to walk barefoot at a self-selected speed in the most natural manner possible at least six times on a 10 m walkway, allowing suitable rest times between the trials. As the RCOF is affected by the friction between the foot/shoes and floor, to avoid the shoe type influence the participants were asked to perform all the tests barefoot (Kleiner et al., 2015). The raw data were then processed using the dedicated software SMARTanalyzer, Version 1.10.458.0 (BTS Bioengineering, Italy) to calculate the following variables:

- a) 3D Ground Reaction Force GRF [N]:** i.e. the force exchanged between body and ground during the gait cycle. In particular, the three-dimensional GRF was decomposed in Anterior-Posterior (AP), Medio-Lateral (ML) and Vertical (V) components;
- b) Ankle dorsi-plantarflexion moment [N.m.kg⁻¹]:** it is the product the applied force and the distance of its point of application from the ankle joint center of rotation;
- c) Ankle joint power [W.kg⁻¹]:** it is the product of the ankle joint moment and the angular velocity at which the ankle joint is flexing or extending.

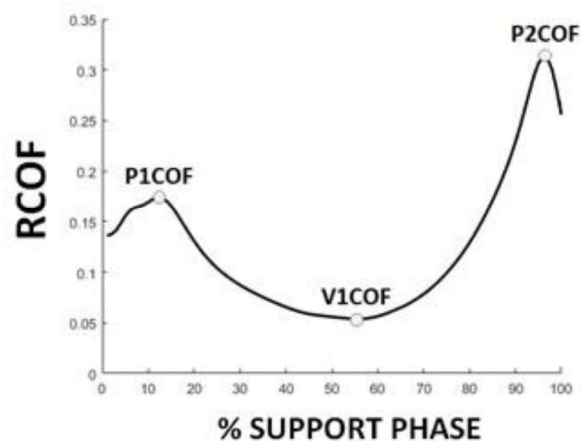
5.6.1 Required Coefficient Of Friction (Rcof)

On the basis of the previously mentioned variables calculation, the instantaneous RCOF was first calculated as the ratio of the tangential to the vertical GRF during stance (CHANG et al., 2011; REDFERN et al., 2001) as represented in Equation 1:

$$\text{RCOF} = \frac{\sqrt{(AP)^2 + (ML)^2}}{V} \quad (1)$$

According to Chang et al., 2011, the RCOF is typically considered to be the local maximum of the instantaneous RCOF curve (see Figure 1) occurring at ~20% of the duration of the stance phase of gait, during weight acceptance, (identified as P1COF). The second local maximum occurs at ~90% of the duration of the stance phase of gait, during push-off, and is labeled as P2COF. This peak is thought to be associated with a lower risk for a slip-induced fall (CHANG et al., 2011; REDFERN et al., 2001). Also, during the midstance phase, the minimum value in the instantaneous RCOF curve was calculated and identified as V1COF.

Figure 1. Illustration of the RCOF variables in normal gait.



As previously mentioned, the RCOF values (P1COF, V1COF, P2COF) were correlated with the following kinematic and kinetic parameters:

Gait Speed [m/s]: mean value of the speed of progression.

Plantarflexion [°]: it is the minimum values (negative values) of angle ankle in the stance gait, this occur during loading response phase (Figure 2a);

Dorsiflexion [°]: it is the maximum values (positive values) of angle ankle in the stance gait, this occur during terminal phase (Figure 2a);

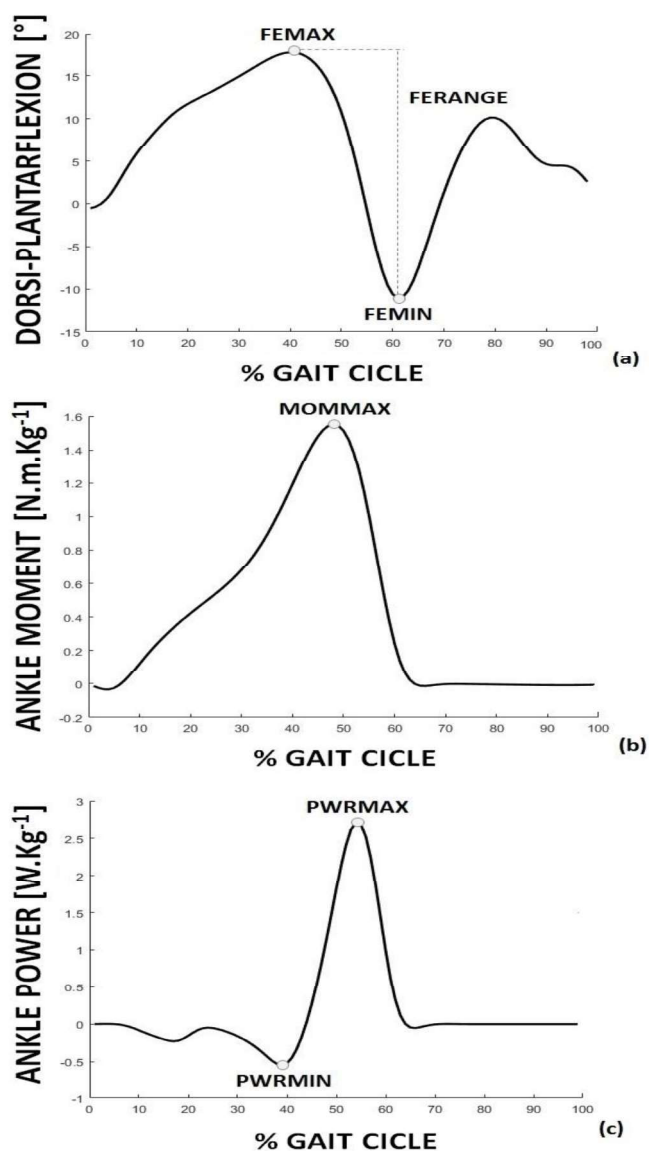
Ankle Range of Motion (ROM) [°]: it was computed as the difference between the Dorsiflexion and the plantarflexion (Figure 2a);

Plantarflexor Moment (MOM) [N.m.kg⁻¹]: The maximum ankle plantarflexion moment (i.e. the peak in the ankle dorsi-plantarflexion moment curve) (Figure 2b);

Absorption Power (absorption PWR) [W.kg⁻¹]: The minimum peak of ankle joint power curve. Occurring in pre-swing phase of cycle gait (Figure 2c);

Push off Power (push off PWR) [W.kg⁻¹]: The maximum ankle joint power (i.e. the peak in the ankle joint power curve) (Figure 2c).

Figure 12. Illustration of the kinematic and kinetic variables



Fonte: Author

The previously described parameters were computed for each trial and the mean value calculated on the six trials was considered representative of the participant and employed for the correlation analysis. The GRF were normalized by the body weight. Moreover, since the variables RCOF, MOMmax and PWRmax are known to be dependent on gait velocity (KIM; LOCKHART; YOON, 2005; WINTER, 1983b), they were normalized by dividing them for the gait velocity.

5.7 STATISTICAL ANALYSIS

The sample size was calculated to detect a difference of 0.11 in the second maximum value in the RCOF curve (push-off - P2COF), assuming a standard deviation of 0.1, the power of 80% and two-sided 5% significance level (KLEINER, A. F. R., GALLI, M., CARMO A.A., 2015b). Given an anticipated dropout rate of 10%, we included 14 participants in each group.

Data normality was tested using the Shapiro-Wilk test, and the homogeneity of variance was tested by Levene's statistic. To reach the aim of this paper, which was to characterize the RCOF variable in PD gait, the following analysis were performed:

(a) the RCOF, ankle kinematic and kinetic values were compared between the PD group and the HC group, by means the Student t Test for the parametric data and the Mann-Whitney Test for the non-parametric data. Results for the parametric data are present in mean and standard deviation, and for the non-parametric data are presented as median and interquartile range;

(b) The description of the interplay between the RCOF values and the ankle kinematic and kinetic parameters was assessed by the Spearman's Correlation test. The interpretation of the correlation degree is: 0.9 to 1 indicated a very high correlation; 0.7 to 0.9 indicated a high correlation; 0.5 to 0.7 indicates a moderate correlation; 0.3 to 0.5 indicates a low correlation, and 0 to 0.3 indicates little to no correlation. All tests were two-tailed;

(c) Finally, the stepwise multiple regression was used with P1COF, V1COF and P2COF as dependent variables and the ankle kinematic and kinetic parameters to find factors that influence the RCOF in PD gait.

The IBM SPSS Statistics v.22 software (IBM, Armonk, NY, USA) was used for the statistical analysis with the level of significance set at $\alpha \leq 0.05$.

5.8 RESULTS

There were no differences between PD e HC groups for the anthropometric features (Table 1). The comparisons between the PD and the HC groups for each dependent variables are presented in Table 2. Differences between groups were found in P1COF ($U = -3.124$; $p = 0.001$), V1COF ($t_{26} = 2.443$; $p = 0.022$), plantarflexion ($U = -2.206$; $p = 0.027$) and gait speed ($t_{26} = -2.720$; $p = 0.011$). The PD group showed higher P1COF and V1COF; and lower plantarflexion and gait speed in comparison with the HC group.

Table 2. Comparison between groups.

VARIABLES	DP Group	HC Group	P
P1COF	0.278 (0.223 / 0.332)	0.197 (0.169 / 0.224)	0.001*
V1COF	0.044 (0.035 / 0.052)	0.033 (0.026 / -0.040)	0.023*
P2COF	0.321 (0.274 / 0.368)	0.315 (0.276 / 0.353)	0.77
Dorsiflexion [°]	20.223 (16.353/24.092)	19.742 (18.135 / 21.352)	0.544
Plantarflexion[°]	-6.907 (-10.193 / -3.622)	-12.380 (-16.914 / -7.846)	0.027*
ROM Ankle [°]	27.546 (22.648 / 32.443)	32.126 (27.788 / 36.465)	0.142
Plantarflexor MOM			
[N.m.kg⁻¹]	1.482 (1.234 / 1.730)	1.357 (1.208 / 1.507)	0.43
Absorption PWR			
[W.kg⁻¹]	-1.005 (-1.207 / -0.802)	-0.905 (-1.131 / -0.680)	0.223
Propulsion PWR			
[W.kg⁻¹]	2.394 (1.950 / 2.838)	2.772 (2.323 / 3.219)	0.239
Speed [m/s]	0.990 (0.839 / 1.141)	1.177 (1.072 / 1.283)	0.013*

The P1COF showed a negative moderate correlation with gait speed (59.2% - Table 3). Instead, the V1COF presented moderate positive correlation with plantarflexion (60%); moderate negative correlation with ROM ankle (52.7%) and gait speed (57.9%); and low correlation with plantarflexion MOM (44.4%) and absorption power (43.5%). Finally, the P2COF showed a positive moderate correlation with Push off power (54.9%).

Table 3. Regressão Lineal Multiple

Variables		Dorsiflexion [°]	Plantarflexion [°]	ROM Ankle [°]	Plantarflexion MOM [N.m.kg ⁻¹]	Absorption [W.kg ⁻¹]	Propulsion [W.kg ⁻¹]	Speed [m/s]
P1COF	Sperman	-0.159	0.271	-0.327	0.440	-0.277	0.019	-0.592
	P	0.420	0.153	0.089	0.022	0.171	0.925	0.001*
V1COF	Sperman	0.195	0.600	-0.527	0.444	-0.435	-0.012	-0.579
	P	0.320	0.001*	0.004*	0.02*	0.027*	0.954	0.001*
P2COF	Sperman	0.359	-0.053	0.152	0.196	-0.32	0.549	-0.030
	P	0.061	0.787	0.440	0.327	0.111	0.003*	0.881

Legend: P= significant difference

Multiple linear regressions were calculated to predict the RCOF variables based on kinematic and kinetic ankle parameters. For the P1COF, a significant regression equation was found for gait speed ($F_{1,24} = 11.982$; $p=0.002$), with an R^2 of 0.333. For the V1COF, two significant regressions equations were found, the first for plantarflexion ($F_{1,24} = 16.331$; $p=0.001$), with an R^2 of 0.405; and the second for plantarflexion and plantarflexion MOM ($F_{1,24} = 16.735$; $p=0.001$), with an R^2 of 0.593. Finally, for P2COF a significant regression equation was found for push off PWR ($F_{1,24} = 11.179$; $p=0.003$), with an R^2 of 0.318.

5.9 DISCUSSION

The aim of this study was to calculate the RCOF values in PD gait and to correlate these variables with the kinematic and kinetic ankle parameters. The RCOF parameter has been already considered to evaluate the risk of falls in subjects with PD and in other diseases such as Stroke and Multiple sclerosis (KLEINER, A. et al., in press; KLEINER, A. F. R. et al., 2014; PACIFICI et al., 2016). However, the novelty of this study is that the RCOF was characterized in subjects with PD freezers during the OFF pharma phase and the influence of the ankle kinematic and kinetic parameters in this parameter were explored.

Our results indicated that the PD group presented higher RCOF in the loading response (P1COF) and midstance (V1COF) phases, lower plantarflexion and gait speed in comparison with the HC group. In healthy subjects, a higher P1COF allows the deceleration phase for loading acceptance, and the V1COF is the valley

observed in the mid-stance phase when the deceleration phase starts. At this phase, RCOF values decrease, and inertia forces sustain gait progression, in order to invert the decelerated movement and prepare the following acceleration phase (Kleiner et al., 2015). It allows a right grip and, consequently, the transmission of the developed forces to the kinematic chain, reducing the slipping and the risk of falls (KLEINER, E. A., 2015b).

In PD group the higher P1COF and V1COF as respect the health control might be related to the festinating gait, the typical gait pattern of PD freezers. The festinating gait is one of the most typical and unique disturbances of locomotion associated with parkinsonism. It is described as rapid, small steps, done in an attempt to keep the center of gravity (COG) in between the feet while the trunk leans forward involuntarily and shift the COG forward. In an attempt to correct balance, instead of making one or two large corrective steps, the patient makes hypsometric steps, which leaves the COG in front of his feet.

In order to compensate for the hypokinesia and in an attempt to prevent falling the first strategy is to increase the P1COF according to the gait speed to guarantee the deceleration phase for loading acceptance. Our correlation results indicate that the higher is the P1COF the lower is the gait speed. The second strategy is the higher V1COF. The higher V1COF is explained by the reduced plantarflexion angle and the increased plantarflexion moment. Such strategy undertakes gait progression. Plantarflexor muscles are an important muscle group in gait speed regulation in healthy subjects, once they generate a great part of the energy required to forward limbs during push-off phase (ANDERSON; PANDY, 2003; LIU et al., 2006; NEPTUNE; KAUTZ; ZAJAC, 2001; NEPTUNE; SASAKI; KAUTZ, 2008). Such phase is characterized at the ankle by a shortening of the plantar flexor muscles or a concentric contraction, resulting in an energy generation that allows forwarding the lower limb. Also, it is a strategy to maintain balance, and, at the same time, to guarantee forward progression (NEPTUNE et al., 2001; NEPTUNE et al., 2008).

Thanks to the higher P1COF and V1COF the subjects PD freezers are able to reach the P2COF values closer to the normality. The P2COF is predicting by the Push off PWR. The clinical implications of the RCOF correlation and ankle Push off power warrant further consideration given the functional importance of the ankle plantar flexors during gait. Adequate ankle control during gait is important for normal gait pattern. During the push-off phase, ankle power generation at push-off accounts

for approximately 80% of the overall energy generated in the gait cycle in normal subjects (WINTER, 1983b). Strength and power of this muscle group have also been identified as important in enabling older people to maintain large steps [Judge et al., 1996]. Moreover, reduced Push off power has been associated with unexplained falls and reduced speed in older people (STUDENSKI; DUNCAN; CHANDLER, 1991). If people with PD are not able to sufficiently activate their plantar flexors to provide an efficient high amplitude power burst at push-off, then slip and falls may occur.

The importance of this push-off deficit has been shown by Judge et al (JUDGE et al., 1996) who found that the plantar-flexor power generation was the strongest predictor of stride length in elderly subjects. The weakness of plantar-flexor muscles, which show reduced electromyographic activity in PD subjects, might be one of the causes of decreased Push off power (DIETZ; LEENDERS; COLOMBO, 1997). Another cause of the reduced Push off power could be muscle rigidity, which is a predominant feature of PD (SCANDALIS et al., 2001).

This study results evidence that the P1COF and V1COF seem to be the support phase instants more critical for slips and falls in subjects with PD freezers. It would be useful in future studies to measure the same subjects under the both ON and OFF medication conditions to better characterize the RCOF during parkinsonian gait. This comparison would provide a dissociation of the effects of levodopa from the basic motor disorder and an explanation of the physiological (or pathophysiological) meanings of the RCOF of PD patients with FOG. Moreover, future studies are going to be developed to explore the interplay between RCOF and plantar-flexor muscles electromyographic activity in PD patients.

ACKNOWLEDGEMENTS

For the patients who kindly accept to participate in this study.

5.10 REFERENCES

Almeida, O. P. (1998). [Mini mental state examination and the diagnosis of dementia in Brazil]. Mini exame do estado mental e o diagnostico de demencia no Brasil. *Arquivos de neuro psiquiatria*, 56, 605-612.

Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait Posture*, 17, 159-169.

Bloem, B. R., Grimbergen, Y. A., Cramer, M., Willemsen, M., & Zwinderman, A. H. (2001). Prospective assessment of falls in Parkinson's disease. *Journal of neurology*, 248, 950-958.

Chang, W. R., Chang, C. C., & Matz, S. (2011). The effect of transverse shear force on the required coefficient of friction for level walking. *Hum Factors*, 53, 461-473.

Dietz, V., Leenders, K. L., & Colombo, G. (1997). Leg muscle activation during gait in Parkinson's disease: influence of body unloading. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 105, 400-405.

Giladi, N., McDermott, M. P., Fahn, S., Przedborski, S., Jankovic, J., Stern, M., Tanner, C., & Parkinson Study, G. (2001). Freezing of gait in PD: prospective assessment in the DATATOP cohort. *Neurology*, 56, 1712-1721.

Giladi, N., Treves, T. A., Simon, E. S., Shabtai, H., Orlov, Y., Kandinov, B., Paleacu, D., & Korczyn, A. D. (2001a). Freezing of gait in patients with advanced Parkinson's disease. *J Neural Transm*, 108, 53-61.

Judge, J. O., Davis, R. B., 3rd, & Ounpuu, S. (1996). Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 51, M303-312.

Kemoun, G., Thoumie, P., Boisson, D., & Guieu, J. D. (2002). Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly. *J Rehabil Med*, 34, 278-283.

Kim, S., Lockhart, T., & Yoon, H. Y. (2005). Relationship between age-related gait adaptations and required coefficient of friction. *Saf Sci*, 43, 425-436.

Kleiner, A., Galli, M., Franceschini, M., Stocchi, F., Albertini, G., & Barros, R. M. L. (in press). The coefficient of friction in Parkinson's disease gait. *Functional Neurology*.

Kleiner, A. F. R., Galli, M., Rigoldi, C., do Carmo, A. A., & Barros, R. M. (2014). Effects of Flooring and Hemi Body on Ground Reaction Forces and Coefficient of Friction in Stroke Gait. *International Journal of Neurorehabilitation*, 2014.

Kleiner, A. F. R., Galli, M., Carmo A.A., (2015). The coefficient of friction alteration in stroke gait. . *Int.J.Eng.Innov.Technol*.

Liu, M. Q., Anderson, F. C., Pandy, M. G., & Delp, S. L. (2006). Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. *J Biomech*, 39, 2623-2630.

Lord, S. R., Menz, H. B., & Tiedemann, A. (2003). A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention. *Phys Ther*, 83, 237-252.

Menz, H. B., Morris, M. E., & Lord, S. R. (2006). Foot and ankle risk factors for falls in older people: a prospective study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 61, 866-870.

Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech*, 34, 1387-1398.

Neptune, R. R., Sasaki, K., & Kautz, S. A. (2008). The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait Posture*, 28, 135-143.

Okuma, Y. (2014). Freezing of gait and falls in Parkinson's disease. *J Parkinsons Dis*, 4, 255-260.

Pacifici, I., Galli, M., Kleiner, A. F. R., Corona, F., Coghe, G., Marongiu, E., Loi, A., Crisafulli, A., Cocco, E., Marrosu, M. G., & Pau, M. (2016). The Required Coefficient of Friction for evaluating gait alterations in people with Multiple Sclerosis during gait. *Multiple sclerosis and related disorders*, 10, 174-178.

Redfern, M. S., Cham, R., Gielo-Perczak, K., Grönqvist, R., Hirvonen, M., Lanshammar, H., Marpet, M., Pai IV, C. Y.-C., & Powers, C. (2001). Biomechanics of slips. *Ergonomics*, 44, 1138-1166.

Scandalis, T. A., Bosak, A., Berliner, J. C., Helman, L. L., & Wells, M. R. (2001). Resistance training and gait function in patients with Parkinson's disease. *Am J Phys Med Rehabil*, 80, 38-43.

Schwenk, M., Jordan, E. D., Honarvararaghi, B., Mohler, J., Armstrong, D. G., & Najafi, B. (2013). Effectiveness of foot and ankle exercise programs on reducing the risk of falling in older adults: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *J Am Podiatr Med Assoc*, 103, 534-547.

Spink, M. J., Fotohabadi, M. R., Wee, E., Hill, K. D., Lord, S. R., & Menz, H. B. (2011). Foot and ankle strength, range of motion, posture, and deformity are associated with balance and functional ability in older adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 92, 68-75.

Studenski, S., Duncan, P. W., & Chandler, J. (1991). Postural responses and effector factors in persons with unexplained falls: results and methodologic issues. *J Am Geriatr Soc*, 39, 229-234.

Winter, D. A. (1983). Biomechanical motor patterns in normal walking. *J Mot Behav*, 15, 302-330.

APÊNDICES

APÊNDICE A

ESCALA DE HOEH E YAHR (modificada)

Quadro 1 Estágios da DP segundo a Escala de Hoehn e Yahr (modificada)

ESTÁGIO 0	Nenhum sinal da doença
ESTÁGIO 1	Doença unilateral
ESTÁGIO 1,5	Envolvimento unilateral e axial
ESTÁGIO 2	Doença bilateral sem déficit de equilíbrio
ESTÁGIO 2,5	Doença bilateral leve, com recuperação no “teste do empurrão”
ESTÁGIO 3	Doença bilateral leve a moderada; alguma instabilidade postural; capacidade para viver independente
ESTÁGIO 4	Incapacidade grave, ainda capaz de caminhar ou permanecer de pé sem ajuda
ESTÁGIO 5	Confinado à cama ou cadeira de rodas a não ser que receba ajuda.

Fonte: Shenkman ML *et al* 2001

APÊNDICE B**ESCALA UNIFICADA DE AVALIAÇÃO PARA DOENÇA DE PARKINSON -
UPDRS****III. EXAME MOTOR****1. Fala**

0= normal.

1= perda discreta da expressão, volume ou dicção.

2= comprometimento moderado. Arrastado, monótono mas compreensível.

3= comprometimento grave, difícil de ser entendido.

4= incompreensível.

2. Expressão facial

0= normal.

1= hipomimia mínima.

2= diminuição pequena, mas anormal, da expressão facial.

3= hipomimia moderada, lábios caídos/afastados por algum tempo.

4= fâcies em máscara ou fixa, com pedra grave ou total da expressão facial. Lábios afastados $\frac{1}{4}$ de polegada ou mais.

3. Tremor de repouso

0= ausente.

1= presente, mas infrequente ou leve.

2= persistente, mas de pouca amplitude, ou moderado em amplitude mas presente de maneira intermitente.

3= moderado em amplitude, mas presente a maior parte do tempo.

4= com grande amplitude e presente a maior parte do tempo.

4. Tremor postural ou de ação nas mãos

0= ausente

1= leve, presente com a ação.

2= moderado em amplitude, presente com a ação.

3= moderado em amplitude tanto na ação quanto mantendo a postura.

4= grande amplitude, interferindo com a alimentação.

5. Rigidez (movimento passivo das grandes articulações, com paciente sentado e relaxado, ignorar roda denteadas).

0= ausente

1= pequena ou detectável somente quando ativado por movimentos em espelho de outros.

2= leve e moderado.

3= marcante, mas pode realizar o movimento completo da articulação.

4= grave e o movimento completo da articulação só ocorre com grande dificuldade.

6. Bater dedos continuamente – polegar no indicador em sequencias rápidas com a maior amplitude possível, uma mão de cada vez.

0= normal

1= leve lentidão e/ou redução da amplitude.

2= comprometimento moderado. Fadiga precoce e bem clara. Pode apresentar parada ocasional durante o movimento.

3= comprometimento grave. Hesitação frequente para iniciar o movimento ou paradas durante o movimento que está realizando.

4= realiza o teste com grande dificuldade, quase não conseguindo.

7. Movimentos das mãos (abrir e fechar as mãos em movimentos rápidos e sucessivos e com a maior amplitude possível, uma mão de cada vez).

0= normal

1= leve lentidão e/ou redução da amplitude.

2= comprometimento moderado. Fadiga precoce e bem clara. Pode apresentar parada ocasional durante o movimento.

3= comprometimento grave. Hesitação frequente para iniciar o movimento ou paradas durante o movimento que está realizando.

4= realiza o teste com grande dificuldade, quase não conseguindo.

8. Movimentos rápidos alternados das mãos (pronação e supinação das mãos, horizontal ou verticalmente, com a maior amplitude possível, as duas mãos simultaneamente).

0= normal

1= leve lentidão e/ou redução da amplitude.

2= comprometimento moderado. Fadiga precoce e bem clara. Pode apresentar parada ocasional durante o movimento.

3= comprometimento grave. Hesitação frequente para iniciar o movimento ou paradas durante o movimento que está realizando.

4= realiza o teste com grande dificuldade, quase não conseguindo.

9. Agilidade da perna (bater o calcanhar no chão em sucessões rápidas, levantando toda a perna, a amplitude do movimento deve ser de cerca de 3 polegadas/ $\pm 7,5$ cm).

0= normal

1= leve lentidão e/ou redução da amplitude.

2= comprometimento moderado. Fadiga precoce e bem clara. Pode apresentar parada ocasional durante o movimento.

3= comprometimento grave. Hesitação frequente para iniciar o movimento ou paradas durante o movimento que está realizando.

4= realiza o teste com grande dificuldade, quase não conseguindo.

10. Levantar da cadeira (de espaldo reto, madeira ou ferro, com braços cruzados em frente ao peito).

0= normal

1= lento ou pode precisar de mais de uma tentativa

2= levanta-se apoiando nos braços da cadeira.

3= tende a cair para trás, pode tentar se levantar mais de uma vez, mas consegue levantar.

4= incapaz de levantar-se sem ajuda.

11. Postura

0= normal em posição ereta.

1= não bem ereto, levemente curvado para frente, pode ser normal para pessoas mais velhas.

2= moderadamente curvado para frente, definitivamente anormal, pode inclinar-se um pouco para os lados.

3= acentuadamente curvado para frente com cifose, inclinação moderada para um dos lados.

4= bem fletido com anormalidade acentuada da postura.

12. Marcha

0= normal

1= anda lentamente, pode arrastar os pés com pequenas passadas, mas não há festinação ou propulsão.

2= anda com dificuldade, mas precisa de pouca ajuda ou nenhuma, pode apresentar alguma festinação, passos curtos, ou propulsão.

3= comprometimento grave da marcha, necessitando de ajuda.

4= não consegue andar sozinho, mesmo com ajuda.

13. Estabilidade postural (respostas ao deslocamento súbito para trás, puxando os ombros, com paciente ereto, de olhos abertos, pés separados, informado a respeito do teste)

0= normal

1= retropulsão, mas se recupera sem ajuda.

2= ausência de respostas posturais, cairia se não fosse auxiliado pelo examinador.

3= muito instável, perde o equilíbrio espontaneamente.

4= incapaz de ficar ereto sem ajuda.

14. Bradicinesia e hipocinesia corporal (combinação de hesitação, diminuição do balançar dos braços, pobreza e pequena amplitude de movimentos em geral).

0= nenhum.

1= lentidão mínima. Podia ser normal em algumas pessoas. Possível redução na amplitude.

2= movimento definitivamente anormal. Pobreza de movimento e um certo grau de lentidão.

3= lentidão moderada. Pobreza de movimento ou com pequena amplitude.

4= lentidão acentuada. Pobreza de movimento ou com pequena amplitude.

APÊNDICE C**ESCALA DE *FREEZING* DE MARCHA (FOG-Q)****1. Durante o seu pior estado - Você anda:**

- 0- Normalmente.
- 1- Quase normalmente - um pouco lento.
- 2- Devagar mas completamente independente.
- 3- Precisa de ajuda ou de um aparelho para andar.
- 4- Incapaz de andar.

2. Suas dificuldades para andar estão afetando suas atividades de vida diária ou a sua independência?

- 0– Nem um pouco
- 1– Um pouco
- 2– Moderadamente
- 3– Acentuadamente
- 4– Incapaz de andar

3. Você sente que seus pés ficam grudados no chão enquanto você anda, vira ou quando tenta começar a andar (congelamento)?

- 0– Nunca
- 1– Muito raramente – cerca de uma vez por mês
- 2– Raramente – cerca de uma vez por semana
- 3– Frequentemente – cerca de uma vez por dia
- 4– Sempre – toda vez que anda

4. Quanto tempo dura seu maior episódio de congelamento?

- 0– nunca aconteceu
- 1– 1 a 2 segundos
- 2– 3 a 10 segundos
- 3– 11 a 30 segundos
- 4– Incapaz de andar por mais de 30 segundos

5. Quanto tempo dura seu típico episódio de hesitação para começar a andar (congelamento para dar o primeiro passo)?

0– Nada

1– Leva mais que 1 segundo para começar a andar

2– Leva mais que 3 segundos para começar a andar

3– Leva mais que 10 segundos para começar a andar

4– Leva mais que 30 segundos para começar a andar

6. Quanto tempo dura sua típica hesitação para virar (congelamento enquanto vira)?

0– Nada

1– Retoma a virada em 1 a 2 segundos

2– Retoma a virada em 3 a 10 segundos

3– Retoma a virada em 11 a 30 segundos

4– Incapaz de retomar a virada por mais de 30 segundos.

APÊNDICE DProtocolo de Avaliação Inicial – Ficha de Identificação do Paciente

Nome: _____

Data de nascimento: ____ / ____ / ____ Idade: ____ Sexo: () F () M

Procedência: _____

Telefone: _____ Celular: _____

Escolaridade: _____

Profissão: _____

Diagnóstico Clínico: _____

Tempo de Diagnóstico: _____

Medicações: _____

Terapias Realizadas: _____

—
Cirurgias prévias (tempo): _____—
Estágio da Doença de Parkinson: _____

Doenças associadas: _____

—
Lesões musculoesqueléticas: _____—
Observações: _____

—

DATA: /__ /__

ASSINATURA DO PACIENTE: _____

NOME DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL: _____

ASSINATURA DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL: _____

APÊNDICE F**MINI EXAME DE ESTADO MENTAL (MEEM)****Identificação do sujeito:** _____**Idade:** _____**Nível de escolaridade:** _____**1. "Orientação"** (1 ponto por cada resposta correta - total: 10 pontos)

Em que ano estamos? _____

Em que mês estamos? _____

Em que dia do mês estamos? _____

Em que dia da semana estamos? _____

Em que estação do ano estamos? _____

Nota: _____

Em que país estamos? _____

Em que estado vive? _____

Em que cidade vive? _____

Em que local (casa, clínica, etc.) estamos? _____

Em que andar (pavimento) estamos? _____

Nota: _____**2. "Retenção"** (contar 1 ponto por cada palavra corretamente repetida - total: 3 pontos)

"Vou dizer três palavras; queria que as repetisse, mas só depois de eu dizer todas; procure memorizá-las ou sabê-las de cor".

Pêra _____

Gato _____

Bola _____

Nota: _____**3. "Atenção e Cálculo"** (1 ponto por cada resposta correta. Se houver um pequeno erro e depois continuar a subtrair bem, consideram-se as seguintes como corretas. Parar ao fim de 5 respostas - total: 5 pontos)

"Agora, diga-me quanto é 30 menos 3 e depois ao número encontrado volta a tirar 3 e repete assim até eu lhe dizer para parar".

27_ 24_ 21 _ 18_ 15_

Nota: _____

4. Evocação (1 ponto por cada resposta correta - total: 3 pontos)

"Veja se consegue dizer as três palavras que pedi há pouco para memorizar".

Pêra _____

Gato _____

Bola _____

Nota: _____

5. Linguagem (1 ponto por cada resposta correta - total: 8 pontos)

a. "Como se chama isto? Mostrar os objetos:

Relógio _____ Caneta _____

Nota: _____

b. "Repita a frase que eu vou dizer: O RATO ROEU A ROLHA"

Nota: _____

c. "Quando eu lhe der esta folha de papel, pegue ela com a mão direita, dobre-a ao meio e aponha sobre a mesa"; dar a folha segurando com as duas mãos.

Pega com a mão direita _____

Dobra ao meio _____

Coloca onde deve _____

Nota: _____

d. "Leia o que está neste cartão e faça o que diz". Mostrar um cartão com a frase bem legível, "FECHE OS OLHOS"; sendo analfabeto lê-se a frase.

Fechou os olhos _____

Nota: _____

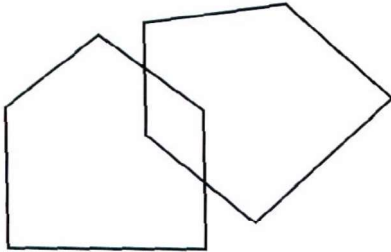
e. Forneça esta folha e caneta, a seguir dê o comando: "Escreva uma frase inteira aqui". Deve ter sujeito e verbo e fazer sentido; os erros gramaticais não prejudicam a pontuação.

Frase:

Nota: _____

6. Habilidade Construtiva (1 ponto pela cópia correta.)

Deve copiar um desenho. Dois pentágonos parcialmente sobrepostos; cada um deve ficar com 5 lados, dois dos quais intersectados. Não valorizar tremor ou rotação.



Cópia:

Nota: _____

TOTAL (Máximo 30 pontos): _____

Considera-se com déficit cognitivo:

- Analfabetos \leq 15 pontos
- 1 a 11 anos de escolaridade \leq 22
- Com escolaridade superior a 11 anos \leq 27

APÊNDICE G

ROTINA DE RCOF

Elaborada por: Ana Francisca Kleiner

```
function [rcof_nor, anguloFE, momentoFE, powerFE, rcof_m] = RCOF_PD (Avani02GRFL,
Avani02FEL, Avani02MOML, Avani02PWRL, peso)
```

```
lgrX=Avani02GRFL(:,2);
lgrY=Avani02GRFL(:,3);
lgrZ=Avani02GRFL(:,4);
```

```
lgrX((isnan(lgrX))) = 0; %anterior posterior
lgrY((isnan(lgrY))) = 0; %vertical
lgrZ((isnan(lgrZ))) = 0; %lateral
```

```
hc_p1=find(lgrY>60);
```

```
fz= ((lgrZ(hc_p1,1))*-1)./peso;
fy= (lgrY(hc_p1,1))./peso;
fx= ((lgrX(hc_p1,1))*-1)./peso;
```

```
rcofx1=(fz./fy);
rcofy1=(fx./fy);
rcof=(sqrt(((rcofx1.*rcofx1)+(rcofy1.*rcofy1))));
```

```
x_nor=linspace(0,100,101);
rcof_nor= (spline((linspace(0,100,length(rcof))),rcof,x_nor));
```

```
%rcof_nor= rcof_nor./body_weight;
```

```
[v_atrito_um,p_atrito_um]=max(rcof_nor(1:30));
rcof1 = v_atrito_um;
[v_atrito_dois,p_atrito_dois]=max(rcof_nor(51:100));
rcof2 = v_atrito_dois;
[v_atrito_3,p_atrito_3]=min(rcof_nor(20:90));
rcof3 = v_atrito_3;
```

```
figure (1)
plot(rcof_nor, 'b')
hold on
plot (p_atrito_um, v_atrito_um,'ro', 'linewidth', 1.5, 'MarkerSize',15)
hold on
plot ((p_atrito_dois+50),v_atrito_dois, 'ro', 'linewidth', 1.5, 'MarkerSize',15)
hold on
plot ((p_atrito_3+19),v_atrito_3, 'ro', 'linewidth', 1.5, 'MarkerSize',15)
title('RCOF')
```

```
acmRAFEM=Avani02FEL(:,2);
```

```
[v_max_FE,p_max_FE]=max(acmRAFEM);
anguloMFE = v_max_FE;
```

```
[v_min_FE,p_min_FE]=min(acmRAFEM(1:90));  
anguloMimFE = v_min_FE;
```

```
anguloROM= anguloMFE - anguloMimFE;
```

```
anguloFE = acmRAFEM;
```

```
tcmLAFEM1=Avani02MOML(:,2);  
momentoMAX = max(tcmLAFEM1);  
momentoFE = tcmLAFEM1;
```

```
pcmLAFEM1=Avani02PWRL(:,2);  
pwrMAX = max(pcmLAFEM1);  
pwrMIN = min (pcmLAFEM1);  
powerFE = pcmLAFEM1;
```

```
rcof_m = [rcof1, rcof3, rcof2,anguloMFE,anguloMimFE,anguloROM, momentoMAX, pwrMAX,  
pwrMIN];
```

```
end
```

APÊNDICE H

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DE
PORTO ALEGRE



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeitos da Estimulação Mecânica Periférica na Reabilitação do Paciente com Doença de Parkinson - Um Ensaio Clínico Randomizado (ECR).

Pesquisador: ALINE DE SOUZA PAGNUSSAT

Área Temática:

Versão: 4

CAAE: 48785015.5.0000.5345

Instituição Proponente: Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.333.131

Apresentação do Projeto:

A doença de Parkinson (DP) é uma doença neurodegenerativa dos gânglios da base, caracterizada pela perda progressiva de neurônios dopamérgicos da parte compacta da substância negra, com a subsequente perda de dopamina no sistema nigroestriatal. A DP é diagnosticada por meio dos critérios clínicos e não há nenhum teste definitivo para confirmar o seu diagnóstico. Clinicamente é caracterizada por tremor em repouso, rigidez, acinesia, bradicinesia e instabilidade postural. Além disso, são incluídas entre as características clássicas do parkinsonismo a postura fletida e o freezing na marcha. No que diz respeito ao tratamento desta doença, muitos tratamentos farmacológicos têm se provado benéficos. No entanto, alguns aspectos motores associados à progressão da doença nem sempre são tratados pelos fármacos, tais como o freezing e a instabilidade postural. Portanto, há um crescente espaço para a inclusão de terapias

Endereço: Rua Sarmiento Leite, 245

Bairro: Sarmiento

CEP: 90.050-170

UF: RS

Município: PORTO ALEGRE

Telefone: (51) 3303-8804

E-mail: cep@ufspa.edu.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DE
PORTO ALEGRE



Contratação do Parecer: 1.333.131

de

reabilitação adjuvantes ao tratamento farmacológico e neurocirúrgico com a finalidade de maximizar a capacidade funcional e melhorar a qualidade de vida destes pacientes. Nesse contexto, os fatores neurotróficos derivados do cérebro (BDNF) têm sido estudados nos processos de reabilitação, com o objetivo de atenuar a perda neuronal progressiva, pois se correlacionam inversamente com a gravidade da neurodegeneração dopaminérgica e o aumento na quantidade desses fatores após processo de reabilitação está associado com a melhora motora. Ainda com relação ao tratamento da DP a

estimulação mecânica periférica (EMP) é um novo recurso terapêutico que tem trazido bons resultados na recuperação funcional da marcha destes pacientes. A EMP é emitida por um dispositivo, conhecido como Gôndola™ (Gondola™, Gondola Medical Technologies, Lugano, Suíça), e consiste na estimulação, por meio de pressão, de quatro pontos plantares (dois em cada pé). Assim, o objetivo deste estudo será verificar o efeito da estimulação mecânica periférica (EMP) em pacientes com a DP em parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha, no risco de quedas, no estado clínico do paciente e nos níveis séricos de BDNF. O estudo define-se como um ensaio clínico randomizado, duplo-cego, no qual os participantes com diagnóstico clínico de DP, serão submetidos a um protocolo de intervenção ou a um

protocolo placebo de duas aplicações por semana com EMP durante o período de um mês, totalizando oito aplicações. Serão analisados os parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha por meio de um sistema de análise de movimento 3-D e de um sensor inercial (G-Sensor), o teste funcional Time-up & Go (TUG), o estado clínico

por meio da Escala Unificada de Avaliação da DP (UPDRS III) e do Inventário Depressivo de Beck (BDI) e os níveis séricos de BDNF a fim de averiguar uma melhora na capacidade funcional dos pacientes com DP.

Objetivo da Pesquisa:

Verificar o efeito da estimulação mecânica periférica (EMP) em pacientes com a DP em parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha, no risco de quedas, no estado clínico do paciente e nos níveis séricos de BDNF.

Endereço: Rua Sarmento Leite, 246

Bairro: Sarmiento

CEP: 90.050-170

UF: RS

Município: PORTO ALEGRE

Telefone: (51)3303-8804

E-mail: cep@ufcspa.edu.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DE
PORTO ALEGRE



Continuação do Parecer: 1.333.131

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Possível desconforto em relação ao tempo previsto para as avaliações (1h30min); possível desconforto nos pés.

Estão colocados riscos referentes à coleta de sangue, como dor, hematoma ou outro desconforto no local da coleta. Raramente desmaio ou infecções no local da punção podem ocorrer, porém, cuidados serão tomados para evitar ao máximo esses riscos.

Benefícios:

Na pesquisa experimental o benefício será maior ou no mínimo igual às alternativas já estabelecidas para a tratamento existente. Ademais, este estudo visa contribuir para o entendimento do processo de reabilitação em pacientes com doença de parkinson. Assim, esses pacientes poderão beneficiar-se de forma direta e imediata de um alternativa de tratamento, nos parâmetros de melhora na funcionalidade e na qualidade de vida.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Realizada Emenda para inclusão de exames de Ressonância Magnética Funcional cerebral antes e após a intervenção com Estimulação Mecânica Periférica (EMP).

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram adequados o projeto e o TCLE para inclusão de informações pertinentes ao novo exame a ser incluído no projeto.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

De acordo com o parecer do Relator.

Endereço: Rua Sarmento Leite, 246

Bairro: Sarmento

CEP: 90.050-170

UF: RS

Município: PORTO ALEGRE

Telefone: (51)3303-8804

E-mail: cep@ufcspa.edu.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DE
PORTO ALEGRE



Continuação do Parecer: 1.333.131

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_618318_E1.pdf	01/11/2015 22:25:10		Aceito
Outros	Adendo_ao_projeto_atual.pdf	01/11/2015 12:06:10	Camila Pinto	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Completo_Novo.docx	01/11/2015 12:02:12	Camila Pinto	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_RM.docx	01/11/2015 11:58:42	Camila Pinto	Aceito
Outros	Termo_de_compromisso_relatorios.jpg	22/09/2015 18:21:44	Jaira de Menezes Ehlers	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.pdf	22/09/2015 18:20:14	Jaira de Menezes Ehlers	Aceito
Outros	Carta_Alteracoes_Projeto.pdf	22/09/2015 18:15:43	Jaira de Menezes Ehlers	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_pronto.pdf	22/09/2015 18:11:54	Jaira de Menezes Ehlers	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	22/09/2015 18:04:40	Jaira de Menezes Ehlers	Aceito
Outros	Termo_de_anuencia.pdf	31/08/2015 18:20:22	Camila Pinto	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Avaliação da CONEP:

Não

PORTO ALEGRE, 23 de Novembro de 2015

Assinado por:

Julia Fernanda Semmelmann Pereira Lima
(Coordenador)

Endereço: Rua Sarmento Leite, 245

Bairro: Sarmento

CEP: 90.050-170

UF: RS

Município: PORTO ALEGRE

Telefone: (51)3303-8804

E-mail: cep@ufcspa.edu.br

APÊNDICE I



CLINICAL BIOMECHANICS

A journal affiliated to the [International Society of Biomechanics](#), the [American Society of Biomechanics](#), the [European Society of Biomechanics](#) and the [Taiwanese Society for Biomechanics](#)

AUTHOR INFORMATION PACK

TABLE OF CONTENTS

●	Description	p.1
●	Audience	p.1
●	Impact Factor	p.2
●	Abstracting and Indexing	p.2
●	Editorial Board	p.2
●	Guide for Authors	p.4



ISSN: 0268-0033

DESCRIPTION

Clinical Biomechanics is an international multidisciplinary journal of **biomechanics** with a focus on medical and clinical applications of new knowledge in the field.

The science of **biomechanics** helps explain the causes of **cell, tissue, organ and body system disorders**, and supports clinicians in the diagnosis, prognosis and evaluation of treatment methods and technologies. *Clinical Biomechanics* aims to strengthen the links between laboratory and clinic by publishing cutting-edge biomechanics research which helps to explain the causes of injury and disease, and which provides evidence contributing to improved clinical management.

A rigorous peer review system is employed and every attempt is made to process and publish top-quality papers promptly.

Clinical Biomechanics explores all facets of body system, organ, tissue and cell biomechanics, with an emphasis on **medical and clinical applications** of the basic science aspects. The role of basic science is therefore recognized in a medical or clinical context. The readership of the journal closely reflects its multi-disciplinary contents, being a balance of scientists, engineers and clinicians.

The contents are in the form of research papers, brief reports, review papers and correspondence, whilst special interest issues and supplements are published from time to time.

Disciplines covered include biomechanics and mechanobiology at all scales, bioengineering and use of tissue engineering and biomaterials for clinical applications, biophysics, as well as biomechanical aspects of medical robotics, ergonomics, physical and occupational therapeutics and rehabilitation.

The journal is affiliated to the [European Society of Biomechanics](#), the [American Society of Biomechanics](#), the [International Society of Biomechanics](#) and the [Taiwanese Society of Biomechanics](#).

AUDIENCE

Biomechanists, bioengineers, orthopaedic physicians, physiotherapists, ergonomists and rheumatologists.

IMPACT FACTOR

2015: 1.636 © Thomson Reuters Journal Citation Reports 2016

ABSTRACTING AND INDEXING

Bioengineering Now
 Current Contents
 MEDLINE®
 EMBASE
 Ergonomics Abstracts
 Reference Update
 Sports Documentation Monthly Bulletin and British Medicine
 Sociedad Iberoamericana de Informacion Cientifica (SIIC) Data Bases
 Scopus

EDITORIAL BOARD

Editor

Amit Gefen, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, Tel Aviv University, P.O. Box 39040, 6997801, Tel Aviv, Israel

Managing Editor

Debbie McStrafick, 30 Queen Street, Huddersfield, HD1 2SP

Associate Editors

Dan Bader, University of Southampton, Southampton, UK, England
Lynne Bilston, UNSW Australia, Sydney, New South Wales, Australia
Lisbet Geris, Université de Liège, Liège, Belgium
Alon Wolf, Technion - Israel Institute of Technology, Technion City, Israel

Editorial Board

L. Blankevoort, Academic Medical Centre (AMC), Amsterdam, Netherlands
M. Bobbert, VU University, Amsterdam, Netherlands
P. Büchler, University of Bern, Bern, Switzerland
J. Cabri, Norwegian School of Sport Sciences, Oslo, Norway
C.K. Cheng, National Yang Ming University, Taipei, Taiwan
J. Cunningham, University of Bath, Claverton Down, Bath, UK
L. Dürselen, University of Ulm, Ulm, Germany
V. Feipel, Université Libre de Bruxelles (ULB), Brussels, Belgium
S. Ferguson, Universität Bern, Bern, Switzerland
T. Finni, University of Jyväskylä, Jyväskylän yliopisto, Finland
D.T.P. Fong, Loughborough University, Loughborough, UK
H. Graichen, Asklepios Orthopedic Clinic Lindenlohe, Schwandorf, Germany
J. Hamill, University of Massachusetts, Amherst, Massachusetts, USA
A. Heiner, University of Iowa, Iowa City, Iowa, USA
G. Johnson, Newcastle University, Tyne, UK
D. Lacroix, University of Sheffield, Sheffield, UK
G. Leivseth, Norwegian University of Science & Technology NTNU, Trondheim, Norway
K. Mabuchi, Kitasato University, Kanagawa, Japan
W. Marras, The Ohio State University, Columbus, Ohio, USA
P. McNair, AUT University, Auckland, New Zealand
V. Medved, University of Zagreb, Zagreb, Croatia
O.G. Meijer, VU University, Amsterdam, Netherlands
S. Olney, Queen's University, Kingston, Ontario, Canada
A. Pinder, Health and Safety Laboratory, Buxton, UK
D. Pioletti, Swiss Federal Institute of Technology, Lausanne, Switzerland
J. Richardson, University of Michigan, Ann Arbor, Michigan, USA
J. Schiffman, US Army Natick Soldier Research, Natick, Massachusetts, USA
K. Singer, University of Western Australia, Crawley, Western Australia, Australia
P. Sparto, University of Pittsburgh, Pittsburgh, Pennsylvania, USA
F.C. Su, National Cheng Kung University, Tainan, Taiwan
P. Swider, Université de Toulouse, Toulouse, France

F. Taddei, Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna, Italy
A. van den Bogert, Cleveland State University, Cleveland, Ohio, USA
J. van Dieen, VU University, Amsterdam, Netherlands
R. Vauhnik, University of Ljubljana, Ljubljana, Slovenia
D. Veeger, VU University, Amsterdam, Netherlands
M. Viceconti, University of Sheffield, Sheffield, UK
Y. Wang, Chinese People's Liberation Army General Hospital, Beijing, China
K. Wenger, Georgia Health Sciences University (GHSU), Augusta, Georgia, USA
A. Zavatsky, University of Oxford, Oxford, UK

GUIDE FOR AUTHORS

Your Paper Your Way

We now differentiate between the requirements for new and revised submissions. You may choose to submit your manuscript as a single Word or PDF file to be used in the refereeing process. Only when your paper is at the revision stage, will you be requested to put your paper in to a 'correct format' for acceptance and provide the items required for the publication of your article.

To find out more, please visit the Preparation section below.

Page charges

This journal has no page charges.

Submission checklist

You can use this list to carry out a final check of your submission before you send it to the journal for review. Please check the relevant section in this Guide for Authors for more details.

Ensure that the following items are present:

One author has been designated as the corresponding author with contact details:

- E-mail address
- Full postal address

All necessary files have been uploaded:

Manuscript:

- Include keywords
- All figures (include relevant captions)
- All tables (including titles, description, footnotes)
- Ensure all figure and table citations in the text match the files provided
- Indicate clearly if color should be used for any figures in print

Graphical Abstracts / Highlights files (where applicable)

Supplemental files (where applicable)

Further considerations

- Manuscript has been 'spell checked' and 'grammar checked'
- All references mentioned in the Reference List are cited in the text, and vice versa
- Permission has been obtained for use of copyrighted material from other sources (including the Internet)
- Relevant declarations of interest have been made
- Journal policies detailed in this guide have been reviewed
- Referee suggestions and contact details provided, based on journal requirements

For further information, visit our [Support Center](#).

Author Checklist

Author Checklist is mandatory. Please click [here](#) to download the form and attach during submission process

BEFORE YOU BEGIN

Ethics in publishing

Please see our information pages on [Ethics in publishing](#) and [Ethical guidelines for journal publication](#).

Declaration of interest

All authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organizations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential conflicts of interest include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations, and grants or other funding. If there are no conflicts of interest then please state this: 'Conflicts of interest: none'. [More information](#).

Submission declaration

Submission of an article implies that the work described has not been published previously (except in the form of an abstract or as part of a published lecture or academic thesis or as an electronic preprint, see '[Multiple, redundant or concurrent publication](#)' section of our ethics policy for more information),

that it is not under consideration for publication elsewhere, that its publication is approved by all authors and tacitly or explicitly by the responsible authorities where the work was carried out, and that, if accepted, it will not be published elsewhere including electronically in the same form, in English or in any other language, without the written consent of the copyright-holder.

Contributors

Each author is required to declare his or her individual contribution to the article: all authors must have materially participated in the research and/or article preparation, so roles for all authors should be described. The statement that all authors have approved the final article should be true and included in the disclosure.

Authorship

All authors should have made substantial contributions to all of the following: (1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted. Collaborators who do not satisfy the criteria for authorship can be listed as 'contributors' under the Acknowledgments section.

Changes to authorship

Authors are expected to consider carefully the list and order of authors **before** submitting their manuscript and provide the definitive list of authors at the time of the original submission. Any addition, deletion or rearrangement of author names in the authorship list should be made only **before** the manuscript has been accepted and only if approved by the journal Editor. To request such a change, the Editor must receive the following from the **corresponding author**: (a) the reason for the change in author list and (b) written confirmation (e-mail, letter) from all authors that they agree with the addition, removal or rearrangement. In the case of addition or removal of authors, this includes confirmation from the author being added or removed.

Only in exceptional circumstances will the Editor consider the addition, deletion or rearrangement of authors **after** the manuscript has been accepted. While the Editor considers the request, publication of the manuscript will be suspended. If the manuscript has already been published in an online issue, any requests approved by the Editor will result in a corrigendum.

Clinical trial results

In line with the position of the International Committee of Medical Journal Editors, the journal will not consider results posted in the same clinical trials registry in which primary registration resides to be prior publication if the results posted are presented in the form of a brief structured (less than 500 words) abstract or table. However, divulging results in other circumstances (e.g., investors' meetings) is discouraged and may jeopardise consideration of the manuscript. Authors should fully disclose all posting in registries of results of the same or closely related work.

Reporting clinical trials

Randomized controlled trials should be presented according to the CONSORT guidelines. At manuscript submission, authors must provide the CONSORT checklist accompanied by a flow diagram that illustrates the progress of patients through the trial, including recruitment, enrollment, randomization, withdrawal and completion, and a detailed description of the randomization procedure. The [CONSORT checklist and template flow diagram](#) are available online.

Registration of clinical trials

Registration in a public trials registry is a condition for publication of clinical trials in this journal in accordance with [International Committee of Medical Journal Editors](#) recommendations. Trials must register at or before the onset of patient enrolment. The clinical trial registration number should be included at the end of the abstract of the article. A clinical trial is defined as any research study that prospectively assigns human participants or groups of humans to one or more health-related interventions to evaluate the effects of health outcomes. Health-related interventions include any intervention used to modify a biomedical or health-related outcome (for example drugs, surgical procedures, devices, behavioural treatments, dietary interventions, and process-of-care changes). Health outcomes include any biomedical or health-related measures obtained in patients or participants, including pharmacokinetic measures and adverse events. Purely observational studies (those in which the assignment of the medical intervention is not at the discretion of the investigator) will not require registration.

Article transfer service

This journal is part of our Article Transfer Service. This means that if the Editor feels your article is more suitable in one of our other participating journals, then you may be asked to consider transferring the article to one of those. If you agree, your article will be transferred automatically on your behalf with no need to reformat. Please note that your article will be reviewed again by the new journal. [More information.](#)

Copyright

Upon acceptance of an article, authors will be asked to complete a 'Journal Publishing Agreement' (see [more information](#) on this). An e-mail will be sent to the corresponding author confirming receipt of the manuscript together with a 'Journal Publishing Agreement' form or a link to the online version of this agreement.

Subscribers may reproduce tables of contents or prepare lists of articles including abstracts for internal circulation within their institutions. [Permission](#) of the Publisher is required for resale or distribution outside the institution and for all other derivative works, including compilations and translations. If excerpts from other copyrighted works are included, the author(s) must obtain written permission from the copyright owners and credit the source(s) in the article. Elsevier has [preprinted forms](#) for use by authors in these cases.

For open access articles: Upon acceptance of an article, authors will be asked to complete an 'Exclusive License Agreement' ([more information](#)). Permitted third party reuse of open access articles is determined by the author's choice of [user license](#).

Author rights

As an author you (or your employer or institution) have certain rights to reuse your work. [More information.](#)

Elsevier supports responsible sharing

Find out how you can [share your research](#) published in Elsevier journals.

Role of the funding source

You are requested to identify who provided financial support for the conduct of the research and/or preparation of the article and to briefly describe the role of the sponsor(s), if any, in study design; in the collection, analysis and interpretation of data; in the writing of the report; and in the decision to submit the article for publication. If the funding source(s) had no such involvement then this should be stated.

Funding body agreements and policies

Elsevier has established a number of agreements with funding bodies which allow authors to comply with their funder's open access policies. Some funding bodies will reimburse the author for the Open Access Publication Fee. Details of [existing agreements](#) are available online.

After acceptance, open access papers will be published under a noncommercial license. For authors requiring a commercial CC BY license, you can apply after your manuscript is accepted for publication.

Open access

This journal offers authors a choice in publishing their research:

Open access

- Articles are freely available to both subscribers and the wider public with permitted reuse.
- An open access publication fee is payable by authors or on their behalf, e.g. by their research funder or institution.

Subscription

- Articles are made available to subscribers as well as developing countries and patient groups through our [universal access programs](#).
- No open access publication fee payable by authors.

Regardless of how you choose to publish your article, the journal will apply the same peer review criteria and acceptance standards.

For open access articles, permitted third party (re)use is defined by the following [Creative Commons user licenses](#):

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs (CC BY-NC-ND)

For non-commercial purposes, lets others distribute and copy the article, and to include in a collective work (such as an anthology), as long as they credit the author(s) and provided they do not alter or modify the article.

The open access publication fee for this journal is **USD 3300**, excluding taxes. Learn more about Elsevier's pricing policy: <https://www.elsevier.com/openaccesspricing>.

Green open access

Authors can share their research in a variety of different ways and Elsevier has a number of green open access options available. We recommend authors see our [green open access page](#) for further information. Authors can also self-archive their manuscripts immediately and enable public access from their institution's repository after an embargo period. This is the version that has been accepted for publication and which typically includes author-incorporated changes suggested during submission, peer review and in editor-author communications. Embargo period: For subscription articles, an appropriate amount of time is needed for journals to deliver value to subscribing customers before an article becomes freely available to the public. This is the embargo period and it begins from the date the article is formally published online in its final and fully citable form. [Find out more](#).

This journal has an embargo period of 12 months.

PREPARATION**NEW SUBMISSIONS**

Submission to this journal proceeds totally online and you will be guided stepwise through the creation and uploading of your files. The system automatically converts your files to a single PDF file, which is used in the peer-review process.

As part of the Your Paper Your Way service, you may choose to submit your manuscript as a single file to be used in the refereeing process. This can be a PDF file or a Word document, in any format or layout that can be used by referees to evaluate your manuscript. It should contain high enough quality figures for refereeing. If you prefer to do so, you may still provide all or some of the source files at the initial submission. Please note that individual figure files larger than 10 MB must be uploaded separately.

Language (usage and editing services)

Please write your text in good English (American or British usage is accepted, but not a mixture of these). Authors who feel their English language manuscript may require editing to eliminate possible grammatical or spelling errors and to conform to correct scientific English may wish to use the [English Language Editing service](#) available from Elsevier's WebShop.

Submission

Our online submission system guides you stepwise through the process of entering your article details and uploading your files. The system converts your article files to a single PDF file used in the peer-review process. Editable files (e.g., Word, LaTeX) are required to typeset your article for final publication. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revision, is sent by e-mail.

Contributions falling into the following categories will be considered for publication and are accepted on the understanding that they have not been published previously, nor are under consideration for publication in any other journal. This policy on redundant publication extends to overlapping or incremental submissions (salami publication) where data from essentially the same experiment is spread across numerous papers: the practice is discouraged, and such submissions are unlikely to be considered for publication.

Papers – scientific reports within the scope of the journal. The length should not normally exceed 4000 words with around six figures/tables (large data tables and multi-part figures are generally best placed in Supplementary Data).

- Two-part submissions are discouraged.
- Reports focused on development of methods (e.g. reliability, validity) in the absence of experimental application are not acceptable.
- Reports on model development should address a specific question of clinical interest or report a novelty not yet understood.

- Finite element simulations: The journal has strict requirements on model validation for finite element/numerical models – submissions involving such modelling must comply with those requirements (see Viceconti et al. Extracting clinical data from finite element simulations. Clin Biomech 2005;20:451–454). Authors must confirm in their covering letter that their paper complies with the journal's requirements and for the benefit of the readers they may wish to cite Viceconti et al.
- When reporting tests of implants/devices, a laboratory test in the absence of a clinical component is insufficient (i.e. experiments should involve human subjects, or involve specimens where the clinical state is replicated; experiments should seek to explain the cause of documented (not conjectured) implant failure)
- Studies should have a clear clinical relevance, and subjects should match the purpose of the study, (e.g. young healthy volunteers are generally inappropriate for studies about clinical problems/injury mechanisms or about problems experienced by older people).
- Single clinical case reports are usually considered to be unsuitable.

Brief Reports – around 1500 words with few figures or tables.

Review Papers – authoritative, comprehensive, and well-referenced reviews of a relevant subject (which are likely to be longer than research papers).

Perspective Papers – typically in the range of 1000-3000 words. These manuscripts will explore important topics with clinical relevance which are typically under a scientific debate, considering the history and evolution of the specific sub-field or biomechanical problem, and allowing expression of the views or opinions of leaders in the field, relying on the body of evidence and published literature. Such articles will be submitted by invitation only, and will be invited by the Editor-in-Chief of the journal.

Correspondence – letters relating to matters published in the journal are encouraged.

Submissions are screened by an editorial panel; if considered suitable for the journal two or more peer reviewers will be allocated. With the exception of Review Papers, do not ask the Editor for a prior view on suitability. Only a proportion of scientifically robust papers can be accepted for publication, so authors should be aware that submissions requiring extensive revisions are unlikely to be offered the opportunity to revise and resubmit. In cases where the original reviewers disagree, the editor may opt to obtain further opinion. Appeals can only be considered where the authors can identify an irregularity in the review process; it is not acceptable simply to state that the reviewers' concerns can be addressed.

Please remember that reviewers work on a voluntary basis. The editorial office does everything it can to ensure a timely review process, which is driven by an electronic reminder process. Authors are respectfully requested to not send emails to the editorial office asking about the status of their paper. You will not be forgotten, and will be informed as soon as the process is complete.

Submit your article

Please submit your article via <http://ees.elsevier.com/dbi/>

Please submit, with the manuscript, the names, addresses and e-mail addresses of two potential referees. Note that the editor retains the sole right to decide whether or not the suggested reviewers are used.

References

There are no strict requirements on reference formatting at submission. References can be in any style or format as long as the style is consistent. Where applicable, author(s) name(s), journal title/book title, chapter title/article title, year of publication, volume number/book chapter and the pagination must be present. Use of DOI is highly encouraged. The reference style used by the journal will be applied to the accepted article by Elsevier at the proof stage. Note that missing data will be highlighted at proof stage for the author to correct.

Submit your article

Please submit your article via <http://ees.elsevier.com/dbi/>

Please submit, with the manuscript, the names, addresses and e-mail addresses of two potential referees. Note that the editor retains the sole right to decide whether or not the suggested reviewers are used.

References

There are no strict requirements on reference formatting at submission. References can be in any style or format as long as the style is consistent. Where applicable, author(s) name(s), journal title/book title, chapter title/article title, year of publication, volume number/book chapter and the pagination must be present. Use of DOI is highly encouraged. The reference style used by the journal will be applied to the accepted article by Elsevier at the proof stage. Note that missing data will be highlighted at proof stage for the author to correct.

Use of word processing software

It is important that the file be saved in the native format of the word processor used. The text should be in single-column format. Keep the layout of the text as simple as possible. Most formatting codes will be removed and replaced on processing the article. In particular, do not use the word processor's options to justify text or to hyphenate words. However, do use bold face, italics, subscripts, superscripts etc. When preparing tables, if you are using a table grid, use only one grid for each

individual table and not a grid for each row. If no grid is used, use tabs, not spaces, to align columns. The electronic text should be prepared in a way very similar to that of conventional manuscripts (see also the [Guide to Publishing with Elsevier](#)). Note that source files of figures, tables and text graphics will be required whether or not you embed your figures in the text. See also the section on Electronic artwork.

To avoid unnecessary errors you are strongly advised to use the 'spell-check' and 'grammar-check' functions of your word processor.

Article structure

Subdivision - numbered sections

Divide your article into clearly defined and numbered sections. Subsections should be numbered 1.1 (then 1.1.1, 1.1.2, ...), 1.2, etc. (the abstract is not included in section numbering). Use this numbering also for internal cross-referencing: do not just refer to 'the text'. Any subsection may be given a brief heading. Each heading should appear on its own separate line. Provide line numbering for the convenience of reviewers. Avoid footnotes.

Introduction

State the objectives of the work and provide an adequate background, avoiding a detailed literature survey or a summary of the results.

Methods

Provide sufficient detail to allow the work to be reproduced. Methods already published should be indicated by a reference: only relevant modifications should be described.

Results

Results should be clear and concise.

Discussion

This should explore the significance of the results of the work, not repeat them. A combined Results and Discussion section is often appropriate. Avoid extensive citations and discussion of published literature.

Conclusions

The main conclusions of the study may be presented in a short Conclusions section, which may stand alone or form a subsection of a Discussion or Results and Discussion section.

Essential title page information

- **Title.** Concise and informative. Titles are often used in information-retrieval systems. Avoid abbreviations and formulae where possible.
- **Author names and affiliations.** Please clearly indicate the given name(s) and family name(s) of each author and check that all names are accurately spelled. Present the authors' affiliation addresses (where the actual work was done) below the names. Indicate all affiliations with a lower-case superscript letter immediately after the author's name and in front of the appropriate address. Provide the full postal address of each affiliation, including the country name and, if available, the e-mail address of each author.
- **Corresponding author.** Clearly indicate who will handle correspondence at all stages of refereeing and publication, also post-publication. **Ensure that the e-mail address is given and that contact details are kept up to date by the corresponding author.**

- **Present/permanent address.** If an author has moved since the work described in the article was done, or was visiting at the time, a 'Present address' (or 'Permanent address') may be indicated as a footnote to that author's name. The address at which the author actually did the work must be retained as the main, affiliation address. Superscript Arabic numerals are used for such footnotes.
- **Word count.** Give word counts both for the abstract and for the main text (excluding references and legends).

Abstract

A concise and factual abstract is required which must be in structured format. The following section headings (in *italics*) should each start a new line: *Background, Methods, Findings, Interpretation*. Please give an idea of the effect size of the results of hypothesis tests rather than simply quoting the statistical significance. The interpretation paragraph should explain how the findings add to understanding of the topic and outline the clinical implications. Only universally accepted and understood abbreviations are allowed in the Abstract (e.g. CT, MR), but no specialties or author-defined abbreviations (e.g. OA osteoarthritis; TKR total knee replacement etc). References are not permitted. The abstract should not exceed **250** words in total.

Highlights

During the submission process you will be asked to provide Highlights of your research. These are a collection of short bullet points that convey the rationale and core findings of the article. They need to be submitted in a separate file in the online submission system. Please use 'Highlights' in the file name and include 3 to 5 bullet points (maximum 85 characters, including spaces, per bullet point). Only universally accepted and understood abbreviations are allowed (e.g. CT, MR), but no specialty or author-defined abbreviations (e.g. OA osteoarthritis; TKR total knee replacement etc). See <http://www.elsevier.com/highlights> for examples of Highlights.

Keywords

Immediately after the abstract, provide a maximum of 6 keywords, using American spelling and avoiding general and plural terms and multiple concepts (avoid, for example, 'and', 'of'). Be sparing with abbreviations: only abbreviations firmly established in the field may be eligible. These keywords will be used for indexing purposes.

Abbreviations

Ensure all acronyms/abbreviations are defined at first use. The use of many abbreviations in the text makes reading difficult and tiring: keep to a minimum. For products ensure the source details are complete (company, city, country) (All US addresses must include USA).

Acknowledgements

Collate acknowledgements in a separate section at the end of the article before the references and do not, therefore, include them on the title page, as a footnote to the title or otherwise. List here those individuals who provided help during the research (e.g., providing language help, writing assistance or proof reading the article, etc.).

Formatting of funding sources

List funding sources in this standard way to facilitate compliance to funder's requirements:

Funding: This work was supported by the National Institutes of Health [grant numbers xxxx, yyyy]; the Bill & Melinda Gates Foundation, Seattle, WA [grant number zzzz]; and the United States Institutes of Peace [grant number aaaa].

It is not necessary to include detailed descriptions on the program or type of grants and awards. When funding is from a block grant or other resources available to a university, college, or other research institution, submit the name of the institute or organization that provided the funding.

If no funding has been provided for the research, please include the following sentence:

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Units and scientific measurements

Follow internationally accepted rules and conventions: use the international system of units (SI). If other units are mentioned, please give their equivalent in SI. Avoid the +/- symbol both in tables and text – use for example "mean \bar{x} (SD yy)". Ensure statistical abbreviations are in correct case and style (e.g., capital italic for *P*). Use *n* for number. Conventions for abbreviations can be found in *Units, Symbols and Abbreviations* (available from the Royal Society of Medicine, <http://www.rsmppress.co.uk>). Confidence intervals are preferred over just *P* values; their use is described in *Statistics with Confidence* (BMJ Books, 2000).

Artwork

Electronic artwork

General points

- Make sure you use uniform lettering and sizing of your original artwork.
- Embed the used fonts if the application provides that option.
- Aim to use the following fonts in your illustrations: Arial, Courier, Times New Roman, Symbol, or use fonts that look similar.
- Number the illustrations according to their sequence in the text.
- Use a logical naming convention for your artwork files.
- Provide captions to illustrations separately.
- Size the illustrations close to the desired dimensions of the published version.
- Submit each illustration as a separate file.

A detailed [guide on electronic artwork](#) is available.

You are urged to visit this site; some excerpts from the detailed information are given here.

Formats

If your electronic artwork is created in a Microsoft Office application (Word, PowerPoint, Excel) then please supply 'as is' in the native document format.

Regardless of the application used other than Microsoft Office, when your electronic artwork is finalized, please 'Save as' or convert the images to one of the following formats (note the resolution requirements for line drawings, halftones, and line/halftone combinations given below):

EPS (or PDF): Vector drawings, embed all used fonts.

TIFF (or JPEG): Color or grayscale photographs (halftones), keep to a minimum of 300 dpi.

TIFF (or JPEG): Bitmapped (pure black & white pixels) line drawings, keep to a minimum of 1000 dpi.

TIFF (or JPEG): Combinations bitmapped line/half-tone (color or grayscale), keep to a minimum of 500 dpi.

Please do not:

- Supply files that are optimized for screen use (e.g., GIF, BMP, PICT, WPG); these typically have a low number of pixels and limited set of colors;
- Supply files that are too low in resolution;
- Submit graphics that are disproportionately large for the content.

Color artwork

Please make sure that artwork files are in an acceptable format (TIFF (or JPEG), EPS (or PDF), or MS Office files) and with the correct resolution. If, together with your accepted article, you submit usable color figures then Elsevier will ensure, at no additional charge, that these figures will appear in color online (e.g., ScienceDirect and other sites) regardless of whether or not these illustrations are reproduced in color in the printed version. **For color reproduction in print, you will receive information regarding the costs from Elsevier after receipt of your accepted article.** Please indicate your preference for color: in print or online only. [Further information on the preparation of electronic artwork.](#)

Illustration services

[Elsevier's WebShop](#) offers Illustration Services to authors preparing to submit a manuscript but concerned about the quality of the images accompanying their article. Elsevier's expert illustrators can produce scientific, technical and medical-style images, as well as a full range of charts, tables and graphs. Image 'polishing' is also available, where our illustrators take your image(s) and improve them to a professional standard. Please visit the website to find out more.

Figure captions

Ensure that each illustration has a caption. Supply captions separately, not attached to the figure. A caption should comprise a brief title (**not** on the figure itself) and a description of the illustration. Keep text in the illustrations themselves to a minimum but explain all symbols and abbreviations used.

Tables

Please submit tables as editable text and not as images. Tables can be placed either next to the relevant text in the article, or on separate page(s) at the end. Number tables consecutively in accordance with their appearance in the text and place any table notes below the table body. Be sparing in the use of tables and ensure that the data presented in them do not duplicate results described elsewhere in the article. Please avoid using vertical rules.

References

Please ensure that every reference cited in the text is also present in the reference list (and vice versa). Unpublished results and personal communications are not recommended in the reference list, but may be mentioned in the text. If these references are included in the reference list they should follow the standard reference style of the journal and should include a substitution of the publication date with either 'Unpublished results' or 'Personal communication'. Citation of a reference as 'in press' implies that the item has been accepted for publication.

Reference links

Increased discoverability of research and high quality peer review are ensured by online links to the sources cited. In order to allow us to create links to abstracting and indexing services, such as Scopus, CrossRef and PubMed, please ensure that data provided in the references are correct. Please note that incorrect surnames, journal/book titles, publication year and pagination may prevent link creation. When copying references, please be careful as they may already contain errors. Use of the DOI is encouraged.

A DOI can be used to cite and link to electronic articles where an article is in-press and full citation details are not yet known, but the article is available online. A DOI is guaranteed never to change, so you can use it as a permanent link to any electronic article. An example of a citation using DOI for an article not yet in an issue is: VanDecar J.C., Russo R.M., James D.E., Ambeh W.B., Franke M. (2003). Aseismic continuation of the Lesser Antilles slab beneath northeastern Venezuela. *Journal of Geophysical Research*, <http://dx.doi.org/10.1029/2001JB000884i>. Please note the format of such citations should be in the same style as all other references in the paper.

Web references

As a minimum, the full URL should be given and the date when the reference was last accessed. Any further information, if known (DOI, author names, dates, reference to a source publication, etc.), should also be given. Web references can be listed separately (e.g., after the reference list) under a different heading if desired, or can be included in the reference list.

Data references

This journal encourages you to cite underlying or relevant datasets in your manuscript by citing them in your text and including a data reference in your Reference List. Data references should include the following elements: author name(s), dataset title, data repository, version (where available), year, and global persistent identifier. Add [dataset] immediately before the reference so we can properly identify it as a data reference. This identifier will not appear in your published article.

References in a special issue

Please ensure that the words 'this issue' are added to any references in the list (and any citations in the text) to other articles in the same Special Issue.

Reference management software

Most Elsevier journals have their reference template available in many of the most popular reference management software products. These include all products that support [Citation Style Language styles](#), such as [Mendeley](#) and [Zotero](#), as well as [EndNote](#). Using the word processor plug-ins from these products, authors only need to select the appropriate journal template when preparing their article, after which citations and bibliographies will be automatically formatted in the journal's style. If no template is yet available for this journal, please follow the format of the sample references and citations as shown in this Guide.

Users of Mendeley Desktop can easily install the reference style for this journal by clicking the following link:

<http://open.mendeley.com/use-citation-style/dinical-biomechanics>

When preparing your manuscript, you will then be able to select this style using the Mendeley plug-ins for Microsoft Word or LibreOffice.

Journal abbreviations source

Journal names should be abbreviated according to the [List of Title Word Abbreviations](#).

Video

Elsevier accepts video material and animation sequences to support and enhance your scientific research. Authors who have video or animation files that they wish to submit with their article are strongly encouraged to include links to these within the body of the article. This can be done in the same way as a figure or table by referring to the video or animation content and noting in the body text where it should be placed. All submitted files should be properly labeled so that they directly relate to the video file's content. In order to ensure that your video or animation material is directly usable, please provide the files in one of our recommended file formats with a preferred maximum size of 150 MB. Video and animation files supplied will be published online in the electronic version of your article in Elsevier Web products, including [ScienceDirect](#). Please supply 'stills' with your files: you can choose any frame from the video or animation or make a separate image. These will be used instead of standard icons and will personalize the link to your video data. For more detailed instructions please visit our [video instruction pages](#). Note: since video and animation cannot be embedded in the print version of the journal, please provide text for both the electronic and the print version for the portions of the article that refer to this content.

Supplementary material

Supplementary material can support and enhance your scientific research. Supplementary files offer the author additional possibilities to publish supporting applications, high-resolution images, background datasets, sound clips and more. Please note that such items are published online exactly

as they are submitted; there is no typesetting involved (supplementary data supplied as an Excel file or as a PowerPoint slide will appear as such online). Please submit the material together with the article and supply a concise and descriptive caption for each file. If you wish to make any changes to supplementary data during any stage of the process, then please make sure to provide an updated file, and do not annotate any corrections on a previous version. Please also make sure to switch off the 'Track Changes' option in any Microsoft Office files as these will appear in the published supplementary file(s). For more detailed instructions please visit our [artwork instruction pages](#).

AudioSlides

The journal encourages authors to create an AudioSlides presentation with their published article. AudioSlides are brief, webinar-style presentations that are shown next to the online article on ScienceDirect. This gives authors the opportunity to summarize their research in their own words and to help readers understand what the paper is about. [More information and examples are available](#). Authors of this journal will automatically receive an invitation e-mail to create an AudioSlides presentation after acceptance of their paper.

AFTER ACCEPTANCE

Proofs

One set of page proofs (as PDF files) will be sent by e-mail to the corresponding author (if we do not have an e-mail address then paper proofs will be sent by post) or, a link will be provided in the e-mail so that authors can download the files themselves. Elsevier now provides authors with PDF proofs which can be annotated; for this you will need to [download the free Adobe Reader](#), version 9 (or higher). Instructions on how to annotate PDF files will accompany the proofs (also given online). The exact system requirements are given at the [Adobe site](#).

If you do not wish to use the PDF annotations function, you may list the corrections (including replies to the Query Form) and return them to Elsevier in an e-mail. Please list your corrections quoting line number. If, for any reason, this is not possible, then mark the corrections and any other comments (including replies to the Query Form) on a printout of your proof and scan the pages and return via e-mail. Please use this proof only for checking the typesetting, editing, completeness and correctness of the text, tables and figures. Significant changes to the article as accepted for publication will only be considered at this stage with permission from the Editor. We will do everything possible to get your article published quickly and accurately. It is important to ensure that all corrections are sent back to us in one communication: please check carefully before replying, as inclusion of any subsequent corrections cannot be guaranteed. Proofreading is solely your responsibility.

Offprints

The corresponding author will, at no cost, receive a customized [Share Link](#) providing 50 days free access to the final published version of the article on [ScienceDirect](#). The Share Link can be used for sharing the article via any communication channel, including email and social media. For an extra charge, paper offprints can be ordered via the offprint order form which is sent once the article is accepted for publication. Both corresponding and co-authors may order offprints at any time via Elsevier's [Webshop](#). Corresponding authors who have published their article open access do not receive a Share Link as their final published version of the article is available open access on ScienceDirect and can be shared through the article DOI link.

AUTHOR INQUIRIES

Visit the [Elsevier Support Center](#) to find the answers you need. Here you will find everything from Frequently Asked Questions to ways to get in touch.

You can also [check the status of your submitted article](#) or find out [when your accepted article will be published](#).

© Copyright 2014 Elsevier | <http://www.elsevier.com>