



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

MARIA SIMONE TAVARES BARRETO

**CONFIABILIDADE DOS PARÂMETROS CINÉTICOS DA
MARCHA EM INDIVÍDUOS JOVENS EM AMBIENTE
TERRESTRE E AQUÁTICO**

Londrina
2014

MARIA SIMONE TAVARES BARRETO

**CONFIABILIDADE DOS PARÂMETROS CINÉTICOS DA
MARCHA EM INDIVÍDUOS JOVENS EM AMBIENTE
TERRESTRE E AQUÁTICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação (Programa Associado entre Universidade Estadual de Londrina [UEL] e Universidade Norte do Paraná [UNOPAR]), como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso

Londrina
2014

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)

B273c Barreto, Maria Simone Tavares.

Confiabilidade dos parâmetros cinéticos da marcha em indivíduos jovens em ambiente terrestre e aquático / Maria Simone Tavares Barreto. – Londrina, 2014. 93 f. : il.

Orientador: Jefferson Rosa Cardoso.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) – Universidade Estadual de Londrina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, 2014.

Inclui bibliografia.

1. Marcha humana – Teses. 2. Locomoção humana – Teses. 3. Hidroterapia – Teses. 4. Biomecânica – Teses. 5. Fisioterapia – Teses. I. Cardoso, Jefferson Rosa. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação. III. Universidade Norte do Paraná. IV. Título.

CDU 615.8:612.766

MARIA SIMONE TAVARES BARRETO

**CONFIABILIDADE DOS PARÂMETROS CINÉTICOS DA MARCHA EM
INDIVÍDUOS JOVENS EM AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação (Programa Associado entre Universidade Estadual de Londrina [UEL] e Universidade Norte do Paraná [UNOPAR]), como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. Felipe Arruda Moura
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli
Universidade Nove de Julho - UNINOVE

Londrina, 30 de Outubro de 2014.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, que me tornou capaz e iluminou os passos de minha vida. Esteve presente em todos os momentos me dando forças para alcançar todos os meus sonhos e objetivos.

Ao meu orientador Dr. Jefferson Rosa Cardoso, por investir no meu potencial, pelos inúmeros conhecimentos compartilhados comigo, por ter confiado em mim quando eu ainda estava na graduação quando me acolheu de braços abertos e me deu muitas oportunidades de crescer não só como pesquisadora, mas também como pessoa.

A todos os membros amigos do grupo PAIFIT pelos momentos de estudo e divertimento partilhados e por terem sempre contribuído para o meu crescimento.

Ao Marcelo que muito me ajudou durante as coletas e na fase da dissertação. E ao Rodrigo, que teve papel fundamental neste trabalho, pois sempre dispôs seu tempo para me ajudar tanto na fase das coletas quanto na fase de escrever me dando muitas ideias, sugestões e correções.

Agradeço ao professor Felipe Arruda Moura pela elaboração da rotina que foi essencial ao meu estudo e também por sempre dispor de seu tempo para me ajudar a compreender os dados de meu estudo.

A todos os alunos (voluntários) do curso de Fisioterapia e da Educação Física da UEL que aceitaram a participar do estudo, muito obrigada.

A prof. Dra. Ligia que ajudou no recrutamento dos alunos e que liberou a piscina para as coletas antes e/ou depois do estágio.

Ao FINEP (Edital MCT/FINEP/AÇÃO TRANSVERSAL PRÓ-INFRA 01/2009) pela aquisição da plataforma de força de solo e à CAPES (Edital nº 024/2012 PRÓ-EQUIPAMENTOS) pela aquisição da plataforma de força subaquática e pela bolsa de estudo durante a execução do mestrado.

À amiga, companheira de faculdade e mestrado Renata que desde o início da graduação esteve comigo e sempre foi meu braço direito para tudo, nunca poupou esforços para me ajudar e esteve sempre presente em todos os momentos profissionais e pessoais. Re, muito obrigada por todo o amor e carinho com que você faz as coisas por mim.

À minha também amiga de mestrado e faculdade Laís, que sempre foi muito companheira e nunca poupou esforço algum para me ajudar e me ver bem.

À minha amiga Fabiola, pelo incentivo e por sempre me ajudar fazendo o que podia. Obrigada não só por sempre me dar aquela “mãozinha” atendendo os meus alunos para mim, mas também por toda sua amizade e cumplicidade por mim.

As minhas amigas de longa data Mariana, Larissa e Isabela por compartilharem comigo todos os momentos difíceis, pelo incentivo e por se dispuserem a sair de Cambé em um dia à noite e irem até o HU para serem amostra para o meu estudo.

Ao meu namorado Guilherme que nunca poupou esforços para me ajudar e apoiar. Agradeço pelos conselhos, conversas, incentivos, enfim, agradeço pelo amor e respeito que você demonstra por mim.

Aos meus irmãos Bruno e Marcos por me ajudarem e sempre estarem ao meu lado me apoiando.

E por último, aos meus pais Marcos e Solange, por serem os grandes responsáveis por eu chegar até aqui, sempre confiaram no meu potencial, sempre me deram suporte financeiro e psicológico para eu chegar aonde eu cheguei. Obrigada por tanto amor e tanta cumplicidade, vocês são os meus maiores e melhores exemplos.

BARRETO, Maria Simone Tavares. **Confiabilidade dos parâmetros cinéticos da marcha em indivíduos jovens em ambiente terrestre e aquático**. 2014. 93f. Dissertação de Mestrado Associado em Ciências da Reabilitação UEL-UNOPAR – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2014.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi verificar a confiabilidade dos parâmetros cinéticos da marcha em ambiente terrestre e aquático por meio de uma plataforma de força. Foram incluídos neste estudo 50 indivíduos jovens e saudáveis com idade entre 17 e 25 anos. Para a coleta em solo os indivíduos tinham que caminhar livremente sobre uma passarela de 10 metros com uma plataforma posicionada ao centro e para o ambiente aquático os sujeitos caminharam a mesma distância e utilizaram uma plataforma fixa ao solo. A frequência de aquisição foi de 1000 Hz para ambos os equipamentos. Foi solicitado que os participantes pisassem com o membro preferido sobre a plataforma e ambas as coletas foram realizadas no mesmo dia. Foram feitas três tentativas válidas para que se calculasse a média e entre uma coleta e outra foi dado um intervalo de 48 horas para a confiabilidade teste-reteste. Os resultados encontrados apontaram que a confiabilidade em solo variou de moderada para alta com um CCI entre 0,58 e 0,78 e uma diferença da média (\bar{d})=-0,24 a 0,01, com os maiores valores de CCI encontrados sendo para o eixo vertical (Fz) e os menores para o eixo médio-lateral (Fy). Em água a confiabilidade variou de baixa para alta com CCI entre 0,20 e 0,87 e \bar{d} entre = -0,01 e 0,002, com os maiores valores de confiabilidade para o eixo vertical (Fz) e os menores para o componente médio-lateral (Fy). Ainda, observou-se que os valores dos três componentes, bem como os valores da taxa de aceitação e propulsão são menores em água por conta da mecânica de fluidos. Desta forma, conclui-se que a plataforma de força é confiável para avaliar os componentes verticais e ântero-posteriores em solo e em água e deve-se ter cautela ao se utilizar este instrumento quando se quer avaliar o componente médio-lateral principalmente em ambiente aquático.

Palavras-chave: Marcha. Confiabilidade. Cinética. Hidroterapia.

BARRETO, Maria Simone Tavares. **Reliability of kinetic parameters of gait in youth subjects on land and in the water.** 2014. 93p. Dissertation (Master's degree in Rehabilitation Sciences) - UEL-UNOPAR – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2014.

ABSTRACT

The aim of this study was to verify the reliability of the kinetic parameters of gait on land and in the aquatic environment using a force platform. A total of 50 apparently healthy young subjects aged between 17 and 25 years were included. For the land trial, the individuals had to walk freely, at a self-selected speed, on a 10-meter long walkway with the platform positioned in the center and for the aquatic environment, the subjects walked the same distance and reached the underwater platform that was fixed to the ground. The acquisition rate was 1000 Hz for both plates. The participants were oriented to step with their preferred member onto the platform and both trials were performed on the same day. Three valid attempts were applied to calculate the average values and a 48-hour interval was considered for the test-retest reliability. The results showed that the reliability on the land platform ranged from moderate to high with an ICC between 0.58 and 0.78 and a mean difference (\bar{d}) = -0.24 to 0.01, with the highest ICC values found for the vertical axis (Fz) and the smallest for the mediolateral axis (Fy). In the water environment the reliability ranged from low to high with ICC scores between 0.20 and 0.87 and \bar{d} = -0.01 and 0.002, with the highest reliability values for the vertical axis (Fz) and the smallest for the mediolateral component (Fy). Furthermore, it was observed that the values of the three components, as well as the values of the acceptance rate were lower in the water due to fluid mechanics. Thus, we conclude that the force platform is reliable to assess the vertical and anteroposterior components on land and in water, however, caution should be applied when using this instrument to evaluate the mediolateral component, mainly in the aquatic environment.

Keywords: Gait. Reliability. Kinetic. Hydrotherapy.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Esquema representativo das fases da marcha	16
Figura 2 – Exemplo de uma plataforma de força mostrando as superfícies superior e inferior e a representação das forças obtidas por meio dos sensores em cada um dos cantos da plataforma	19
Figura 3 – Componente vertical da força de reação do solo e em ambiente aquático e terrestre	20
Figura 4 – Componente AP da FRS no solo em ambiente aquático e terrestre.....	21
Figura 5 – Componente médio-lateral da força de reação do solo e em água	22
Figura 6 – Curva esquemática da força de reação do solo para o componente vertical, representando a t_{xa} e t_{xp}	23
Figura 7 – Representação esquemática da porcentagem de aplicação do peso em diferentes situações.....	24
Artigo	
Figura 1 – Passarela com plataforma acoplada no centro	43
Figura 2 – Coleta dos dados em solo e água	44
Figura 3 – Padrão de curva de F_x , F_y e F_z de um dos participantes em solo normalizado pelo peso corporal	50
Figura 4 – Padrão de curva de F_x , F_y e F_z de um dos participantes em água normalizado pelo peso corporal	51

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Mé Medianas e seus quartis dos dados antropométricos dos sujeitos.....	47
Tabela 2 – Média, desvio padrão, SEM, mediana e quartis de Fz, Fx, txa e txp teste-reteste em solo (N/PC)	47
Tabela 3 – Média, desvio padrão, SEM, mediana e quartis de Fy teste e reteste em solo para pé D (N/PC)	48
Tabela 4 – Média, desvio padrão, SEM, mediana e quartis de Fy teste e reteste em solo para o pé E (N/PC)	48
Tabela 5 – Média, desvio padrão, SEM, mediana e quartis de Fz, Fx, txa e txp teste e reteste em água.....	49
Tabela 6 - Média, desvio padrão, SEM, mediana e quartis de eixo Fy teste e reteste para pé D em água (N/PC).....	49
Tabela 7 - Média, desvio padrão, SEM, mediana e quartis de Fy teste e reteste em água para o pé E (N/PC).....	50
Tabela 8 – Teste de confiabilidade CCI e <i>Bland-Altman</i> em solo para Fz, Fx, txa e txp.....	52
Tabela 9 – Teste de confiabilidade CCI e <i>Bland-Altman</i> em solo para Fy pé direito	52
Tabela 10 – Teste de confiabilidade CCI e <i>Bland-Altman</i> em solo para Fy pé esquerdo	53
Tabela 11 – Teste de confiabilidade CCI e <i>Bland-Altman</i> em água para Fz, Fx, txa e txp.....	54
Tabela 12 – Teste de confiabilidade CCI e <i>Bland-Altman</i> em água para Fy pé direito	54
Tabela 13 – Teste de confiabilidade CCI e <i>Bland-Altman</i> em água para Fy pé esquerdo	55

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

FRS	Força de Reação do Solo
CCI	Coefficiente de Correlação Intraclasse
IC	Intervalo de Confiança
V	Vertical
AP	Ântero-posterior
ML	Médio-lateral
Fz	Componente Vertical da FRS
Fx	Componente Ântero-posterior da FRS
Fy	Componente Médio-lateral da FRS
Txa	Taxa de aceitação
Txp	Taxa de propulsão
CM	Ciclo da Marcha
CCM	Coefficiente de correlação múltipla
SPSS	<i>Statistical Package for Social Sciences</i>
SEM	<i>Standard Error of Measurement</i>
EPM	Erro Padrão da Medida

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
2	REVISÃO DE LITERATURA - CONTEXTUALIZAÇÃO	13
2.1	MARCHA HUMANA	13
2.1.1	Ciclo da Marcha	14
2.2	PLATAFORMA DE FORÇA	16
2.2.1	Distribuição das forças de reação do solo ao Longo do CM	18
2.2.1.1.	Componente Vertical da FRS	19
2.2.1.2	Componente Ântero-posterior da FRS	20
2.2.1.3	Componente Médio-lateral da FRS.....	21
2.2.2	Taxas de Aceitação e Propulsão	22
2.3	AMBIENTE AQUÁTICO	23
2.3.1	Empuxo.....	24
2.3.2	Pressão Hidrostática	24
2.3.3	Densidade Relativa	25
2.3.4	Fluxo Laminar e Turbulência.....	25
2.3.5	Forças de Arrasto	25
2.3.6	Marcha na Água.....	26
2.4	CONFIABILIDADE	28
2.4.1	Coeficiente de Correlação Intraclasse	29
2.4.2	Teste de <i>Bland-Altman</i>	30
2.4.3	Confiabilidade e Plataforma de força	30
3	OBJETIVOS GERAL E ESPECÍFICO	32
3.1	OBJETIVO GERAL	32
3.2	OBJETIVO ESPECÍFICOS.....	32
	REFERÊNCIAS	33

4	ARTIGO: CONFIABILIDADE DOS PARÂMETROS CINÉTICOS DA MARCHA EM INDIVÍDUOS JOVENS EM AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO.....	40
	REFERÊNCIAS DO ARTIGO	61
	CONCLUSÃO GERAL.....	65
	ANEXOS	66
	ANEXO A – Normas da revista <i>Gait and Posture</i>	67
	APÊNDICES	74
	APENDICE A - Testes de Concordância de <i>Bland-Altman para Fz1</i> em solo	75
	APENDICE B - Comitê de Ética.....	86
	APENDICE C - Rotina do programa <i>Matlab</i>	87

1. INTRODUÇÃO

A marcha é uma das tarefas mais relevantes para o ser humano e analisá-la vem sendo de grande utilidade para que possa se compreender os aspectos biomecânicos envolvidos para que sirva de base tanto em pesquisa quanto na prática clínica para a tomada de decisão. A água é um meio que tem se mostrado bastante seguro tanto para treinamento (benefícios fisiológicos) quanto para o tratamento devido mecânica de fluidos, como empuxo, turbulência, pressão hidrostática entre outros. Estas propriedades oferecem menor impacto durante as fases de apoio e também exige maior força propulsiva do aparelho locomotor para resistir à força da água¹⁻¹².

Para analisar a marcha de forma objetiva, existem inúmeros instrumentos de medida que, em maior ou menor grau, estão relacionados ao controle desse movimento. A análise cinética tem por objetivo identificar o que causa o padrão de movimento verificado. As forças que atuam no corpo humano durante o andar podem ser divididas em duas categorias: forças externas, que representam todas as interações físicas entre o corpo e o ambiente (por exemplo, força da gravidade e força de reação do solo) e forças internas, que são forças musculares transmitidas pelos tecidos corporais, como as forças de tensão transmitidas pelos ligamentos e as forças das áreas de contato articular¹³. A análise quantitativa da marcha vem sendo reconhecida como uma valiosa ferramenta para a avaliação dos distúrbios relacionados com a caminhada, assim é necessário que haja instrumentos que forneçam dados consistentes o suficiente para servir de base para decisões clínicas¹⁴.

Estudos de confiabilidade na área da Fisioterapia são necessários para garantir que o erro envolvido na medida seja pequeno o suficiente para detectar mudanças reais no que está sendo medido¹⁵. Uma das formas para se avaliar a confiabilidade de um instrumento de medida ou teste de medida é a técnica do teste-reteste, onde o teste é aplicado duas vezes com um intervalo de tempo entre as aplicações que pode ser de minutos, horas, dias ou meses¹⁶.

Já os estudos de confiabilidade com os parâmetros cinéticos da marcha foram relatados na literatura com diferentes populações, como indivíduos com escoliose¹⁷ e crianças¹⁸ e os resultados demonstraram variações entre bom e excelente para os componentes ântero-posteriores,

médio-laterais e verticais. Kadaba *et al.*¹⁴ relataram com indivíduos saudáveis pouca variabilidade entre e dentro dias para os três componentes da marcha, contudo o componente médio-lateral se comportou com menores valores de confiabilidade.

Dada a importância de se avaliar a marcha de forma cinética e o crescente uso do ambiente aquático para tratamento há a necessidade de um estudo que avalie estes aspectos. Embora tais estudos tenham analisado a confiabilidade da marcha, não foi encontrado estudo algum que avaliasse a confiabilidade em solo e água e ainda que analisassem os três componentes da força de reação do solo, vertical, ântero-posterior e médio-lateral e as taxas de aceitação e propulsão em indivíduos jovens saudáveis. Desta forma o objetivo deste estudo foi avaliar a confiabilidade teste-reteste dos parâmetros cinéticos da marcha entre indivíduos jovens saudáveis em solo e em água.

2. REVISÃO DE LITERATURA - CONTEXTUALIZAÇÃO

2.1 MARCHA HUMANA

A marcha ou locomoção bipodal é o movimento que caracteriza e distingue o homem das demais espécies. É conhecida por uma das principais habilidades do ser humano além de desempenhar um papel funcional uma vez que o sujeito é capaz de se adaptar às mais diferentes demandas ambientais como degraus, mudança de superfícies e obstáculos¹⁹. A marcha está intimamente relacionada à independência, o que favorece o desempenho cognitivo, perceptual, social e emocional²⁰⁻²¹.

Cada indivíduo realiza a marcha de forma muito repetitiva onde membros inferiores que move o corpo para frente simultaneamente mantém a estabilidade no apoio²². De acordo com Enoka²³ a marcha humana é uma forma de progressão bípede que envolve sequências alternadas em que um membro atua como um suporte móvel, em contato com o solo enquanto o membro contralateral avança no ar; os conjuntos de movimentos corporais se repetem de forma cíclica e os membros invertem os seus papéis a cada passo.

Rose & Gamble²⁴ e Sutherland *et al.*²⁵ descrevem a marcha como um processo de locomoção no qual o corpo ereto e em movimento é apoiado inicialmente por um dos membros inferiores posteriormente pelo outro. Enquanto o corpo em movimento passa para a perna de apoio o outro membro balança para frente preparando-se para a próxima fase. Os pés alternam o apoio na superfície e há um momento onde os dois pés ficam em contato com o chão.

Vanghan *et al.*²⁶ descreveram a sequência de eventos que ocorrem no corpo humano para que uma pessoa consiga andar, de acordo com os autores são: 1) registro de ação do movimento produzido por meio de comandos do sistema nervoso central, 2) transmissão destes comandos para o sistema nervoso periférico, 3) contração dos músculos envolvidos, 4) produção de forças e momentos articulares, 5) regulação de forças e momentos nas articulações, 6) deslocamentos dos segmentos e 7) geração de forças de reação do solo.

2.1.1 Ciclo da Marcha

Ciclo da marcha é compreendido entre o primeiro contato do pé com o solo até o próximo contato deste mesmo pé com a superfície. De acordo com Perry¹⁹ o ciclo é dividido em duas fases: o apoio onde o pé encontra-se em contato com o solo e o balanço em que o pé está em suspensão para o avanço do membro.

Fase de apoio: a fase de apoio pode ser subdividida em duas etapas, a aceitação do peso e o apoio simples. A aceitação do peso diferencia-se por duas fases:

- Contato Inicial: esta fase inclui o momento quando o pé acaba de tocar o solo. As posições articulares presentes neste intervalo determinam o padrão de resposta à carga do membro; é responsável por até 2% do ciclo da marcha.
- Resposta à carga: esta fase ocorre em até 10% do ciclo da marcha e é o período de duplo apoio inicial; esta fase começa com o contato inicial com o solo e continua até que o outro pé eleve-se para o balanço e tem como objetivo absorver o choque, estabilizar o membro para receber o peso e preservar a progressão.

Já o apoio simples, pode ser subdividido em duas fases, são elas:

- Apoio médio: que caracteriza por 10 a 30% da marcha e é a primeira metade do intervalo do apoio simples; inicia-se quando o outro pé é elevado e continua até que o peso do corpo seja alinhado sobre o antepé, esta fase tem como objetivos progredir sobre o pé estacionário e ainda promover estabilidade do tronco e do membro.

- Apoio terminal: esta fase completa o apoio simples e começa com a elevação do calcanhar e continua até que o outro pé toque o solo; durante toda esta fase o peso do corpo desloca-se para frente sobre o antepé. Esta fase é responsável por 30-50% do ciclo da marcha.

Fase de balanço: é caracterizada pela fase de avanço do membro e neste momento quatro fases da marcha estão envolvidas.

- Pré-balanço: esta fase começa com o contato inicial do membro oposto e termina com o desprendimento dos lados do mesmo lado; esta fase ocorre de 50 a 60% do ciclo da marcha e tem por objetivo posicionar o membro para o balanço.

- Balanço inicial: ocorre de 60 a 73% do ciclo da marcha e começa com a elevação do pé do solo e termina quando o pé de balanço está oposto ao pé de apoio; tem por objetivos liberar o pé do solo e ainda avançar o membro a partir de sua posição de queda.

- Balanço médio: esta fase começa quando o membro de balanço está oposto ao membro de apoio e finaliza quando o membro do balanço está anterior e a tíbia está vertical. Seus objetivos são o avanço do membro e a liberação do pé no solo e ocorre entre 73 e 87% do ciclo da marcha.

- Balanço terminal: esta última fase se inicia com a tíbia vertical e termina quando o pé toca o solo. O avanço do membro é completado enquanto a perna desloca-se para frente da coxa. Entre seus objetivos podemos citar: completar o avanço do membro e preparar o membro para o apoio (esta fase ocorre entre 87 e 100% do ciclo da marcha).

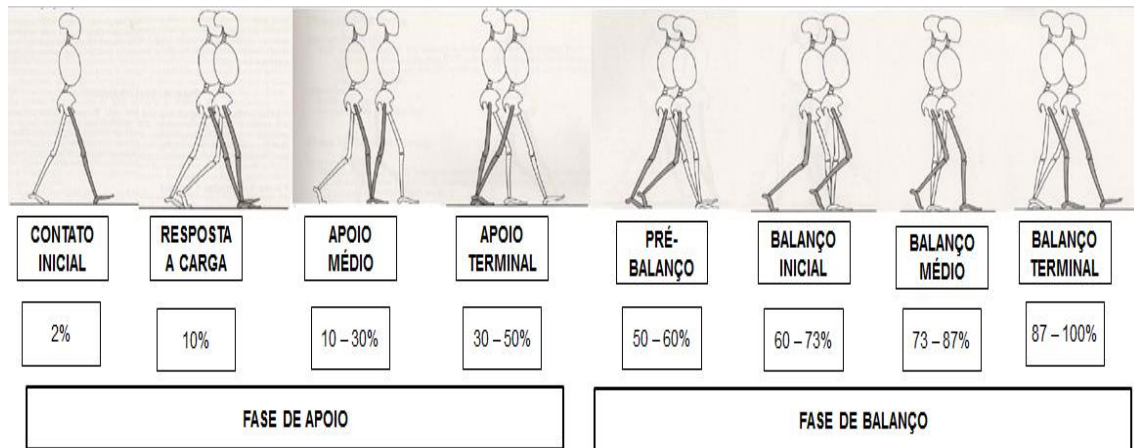


Figura 1: Esquema representativo das fases da marcha (Fonte: Perry¹⁹)

2.2 PLATAFORMAS DE FORÇA

Atualmente se investiga a respeito das forças internas e externas envolvidas durante a locomoção e tais forças são investigadas por meio da análise cinética. As forças internas são aquelas que os músculos geram e são transmitidas para os tecidos corporais¹³. Tais forças são exteriorizadas por meio de rotações dos segmentos que por consequência produzem o movimento²⁷. Já as forças externas representam as interações físicas entre o corpo e o ambiente e são as forças que causam o movimento do corpo pelo espaço. Entre as mais comuns estão a força da gravidade e a força de reação do solo; esta última é a mais frequentemente investigada para a análise da marcha e é medida por meio de plataformas de força²⁸.

As plataformas de força vêm sendo largamente utilizadas na área da biomecânica uma vez que são valiosos meios de detectar anormalidades no padrão de marcha bem como na avaliação da marcha com alterações³⁰. Alguns autores afirmam que a plataforma de forças é o instrumento básico de avaliação em dinamometria, uma vez que ela permite a aquisição de dados para análise das forças externas ao corpo humano, bem como na utilização para dados estabilométricos quando se quer avaliar o equilíbrio humano³⁰⁻³².

Os tipos de plataformas que existem diferenciam-se pelo posicionamento dos sensores, destacando-se três em particular: plataforma com um único sensor no seu centro; plataforma triangular com sensores nos

seus três cantos e plataforma retangular com sensores nos seus quatro cantos, sendo este último modo de construção o mais utilizado nas plataformas comercialmente disponíveis para análise da marcha. As plataformas consistem em uma placa sob a qual alguns sensores de força do tipo célula de carga ou cristal piezoelétrico estão acoplados para medir as componentes da FRS²⁷.

Usualmente a plataforma de força é posicionada sobre uma região estável onde a superfície superior deve ficar nivelada ao piso em que os indivíduos realizarão a marcha para que possam caminhar livremente, enquanto a superfície inferior deve ser fixada numa base sólida. Porém, é importante ressaltar que no que se diz respeito à marcha, a plataforma normalmente é instalada na região central de um aparato para que seja evitada a ocorrência de acelerações e desacelerações no início e fim do movimento por conta de subir e descer o degrau da plataforma. Desta forma, a estrutura deve ser plana para impedir que a plataforma de força se mova durante a aplicação de força sobre a superfície superior e deve ser rígida o suficiente para evitar qualquer tipo de vibração desnecessária, uma vez que todas as forças aplicadas sobre a plataforma passam pelos transdutores de força, evitando-se deste modo erros na coleta de dados³³.

As principais plataformas de força retangulares permitem obter informações relevantes sobre a fase de apoio da marcha no que se diz respeito à intensidade, direção e sentido da força de reação do solo. As plataformas medem os três componentes da FRS, cada um dos quatro sensores de força registra a força aplicada nas direções médio-lateral (Y), ântero-posterior (X) e vertical (Z)²⁸. Por meio da plataforma de força obtêm-se dados consistentes que descrevem aspectos cinéticos importantes da marcha que não podem ser obtidos pela observação visual^{24,32}.

2.2.1. Distribuição das forças de reação do solo ao longo do CM

A FRS é a mais comumente investigada na análise da locomoção humana e ela pode ser medida por meio de plataformas de força²⁹. De acordo com a 3ª Lei de Newton, o solo promove uma força de igual grandeza mas sentido oposto quando um objeto entra em contato com ele; isto caracteriza a FRS que atua da superfície de contato para o objeto decorrente das ações musculares e peso corporal transmitido por meio dos pés. A direção e magnitude da FRS equivalem exatamente à direção e magnitude do movimento do centro de massa do corpo^{19,35}.

As duas forças básicas da FRS são a força peso e a força de atrito. A força peso está relacionada ao componente vertical em virtude do peso corporal e de qualquer aceleração ou desaceleração que atuam no corpo. Esse componente se contrapõe a ação da gravidade e deve ser igual ao peso corporal para que a altura do centro de massa acima da superfície de contato seja mantida³⁵. Assim, se a FRS vertical for menor que o peso corporal significa que o centro de massa do corpo está acelerando para baixo, o contrário significa que o centro de massa do corpo está acelerando para cima. As mudanças no centro de massa para cima durante a marcha se correlacionam aos desvios do centro de massa do corpo da força de reação vertical do peso corporal³⁵.

O outro componente da FRS é conhecido como força de atrito e se refere ao componente horizontal por conta do atrito entre o pé e a superfície de contato. Neste caso, a gravidade não interfere diretamente nesta força e as acelerações dão-se nos sentidos médio-lateral e ântero-posterior. Essa força é necessária para iniciar e cessar os períodos da locomoção, além de alterar a velocidade e direção da marcha^{19,36}.

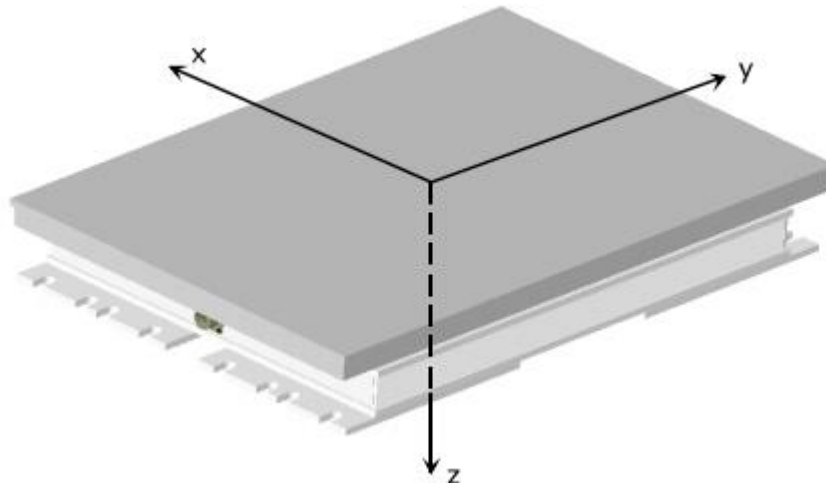


Figura 2: Exemplo de uma plataforma de força retangular mostrando as superfícies superior e inferior e a representação das forças obtidas por meio dos sensores em cada um dos cantos da plataforma (Bertec³⁶)

2.2.1.1 Componente vertical da FRS

A componente vertical da FRS apresenta uma magnitude maior que as demais componentes e é caracterizada por dois picos e um vale. Geralmente esses picos apresentam uma magnitude um pouco maior que o peso corporal no ambiente terrestre. O primeiro pico é observado durante a primeira metade da fase de apoio e caracteriza parte do contato quando a perna está recebendo o peso corporal, logo após o primeiro contato do pé com o solo³⁶. O segundo pico é visto no final da fase de apoio e representa o impulso contra o solo para dar início ao próximo passo³⁷. O vale entre os dois picos é ligeiramente menor em magnitude que o peso corporal e ocorre quando o pé se encontra na posição plana em relação ao solo (Figura 3). Ele é criado pela elevação do centro de gravidade, enquanto o corpo rola para frente sobre o pé estacionário¹⁹.

Na marcha, o primeiro pico de força é caracterizado como pico passivo e o segundo por ativo por envolver ações musculares voluntárias. Ambos os picos de força apresentam valores excedentes em 30% do peso corporal. Entre os dois picos há um vale cujo valor é inferior ao peso corporal, e está relacionado com o fato do membro inferior contralateral estar na fase de oscilação em que os impulsos têm sentido oposto ao da gravidade³⁸.

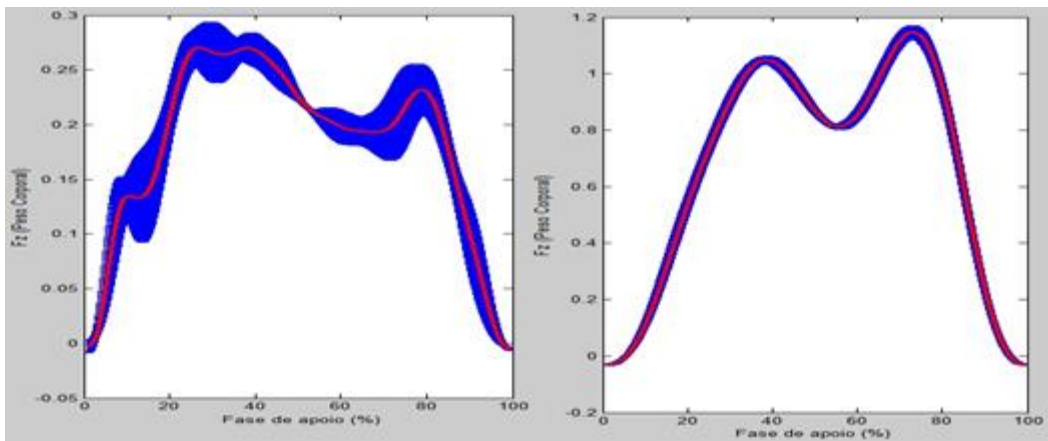


Figura 3: Componente vertical da FRS em ambiente aquático e terrestre

2.2.1.2 Componente ântero-posterior da FRS

De acordo com Laassel³⁰ a componente da força ântero-posterior representa a força que é exercida na direção da marcha. Ela apresenta uma fase negativa, que é de desaceleração durante a primeira metade do período de apoio onde o pé empurra o solo para frente e desta forma a FRS é direcionada para trás. Na segunda metade a fase de apoio, o pé impulsiona o solo para trás e, conseqüentemente, a FRS é direcionada para frente. Sendo assim, a fase negativa representa uma diminuição da velocidade do corpo todo e a fase positiva representa uma aceleração do corpo à frente²² (Figura 4). Os picos da força de cada uma dessas fases durante a marcha correspondem a aproximadamente a 15% do peso corporal e quase que coincidem temporalmente com os dois picos do componente vertical da FRS³⁷. Alguns autores ressaltam que podem ocorrer mudanças dinâmicas nestes padrões por conta da velocidade do movimento na locomoção^{33,39}.

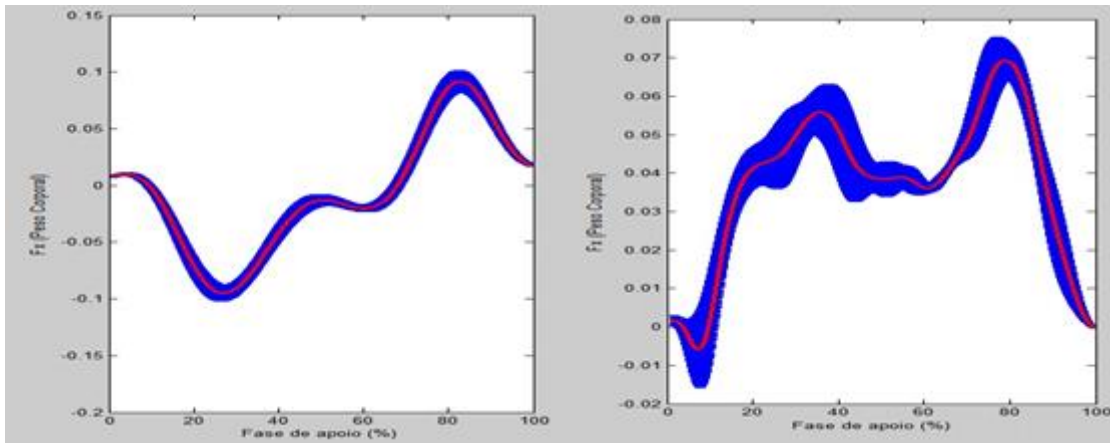


Figura 4: Componente AP da FRS no solo em ambiente aquático e terrestre.

2.2.1.3 Componente médio lateral da FRS

O componente ML da FRS representa as forças relacionadas aos movimentos de pronação e supinação do pé. De acordo com Wittle²⁸ ela apresenta uma magnitude inferior se comparada às demais forças representando 10% do peso corporal. Ainda apresenta-se de maneira inconsistente tanto inter quanto intra indivíduos e isto dificulta sua interpretação^{37,40} (Figura 5). Para Hamill e Knutzen³⁷ a variabilidade observada neste componente pode ser em virtude da diversidade no posicionamento do pé, que pode estar abduzido ou aduzido durante o período de apoio. Normalmente a força médio-lateral máxima está entre 0,5% e 1% do peso corporal, a força lateral máxima deveria ser menor do que a força máxima medial⁴³.

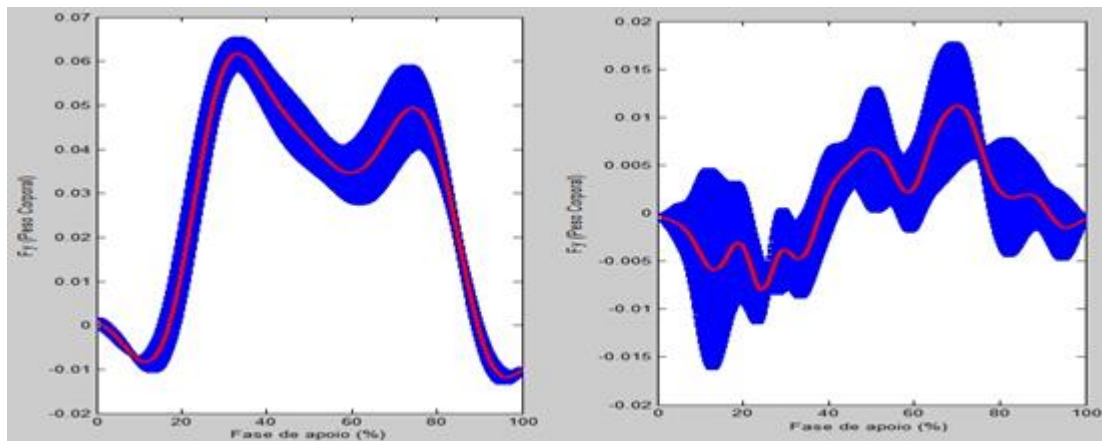


Figura 5: Componente médio-lateral da FRS em solo e em água.

2.2.2 Taxas de aceitação e propulsão

A capacidade de controlar forças de frenagem durante a aceitação de peso e/ou de força propulsiva durante a fase de impulso é importante para controlar a velocidade e direção da locomoção^{42,43}.

A taxa de aceitação de peso é uma variável utilizada na análise da marcha para indicar o quanto de força é aplicado em um intervalo de tempo, ou seja, o impacto sofrido pelo aparelho locomotor durante o toque ou contato do calcanhar mostrando o quanto a força varia de acordo com o momento que o calcanhar toca o solo⁴⁴. Ela é calculada a partir da derivada matemática da função força versus tempo. Corresponde à inclinação da curva durante a fase de carga, entre 10% e 90% do ponto do primeiro pico de força ($Fz1/\Delta t$)⁴⁵.

A taxa de propulsão representa a forma como o indivíduo se impulsiona para dar o passo. É calculada dividindo-se a $Fz2$ pela diferença do pico de $Fz2$ e vale ($Fz2/\Delta t$) que mostra o quanto a força varia de acordo com o momento de retirar o pé do chão⁴⁶ (Figura 6).

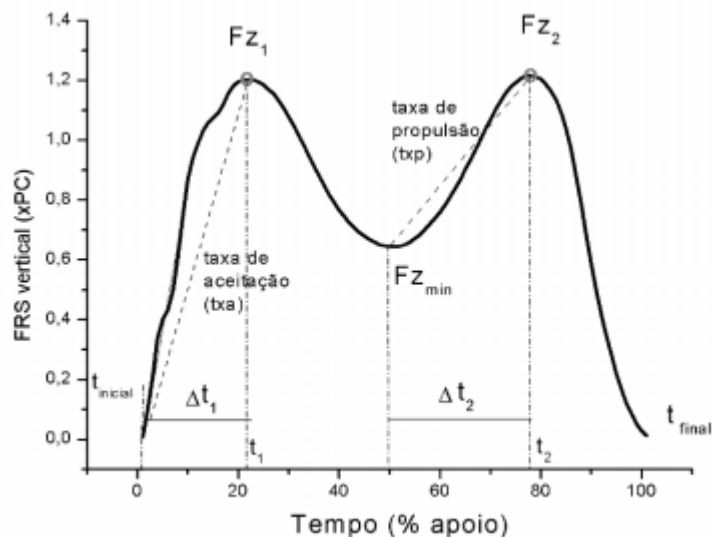


Figura 6: Curva esquemática da FRS do solo para o componente vertical, representando a txa e txp. (Fonte: Picon⁴⁸)

2.3 AMBIENTE AQUÁTICO

É amplamente discutida na literatura a importância do ambiente aquático tanto na prática de atividade física e treinamento quanto na fisioterapia. Contudo, ainda é escasso estudos que avaliem vantagens e desvantagens do ambiente aquático. Um dos principais fatores para a falta de estudos pode estar relacionado às dificuldades encontradas para adaptar os equipamentos necessários para a aquisição de dados na água.

A mecânica de fluídos e o aquecimento da água desempenham um papel importante na melhora da amplitude de movimento das articulações, na redução da tensão muscular e redução no suporte de peso, o que pode levar a um menor impacto sobre as articulações e relaxamento muscular⁴⁸. O ambiente aquático é conhecido por ter inúmeras propriedades que influenciam e interferem na maneira que o corpo se comporta quando comparado a uma mesma atividade em solo, assim entender as suas propriedades é de fundamental importância para se compreender os achados deste estudo, uma vez que estes fatores podem interferir na maneira como o indivíduo se locomove na água.

2.3.1 Empuxo

O empuxo é caracterizado como uma força que atua contra a gravidade, a qual se relaciona com o volume de água deslocado pelo corpo submerso. Na água a gravidade é relativamente anulada o que causa uma menor descarga de peso corporal decorrente da flutuação⁴⁹. A flutuação apresenta como efeitos redução do impacto articular, diminuição do espasmo doloroso, diminuição da dor e com isso há um aumento na mobilidade articular⁴⁹. De acordo com esta definição de empuxo, é possível afirmar que a força total que atua sobre um corpo parado e imerso é a diferença entre o peso desse corpo e o empuxo, o resultado desta diferença é o peso corporal aparente que diminui em imersão. É sabido que a porcentagem do peso corporal de um corpo imerso na água com a lâmina na altura do processo xifoide varia de 50 a 75%² (Figura 7).

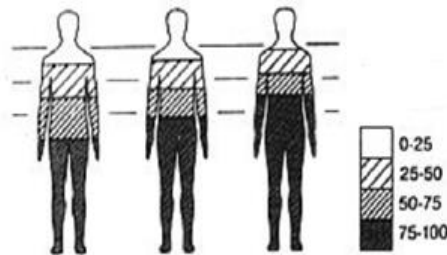


Figura 7- Representação esquemática da porcentagem de aplicação do peso em diferentes situações. (Fonte: Harrison *et al.*²)

2.3.2 Pressão Hidrostática

A pressão hidrostática, de acordo com a lei de Pascal, é definida como a pressão que é exercida de forma igual sobre todas as áreas da superfície de um corpo submerso⁵⁰. Em um líquido, essa pressão varia de acordo com o aumento da profundidade e causa inúmeras modificações fisiológicas^{51,52}. Assim, para sustentar o peso de uma pessoa parada na posição vertical na água, a pressão sob a extremidade inferior (base) é maior do que na extremidade superior (ápice).

2.3.3 Densidade Relativa

Outra propriedade física da água que pode interferir na biomecânica do movimento é a densidade relativa da água e se refere à capacidade de um corpo flutuar. A densidade da água é aproximadamente $1,0 \text{ kg/m}^3$ e a do corpo humano de aproximadamente $0,93 \text{ kg/m}^3$, assim, a densidade de um objeto se dá pela relação entre a sua massa e a massa do volume deslocado, contudo, esse valor pode variar de acordo com a porcentagem de gordura corporal presente, pois a massa corporal magra (ossos, músculos, tecido conjuntivo e órgãos) apresenta densidade de aproximadamente $1,1 \text{ kg/m}^3$, enquanto a massa gorda tem uma densidade de aproximadamente $1,0 \text{ kg/m}^3$ ⁵⁰.

Se o valor do corpo for superior a $1,0 \text{ kg/m}^3$ ele irá afundar e se o valor for menor que $1,0 \text{ kg/m}^3$ flutuará. A densidade relativa e a flutuação estão diretamente relacionadas ⁵²⁻⁵⁴.

2.3.4 Fluxo Laminar e Turbulência

O fluxo laminar é caracterizado pela ocorrência de um movimento contínuo do fluido, havendo apenas uma fricção entre suas camadas e é um movimento lento e paralelo ao fluxo da água. Já no fluxo turbulento, os movimentos dos fluidos são irregulares o que promove um aumento da fricção entre as moléculas do fluido e entre o objeto e o fluido. Desta forma, a resistência ao fluxo turbulento é maior que a resistência ao fluxo laminar ^{52,55}.

2.3.5 Forças de arrasto

Além da pressão hidrostática e do empuxo, quando um corpo se movimenta imerso no meio líquido, há forças que interferem nos movimentos desse corpo ⁵¹. Essas forças são conhecidas como forças de arrasto, que atuam na mesma direção do movimento, mas com sentido oposto,

o que proporciona resistência ao movimento; e forças de propulsão, que atuam na mesma direção e no mesmo sentido do movimento facilitando o movimento.

A força de arrasto depende da densidade da água, da área frontal e da velocidade do corpo em movimento⁵⁶. Na marcha aquática as forças de arrasto são as que mais interagem com o corpo pois quando o corpo se movimenta, a água o resiste. Assim, quanto mais o corpo estiver submerso maior é a força de arrasto sobre ele. A força de arrasto também se relaciona com a velocidade do movimento, quando se duplica a velocidade de locomoção se quadriplica a força de arrasto⁵⁷.

2.3.6 Marcha na água

A literatura traz inúmeros estudos que demonstram respostas fisiológicas dos exercícios aquáticos, contudo, ainda existem poucos estudos que tratam de variáveis biomecânicas como força de reação do solo, momentos angulares de força e eletromiografia. Vale ressaltar que embora seja amplamente divulgado os benefícios do ambiente aquático em fisioterapia e treinamento uma vez que oferece menor impacto durante as fases de apoio e também exige maior força propulsiva do aparelho locomotor para resistir à força da água⁴⁻⁹.

Alguns autores realizaram estudos onde analisaram a marcha no ambiente aquático. Dentre eles, podemos citar Orselli e Duarte, que concluíram que os indivíduos apresentam comprimentos de passadas similares em ambiente terrestre e aquático. Contudo, em água o período era mais longo e conseqüentemente andaram em uma velocidade aproximadamente 2,7 vezes menor. Em relação ao ciclo da passada, a fase de suporte foi significativamente mais curta em água do que em solo. Os autores concluem que a marcha com a lâmina da água na altura do processo xifóide diminui as cargas musculares internas mesmo com a presença da resistência gerada pela força de arrasto.⁶²

Barela *et al.*⁶⁰ em seu estudo com idosos saudáveis encontraram que os indivíduos caminharam mais lentamente na água em velocidade auto-selecionada, com um passo mais curto, houve uma redução na FRS vertical e ainda, impulso horizontal foi aumentado quando comparado com o solo. Os autores ressaltam que esses achados se devem principalmente a

força de flutuação e força de arrasto, mas também pela forma como os idosos se adaptam no ambiente aquático.

Carneiro *et al.*⁶⁴ verificaram que existem diferenças na marcha em solo e água, de acordo com os autores, tanto a velocidade quanto os valores de FRS diminuíram, ainda, o comprimento do passo aumentou no ambiente aquático.

Silva *et al.*⁵⁹ realizaram uma revisão acerca de respostas fisiológicas e neuromusculares da caminhada na água. Os autores enfatizam que uma mesma velocidade auto-selecionada de esforço a velocidade de deslocamento horizontal no meio aquático é sempre menor quando comparada com a do meio terrestre. Essa menor velocidade de deslocamento horizontal durante a caminhada aquática ocorre provavelmente por conta da mecânica de fluidos envolvida com este ambiente.

Em relação aos componentes da força de reação do solo, a componente mais frequentemente estudada é a vertical⁵⁸⁻⁶⁴. Foi observada que na água a magnitude deste componente é menor do que em solo e que ela diminui ainda mais de acordo com o aumento da altura da imersão na água^{58,61,63}.

A FRS AP apresenta um padrão de curva diferente na água se comparado com o solo que comumente é visto com dois picos de força, um positivo e outro negativo, uma vez que durante a fase negativa o pé está empurrando o solo anteriormente causando uma reação na direção posterior para desacelerar o movimento. O contrário disto é a fase positiva no qual o pé empurra o solo na direção posterior e no solo causa uma força de reação na direção anterior para acelerar o movimento²². No ambiente aquático a curva apresenta um pico positivo próximo ao final da curva. Supõe-se que na água a fase de desaceleração esteja diminuída por conta da força de arrasto e também devido à possibilidade de sustentação oferecida pela água que faz com que os indivíduos modifiquem a fase de apoio inclinando seu corpo anteriormente, realizando o contato com o solo quando o membro inferior já está próximo ao centro de massa⁶¹.

O componente médio-lateral da FRS é o menos estudado e existem poucos dados na literatura que abordam tal análise. Miyoshi *et al.*⁵⁸ observaram que na marcha em solo a curva apresenta dois picos o que não

ocorre no ambiente aquático onde a curva apresenta apenas um. Também foi observado por alguns autores que o peso corporal aparente diminui na água de acordo com o grau de imersão do corpo bem como a força de impacto estava diminuída quando comparada ao ambiente terrestre^{62,63}.

2.4 CONFIABILIDADE

Estudos de confiabilidade na área de fisioterapia e biomecânica são necessários para avaliar se o erro envolvido na medida é pequeno o suficiente para detectar mudanças reais no que está sendo medido¹⁵. A reprodutibilidade de um equipamento ou teste informa sobre sua consistência e, assim, permite o uso seguro dos dados coletados tanto na clínica quanto em pesquisa⁶². Segundo Cozby *et al*,¹⁶ a confiabilidade de um instrumento de medida se refere ao grau em que sua repetida aplicação, do mesmo sujeito ou objeto, produz resultados iguais. Desta forma, uma medida confiável produzirá os mesmos resultados em sucessivas aplicações sobre um mesmo sujeito ou objeto⁶⁷.

Uma medida fidedigna é consistente e precisa quando fornece uma medida estável da variável, assim sendo a confiabilidade refere-se à consistência ou estabilidade de uma medida. Diversas abordagens estatísticas são indicadas pela literatura para avaliação da reprodutibilidade de um teste ou equipamento, dependendo, entre outros fatores, da natureza da variável medida¹⁵.

Uma das maneiras utilizadas para avaliar a confiabilidade de um processo de avaliação é a técnica do teste-reteste, onde o teste é aplicado duas vezes com um intervalo de tempo entre as aplicações que pode ser de minutos, horas, dias ou meses. Se a correlação entre os resultados das duas aplicações for fortemente positiva o instrumento pode ser considerado confiável¹⁶. O período de tempo entre os testes pode comprometer a confiabilidade da medida, uma vez que um tempo demasiadamente longo favorece a aquisição de novas aprendizagens; todavia se o tempo for muito curto, os resultados podem ser influenciados pelo efeito da memória⁶⁶. Desta forma, o intervalo de tempo entre o teste e reteste deve ser cautelosamente cuidado, sendo longo o suficiente para evitar a fadiga, a aprendizagem ou

efeitos da memória e curto o suficiente para evitar mudanças na variável medida. A estabilidade da variável e o objetivo do teste deve ser levado em consideração para escolha do intervalo apropriado entre as medidas¹⁶.

Quando as variáveis analisadas comportam-se de maneira nominal frequentemente usa-se o teste Kappa Ponderado^{15,68}. Contudo, quando as variáveis são numéricas contínuas, ainda não há consenso na literatura sobre os testes utilizados. Há a indicação de que sejam utilizados testes que abordem a confiabilidade relativa, ou seja, o grau em que os participantes mantêm sua posição na amostra ao longo de medidas repetidas, assim como a confiabilidade absoluta, que indica o grau em que medidas repetidas variam para os participantes^{15,79}.

2.4.1 Coeficiente de Correlação Intraclasse

Entre os testes que medem a confiabilidade relativa, o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) (*Intraclass correlation coefficient - ICC*) é apontado pela literatura como o mais adequado⁷³. Este modelo supera alguma das limitações do clássico coeficiente de correlação e é um indicador calculado utilizando as variâncias estimadas obtidas por meio da variância total entre e dentro a variância do sujeito⁶⁹. Não existe um padrão aceitável para a reprodutibilidade usando o CCI, ele varia entre 0 e 1 e os valores mais próximos de 1 representam uma maior confiabilidade. Chinn⁷¹ recomenda que qualquer medida deve ter um CCI de pelo menos 0.6 para ser útil. De acordo com a classificação de Domholdt⁷² para coeficientes de confiabilidade considera-se de 0,00 a 0,25 como pouca ou nenhuma correlação, de 0,26 a 0,49 como baixa correlação, de 0,50 a 0,69 como correlação moderada, de 0,70 a 0,89 como alta correlação e de 0,90-1,00 como correlação muito alta.

Estatisticamente o CCI apresenta algumas vantagens. Primeiro porque pode ser usado para avaliar a confiabilidade entre duas ou mais medidas, fornecendo uma ampla aplicabilidade clínica. Segundo, o ICC não requer o mesmo número de medidas para cada sujeito, permitindo uma maior flexibilidade em estudos clínicos. Terceiro, ele pode ser aplicado sem distorção para dados de escala ordinal quando intervalos entre as medidas são

consideradas equivalentes. Assim, o CCI parece fornecer medidas uteis em uma diversidade de situações⁶⁶.

Por meio do CCI, ainda é possível calcular o SEM (*Standard Error of Measurement*) que mede a quantidade de erros que pode estar atribuída a amostra. Este valor também pode ser referido como uma estimativa da variabilidade em torno da média para a população de interesse num estudo. O SEM é calculado multiplicando o valor do desvio padrão do teste pela raiz quadrada da subtração de 1 pelo valor do CCI⁷².

2.4.2 O método de *Bland-Altman*

O método de *Bland-Altman* foi desenvolvido em 1983 como uma abordagem para avaliar a concordância entre dois métodos diferentes de medidas clínicas. Isto envolve o cálculo da média de cada método utilizando uma série de testes de concordância⁶⁹. O *plot* de *Bland-Altman* permite a avaliação do padrão de concordância ou discordância entre medidas repetidas, ou entre uma dada medida e o padrão-ouro, além de incorporar alguns limites de tolerância. Assim, a figura avalia a concordância entre dois sistemas (X e Y) a partir da visualização gráfica da dispersão das diferenças entre as duas variáveis ($d = X - Y$) e a média das duas ($([X + Y]/2)$). Ainda, é possível visualizar o viés (o quanto as diferenças se afastam do valor zero) e o erro (a dispersão dos pontos). Desta maneira há a possibilidade de se obter a relação das discordâncias entre os sistemas avaliados. Contudo, ainda não está claro na literatura se este modelo deve ser usado isoladamente ou como um complemento de outros testes. De acordo com Atkinson⁷³ o método de *Bland-Altman* pode ser uma maneira de complementar o CCI, pois expressa valores reais de medida (confiabilidade absoluta)⁷⁴⁻⁷⁶.

2.4.3 Confiabilidade e Plataforma de força

Existem na literatura alguns estudos que avaliaram a confiabilidade dos parâmetros cinéticos da marcha em solo, Fortin *et al*,¹⁷ analisaram a confiabilidade teste-reteste de parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha de adolescentes com escoliose idiopática. Os resultados mostraram

que para as variáveis cinéticas a confiabilidade variou de moderada a boa, sendo maior para o componente Z da FRS (0,92-0,99), seguido pela variável da FRS AP (0,81-0,82) e por último a componente ML da FRS (0,75-0,82).

White *et al*¹⁸. determinaram a variabilidade dos parâmetros da plataforma de força em crianças normais e com paralisia cerebral¹⁸. Para tanto, ele registrou os dados das crianças e três dias consecutivos e cinco vezes durante o mesmo dia. Os resultados encontrados permitem observar que o componente que apresenta menor variabilidade é o vertical, contudo a variação do AP também foi baixa. O autor relata que os demais parâmetros apresentaram alta variabilidade e não são considerados confiáveis para se avaliar a marcha.

Kadaba *et al*,¹⁴ avaliaram a confiabilidade dos parâmetros cinéticos, cinemáticos e dados eletromiográficos de 40 indivíduos jovens saudáveis em solo, os sujeitos foram avaliados no mesmo dia e em dias diferentes. Os autores avaliaram os componentes AP, ML e Z. Os valores de CCM encontrados demonstraram pouca variabilidade entre os três componentes da FRS tanto entre os dias quanto no mesmo dia, sendo os menores valores para o componente ML da marcha. O autor conclui que no geral os valores de FRS foram confiáveis tanto no mesmo dia quanto em dias diferentes.

Veilleux *et al*.⁷⁸ determinaram a confiabilidade dos parâmetros de marcha medidos por uma plataforma de força para o componente vertical da FRS em indivíduos saudáveis, para tanto 15 indivíduos caminharam em velocidades auto-selecionadas em um corredor de 10 metros por três vezes com os pé descalços e com o uso de sapatos. Os resultados encontrados permitiram observar que houve mínima diferença entre as três tentativas para as duas condições, desta forma concluiu-se que para aquele grupo de indivíduos saudáveis, houve baixa variabilidade dos resultados para o mesmo dia.

Embora de alguns estudos já tenham realizado a confiabilidade da marcha na plataforma de força em solo para determinadas populações, a confiabilidade em indivíduos jovens saudáveis em diferentes ambientes como solo e água ainda não foi avaliada. Desta forma, há a necessidade de um novo

estudo a fim de avaliar a confiabilidade dos parâmetros cinéticos da marcha tanto em ambiente aquático quanto em ambiente terrestre.

3 OBJETIVOS GERAL E ESPECÍFICOS

3.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral desse estudo foi avaliar a confiabilidade teste-reteste dos parâmetros cinéticos da marcha por meio da plataforma de força em ambiente aquático e ambiente terrestre em jovens saudáveis.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a.) Avaliar a confiabilidade teste-reteste dos componentes da FRS vertical, ântero-posterior, médio-lateral bem como as taxas de aceitação e propulsão em ambiente terrestre.
- b.) Avaliar a confiabilidade teste-reteste dos componentes da FRS vertical, ântero-posterior, médio-lateral e taxas de aceitação e propulsão em ambiente aquático.

REFERÊNCIAS

- 01-Wadell K, Sundelin G, Henriksson-Larsen K, Lundgren R. High intensity physical group training in water--an effective training modality for patients with COPD. *Respir Med.* 2004; 98: 428-438.
- 02-Harrison RA, Hillman M, Bustrade S. Loading of the lower limb when walking partially immersed: implications for clinical practice. *Physiotherapy.* 1992; 78: 164-166.
- 03-Yano H, Nakazawa K, Yamamoto S. Activation patterns of human ankle muscles during walking in water. In: *Isb Congress. Jyvaskyla. Books of Abstracts: Jyvaskyla: University of Jyvaskyla; 1995*
- 04-Masumoto K, Takasugi S, Hotta N, Fujishima K, Iwamoto Y. Muscle activity and heart rate responses during backward walking in water and on dry land. *Eur J Appl Physiol* 2005; 94 :54-61.
- 05-Gleim GW, Nicholas J.A. Metabolic costs and heart rate responses to treadmill walking in water at different depths and temperatures. *Am J Sports Med.* 1989; 17: 248-52.
- 06-Shono T, Fujishima K, Hotta N, Ogaki T, Masumoto K. Cardiorespiratory response to low-intensity walking in water and on land in elderly women. *Physiol Anthropol* 2001; 20: 269-74.
- 07-Svedenha GJ, Seger J. Running on land and in water: comparative exercise physiology. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24: 1155-60.
- 08-Frangolias DD, Rhodes EC. Maximal and ventilatory threshold responses to treadmill and water immersion running. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 1007-13.
- 09-Suomi R, Collier D. Effects of arthritis exercise programs on functional fitness and perceived activities of daily living measures in older adults with arthritis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 84: 1589–1594.
- 10-Cuesta-Vargas A, García-Romero JC, Arroyo-Morales M, Diego-Acosta AM, Daly DJ. Exercise, manual therapy, and education with or without high-intensity deep-water running for nonspecific chronic low back pain: a pragmatic randomized controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil.* 2011; 90(7): 526-34.

- 11-Lee BA, Oh DJ. The effects of aquatic exercise on body composition, physical fitness, and vascular compliance of obese elementary students. *J Exerc Rehabil.* 2014; 10(3): 184-90.
- 12-Lim HS, Roh SY, Yoon S. An 8-week Aquatic Exercise Program is Effective at Improving Gait Stability of the Elderly. *J Phys Ther Sci.* 2013; 25(11):1467-70
- 13-Capozzo A. Gait analysis methodology. *Human Movement Science.* 1984; 3: 27 -50.
- 14- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GV. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res.* 1989; 7(6): 849-60.
- 15- Rankin G, Stokes M. Reliability of assessment tools in rehabilitation: an illustration of appropriate statistical analyses. *Clin Rehabil.* 1998; 12(3): 187-99.
- 16-Cozby PC. Métodos de pesquisa em ciências do comportamento. 1ª ed. São Paulo: Atlas, 2003.
- 17-Fortin C, Nadeau S, Labelle H. Inter-trial and test–retest reliability of kinematic and kinetic gait parameters among subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J.* 2008; 17: 204–216.
- 18-White R, Agouris I, Selbie RD, Kirkpatrick M. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999;14(3):185-92.
- 19-Perry J. Análise de Marcha: marcha normal. 1ª ed. São Paulo, SP: Manole, 2005.
- 20-Zajac FE, Neptune RR, Kautz S. Biomechanics and muscle coordination of human walking Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture.* 2002; 16: 215-232
- 21-Kermoian R, Johanson ME, Butler EE, Skinner S. Development of gait. In: Rose J, Gamble JG. *Human Walking.* 3ª ed. Philadelphia: Lippincott William e Wilkins: 2006.
- 22-Winter DA. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Elderly and Pathological.* 2ª ed. Waterloo: University of Waterloo Press; 1991.
- 23-Enoka, R M. *Neuromechanical basis of kinesiology.* 2ª ed. Human Kinetics Book: 1988.

- 24-Rose J, Gamble, J G. Human Walking. 2ª ed. Nova Iorque, EUA: Williams & Wilkins; 1994.
- 25-Sutherland D H, Kaufman K R, Moitza J R. Cinemática da marcha humana normal. In: Rose J, Gamble, J. Marcha Humana. 2ª ed. São Paulo: Premier, 1998, p 23-44.
- 26-Vanhan CL, Davis BL, O' Connor JC. Dynamics of human gait. Illinois, EUA: Human Kinetic Publishers, 1992.
- 27-Barela AMF, Duarte M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. Braz J of Motor Behavior, 2011; 6(1): 56-61.
- 28-Whittle, M. Gait analysis: an introduction. 4ª ed. Michigan. EUA: Butterworth Heinemann; 2007.
- 29-Kreighbaum E, Barthels K. Biomechanics: a qualitative approach for studying human movement. 4ª ed. Michigan, USA: Allyn & Bacon. 1996.
- 30-Laassel E. Apresentação dos sistemas de análise. In: Viel E. A marcha humana, a corrida e o salto. 1ª ed. Brasil: Manole; 2001.
- 31-Amadio AC; Baumann W. Aspects of methodology to determine the internal forces of the locomotor system. Braz J of Biomech. 2000; 1:1,7-14.
- 32-Duarte M, Freitas SMSF. Revisão sobre a posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. Rev Bras de Fisioter. 2010; 14(3): 183-92.
- 33-Barela AM, Stolf SF, Duarte M. Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. J Electromyogr Kinesiol. 2006; 16(3): 250-6.
- 34-Meglan D, Todd F. Kinetics of human locomotion. In: Rose J, Gamble JG, editors. Human walking. Baltimore: Williams & Wilkins; 1994. 73-99.
- 35-Bertec Corporation. Digital Acquire 4 program documentation. Version 4.0.11.2013
- 36-Larish DD, Martin PE, Mungiole M. Characteristic patterns of gait in the healthy old. Ann N Y Acad Sci. 1988; 515: 18-32.
- 37-Hamill J, Knutzen KM. Bases biomecânicas do movimento humano. 3ª ed. São Paulo: Manole; 2011.

- 38-Amadio Ac, Duarte M. Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento. São Paulo: Laboratório de Biomecânica da EEFUEUSP; 1996.
- 39-Amadio AC, Lobo Da Costa PH, Sacco ICN, Serrão JC, Araújo RC, Mochizuki L, Duarte M. Introdução à análise do movimento humano: descrição e aplicação dos métodos biomecânicos de medição. Revista Brasileira de Fisioterapia. 1999; 3(2): 41-5.
- 40-Nigg BM, Herzog W. Biomechanics of the muscle-skeletal system. 3ª ed. New Jersey: Wiley; 2007.
- 41-Richards J. Ground Reaction Forces, Impulse and Momentum Jim Richards. In: Biomechanics in Clinic and Research. 1ª ed. Churchill Livingstone; 2008.
- 42-Hase K, Stein RB. Analysis of rapid stopping during human walking. J Neurophysiol 1998; 80: 255–61.
- 43-Hase K, Stein RB. Turning strategies during human walking. J Neurophysiol 1999; 81: 2914–22.
- 44-Santos, AMC. Análise cinética da marcha de mulheres em três condições: descalça e utilizando calçados de salto baixo e salto alto. Dissertação de mestrado da Universidade do Estado de Santa Catarina – Mestrado em ciências do movimento humano, Florianópolis, 2006.
- 45-Fonseca JL, Magini M, de Freitas TH. Laboratory gait analysis in patients with low back pain before and after a Pilates intervention. J Sport Rehabil. 2009; 18(2): 269-82.
- 46-Kistler Inc. Gaitway Operating Manual and Software Version 1.0x. Winterthur, Switzerland: Kistler; 1999.
- 47-Picon, AP. Estudo da progressão da diabetes e da neuropatia periférica: classificação da severidade e caracterização cinética da locomoção. Dissertação de doutorado da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2011.
- 48-Ruoti RC, Troup JT, Berger RA. The effects of non-swimming water exercises on older adults. J Orthop Sports Phys Ther. 1994; 3 (19): 140-145.

- 49-Candeloro JM, Caromano FA. Efeito de um programa de hidroterapia na flexibilidade e na força muscular de idosas. *Rev. Bras. Fisioter.* 2007; 11(4): 203-209.
- 50-Campion MR. Hidroterapia princípios e prática. 1ª ed. São Paulo: Manole; 2000.
- 51-Ruoti RG, Morris DM, Cole AJ. Reabilitação aquática. São Paulo: Manole; 2000.
- 52-Becker BE, Cole AJ. Terapia aquática moderna. São Paulo: Manole; 2000.
- 53-Biasoli MC, Machado CM. Hidroterapia: aplicabilidades clínicas. *Revista Brasileira de Medicina.* 2006; 63(5): 225-237.
- 54-Koury J. Programa de fisioterapia aquática. Um guia para reabilitação ortopédica. 1ª ed. São Paulo: Manole 2000.
- 55-Becker BE, Cole AJ. Terapia Aquática Moderna. São Paulo: Manole, 2000.
- 56-Barela, AMF. Análise Biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre. Dissertação de doutorado da Universidade de São Paulo – Escola de Educação Física e Esporte, São Paulo, 2005.
- 57-Miyoshi T, Shirota T, Yamamoto S, Nakazawa K, Akai M. Effect of the walking speed to the lower limb joint angular displacements, joint moments and ground reaction forces during walking in water. *Disabil Rehabil.* 2004; 26(12): 724-32.
- 58-Kreighbaum E, Barthels KM. Biomechanics: a qualitative approach for studying human movement. 4ª ed. Boston: Allyn e Bacon; 1996.
- 59-Orselli MVI, Duarte M. Joint forces and torques when walking in shallow water. *J Biomech.* 2011; 44(6): 1170-5
- 60-Silva, EM, Krueel LFM. Caminhada em ambiente aquático e terrestre: revisão de literatura sobre a comparação das respostas neuromusculares e cardiorrespiratórias. *Rev Bras Med Esporte.* 2008; 14(6): 553-556.
- 61-Barela AM, Duarte M. Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 18(3):446-54.

- 62- Roesler H, Haupenthal A, Schutz GR, Souza PV. Análise das forças de reação do solo na marcha de adultos a 1,3m de imersão. *Fisioter em Mov.* 2005;18(4):21-31.
- 63-Brito RN, Roesler H, Haupenthal A, Souza PV. Análise comparativa da marcha humana em solo à subaquática em dois níveis de imersão: joelho e quadril. *Rev Bras de Fisioter.* 2004; 8: 7-12.
- 64-Nakazawa K, Yano H, Myashita M. Ground reaction forces during walking in water. *Medicine and Sports Science.* 1994; 19: 28-34.
- 65-Carneiro LC, Haupenthal A, Schütz GR, Souza PV, Tavares GMS, Roesler H. Características cinemáticas e dinamométricas da marcha de crianças em ambiente aquático. *Fisioter Mov.* 2009;22(3):427-438.
- 66-Portney LG, Watkins MP. Reliability; in Prentice-Hall (Ed.): *Foundations of clinical research applications to practice.* 3^a ed. New Jersey: Upper Saddle River; 2000.
- 67-Selltiz C, Wrichtsman LS, Cook SW, Kidder LH. *Métodos de pesquisa nas relações sociais.* São Paulo: EPU, 1987
- 68-Sim J, Wright CC. The kappa statistic in reliability studies: use, interpretation, and sample size requirements. *Phys Ther.* 2005; 85(3): 257-68.
- 69-Bruton A, Conway JH, Holgate ST. Reliability: What is it and how is it measured? *Physiotherapy.* 2000; 86(2): 94-99.
- 70-Lexell JE, Downham DY. How to assess the reliability of measurements in rehabilitation. *AM J Phys Med Rehabil.* 2005;84(9):719-23.
- 71- Chinn S. Repeatability and method comparison. *Thorax.* 1991; 46: 454-456.
- 72-Domholdt E. *Rehabilitation research: principles and applications,* 3rd ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2005,
- 73-Jewell, DV. *Guide to evidence-based physical therapist practice.* 2^a ed. Sudbury. Jones e Bartlett Learning. 2011
- 74-Atkinson G and Nevill AM: Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine *Sports Med.* 1998, 26:217-238.

- 75-Altman DG, Bland JM. Measurement in Medicine: The analysis of method comparison studies. *Journal of the Royal Statistical Society. Series D (The Statistician)*. 1983;32(3):307-17.
- 76- Bland JM, Altman D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*. 1986; 327(8476): 307-10.
- 77-Bland JM, Altman D. Comparing two methods of clinical measurement: a personal history. *Int J Epidemiol*. 1995;24: S7-14.
- 78-Wilken JM, Rodriguez KM, Brawner M, Darter BJ. Reliability and Minimal Detectable Change values for gait kinematics and kinetics in healthy adults. *Gait Posture*. 2012; 35(2): 301-7.
- 79-Veilleux LN, Rauch F, Lemay M, Ballaz L. Agreement between vertical ground reaction force and ground reaction force vector in five common clinical tests. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2012; 12(4): 219-23.

ARTIGO**CONFIABILIDADE DOS PARÂMETROS CINÉTICOS DA MARCHA EM INDIVÍDUOS JOVENS EM AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO**

(Será submetido ao periódico *Gait and Posture*)

Resumo

O objetivo deste estudo foi verificar a confiabilidade dos parâmetros cinéticos da marcha em ambiente terrestre e aquático por meio de uma plataforma de força. Foram incluídos neste estudo 50 indivíduos jovens e saudáveis com idade entre 17 e 25 anos. Para a coleta em solo os indivíduos tinham que caminhar livremente sobre uma passarela de 10 metros com uma plataforma posicionada ao centro e para o ambiente aquático os sujeitos caminharam a mesma distância e utilizaram uma plataforma fixa ao solo. A frequência de aquisição foi de 1000 Hz para ambos os equipamentos. Foi solicitado que os participantes pisassem com o membro preferido sobre a plataforma e ambas as coletas foram realizadas no mesmo dia. Foram feitas três tentativas válidas para que se calculasse a média e entre uma coleta e outra foi dado um intervalo de 48 horas para a confiabilidade teste-reteste. Os resultados encontrados apontaram que a confiabilidade em solo variou de moderada para alta com um CCI entre 0,58 e 0,78 e uma diferença da média (\bar{d}) = -0,24 a 0,01, com os maiores valores de CCI encontrados sendo para o eixo vertical (Fz) e os menores para o eixo médio-lateral (Fy). Em água a confiabilidade variou de baixa para alta com CCI entre 0,20 e 0,87 e \bar{d} entre = -0,01 e 0,002, com os maiores valores de confiabilidade para o eixo vertical (Fz) e os menores para o componente médio-lateral (Fy). Ainda, observou-se que os valores dos três componentes, bem como os valores da taxa de aceitação e propulsão são menores em água por conta da mecânica de fluidos. Desta forma, conclui-se que a plataforma de força é confiável para avaliar os componentes verticais e ântero-posteriores em solo e em água e deve-se ter cautela ao se utilizar este instrumento quando se quer avaliar o componente médio-lateral principalmente em ambiente aquático.

Palavras-chave: Marcha, Confiabilidade, Cinética, Força de Reação do Solo, Hidroterapia.

INTRODUÇÃO

A marcha ou locomoção bipodal é o movimento que caracteriza e distingue o homem das demais espécies, sendo assim conhecida por uma das principais habilidades do ser humano. Desempenha um papel funcional, uma vez que o sujeito é capaz de adaptar-se às mais diferentes demandas ambientais como degraus, mudança de superfícies e obstáculos¹. A marcha está intimamente relacionada à independência o que favorece o desempenho cognitivo, perceptual, social e emocional^{2,3}.

O ambiente aquático é conhecido por suas inúmeras propriedades relacionadas à mecânica de fluidos e vem sendo utilizado para outras atividades além da natação como a marcha e corrida, uma vez que este oferece menor impacto durante as fases de apoio da marcha e também exige maior força propulsiva do aparelho locomotor para resistir a força da água⁴⁻⁶. A literatura aponta inúmeros benefícios fisiológicos em se tratando de exercícios em ambiente aquático, assim este meio vem sendo frequentemente utilizado tanto para a prática de atividades físicas quanto para a fisioterapia⁷⁻¹⁰. Desse modo, o corpo submerso está sujeito à ação de todas as propriedades físicas conhecidas da água que podem levar a mudanças no sistema de ajuste postural, alterando a biomecânica da marcha.

Dada à importância da marcha tanto em solo quanto no ambiente aquático para o ser humano, sua avaliação e interpretação é de grande importância e valia para o entendimento e decisão na prática clínica. Uma das formas de se avaliar a marcha é por meio das plataformas de força que vem sendo largamente utilizadas na área da biomecânica, pois são valiosos meios de detectar anormalidades no padrão de marcha normal bem como na avaliação da marcha com alteração^{11,12}.

Na prática clínica é imprescindível o uso de métodos confiáveis, uma vez que a utilização de métodos de avaliação observacionais e visuais são subjetivos e podem comprometer os resultados dos programas que envolvem intervenção. Assim estudos de confiabilidade são necessários para avaliar que o erro envolvido na medida seja pequeno o suficiente para detectar mudanças reais no que está sendo medido¹³. A reprodutibilidade de um equipamento ou teste informa sobre sua consistência e, assim, permite o uso seguro dos dados

coletados tanto na prática clínica quanto em pesquisa, desta forma, um instrumento confiável mede fenômenos de forma fidedigna, sequenciada, acurada e previsivelmente sem alterações¹⁴⁻¹⁶.

Embora o crescente uso de plataformas de força em ambientes clínicos e de pesquisa serem vistos e alguns estudos terem avaliado a confiabilidade dos componentes da marcha em solo na plataforma para determinadas populações¹⁷⁻²⁰, ainda não foi encontrado estudo que avaliasse a confiabilidade teste-reteste em solo e água. Ainda, nenhum estudo que analisasse os três componentes da força de reação do solo, vertical, ântero-posterior e médio-lateral bem como as taxas de aceitação e propulsão do peso em indivíduos jovens saudáveis foi identificado. Desta forma, o objetivo deste estudo foi investigar a confiabilidade teste-reteste dos parâmetros cinéticos da marcha entre indivíduos saudáveis em ambiente terrestre e aquático.

MÉTODO

Tipo de estudo e local do estudo

Este é um estudo do tipo transversal com análise descritiva e analítica. Foi realizado no Centro de Fisioterapia Aquática “Paulo A. Seibert” do e no Laboratório de Biomecânica e Epidemiologia Clínica do Hospital Universitário de Londrina – Universidade Estadual de Londrina.

Participantes

Para os critérios de inclusão foram adotados os seguintes parâmetros: ter idade entre 18 e 25 anos, não apresentar distúrbio osteomioarticular, motor ou sensorial que comprometesse a marcha, não ter medo de água e ter altura entre 1,50 e 1,80m. Todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo CEP 217/2012.

Procedimentos

Para a coleta da marcha em solo foi utilizado uma trajetória de 10 metros e uma passarela de 40 cm de largura (Figura 1), com uma plataforma posicionada na região central da passarela. A coleta subaquática foi realizada em piscina aquecida com dimensões de 15x13x1,21m, lâmina da água de 1,21 m e temperatura de 32,5°C, onde a plataforma estava fixa ao solo com a mesma distância.

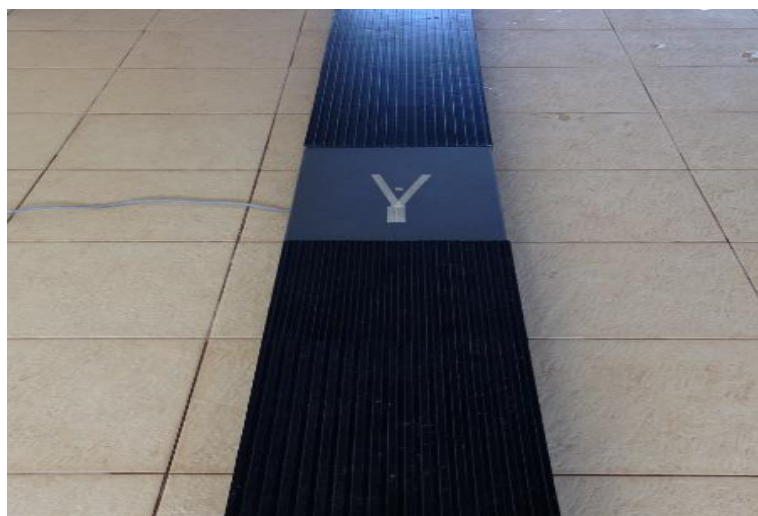


Figura 1: Passarela com plataforma acoplada no centro

Para os registros dos dados em solo foi utilizada uma plataforma de força (Bertec Corporation®, modelo 4060-08) frequência de aquisição de 1000 Hz com dimensões 60x40x5cm. Os indivíduos caminharam em velocidade auto-selecionada com os braços ao lado do corpo pisando apenas com um pé sobre a plataforma do membro de preferência durante todas as tentativas. Foram realizadas três tentativas válidas e no caso de o participante não realizar adequadamente as tentativas, o teste era repetido até que se adquirissem as três adequadas. O teste não era considerado válido quando o indivíduo pisasse na plataforma com o membro oposto ao que ele havia escolhido ou ainda quando o pisasse com os dois pés na plataforma.

Para a coleta da marcha na água, foi utilizada uma plataforma de força (Bertec Corporation®, modelo FP4060-08-2000) a prova d'água, com dimensões 60x60x10 cm, frequência de aquisição de 1000 Hz. A plataforma localizava-se no terço final da trajetória que era de 10 metros e foi

solicitado aos sujeitos que caminhassem livremente com os braços ao longo do corpo e que pisassem com o pé do membro preferido sobre a plataforma, assim como no solo, o teste foi repetido três vezes ou até que obtivéssemos três coletas validas. Antes de iniciar a coleta dos dados em cada uma das condições os participantes realizaram quantas tentativas práticas julgassem necessárias para que se familiarizassem com a tarefa. O ciclo de marcha começou com o contato inicial do membro escolhido com a plataforma de força e terminou quando este membro deixou a plataforma.



Figura 2: coleta de dados em solo e água

Os participantes vestiram roupa de banho para a realização da tarefa nas duas condições experimentais e não estavam calçados. Inicialmente medidas referentes à massa corporal e estatura foram coletadas. Para a confiabilidade teste-reteste foram realizadas duas coletas com intervalo de 48 horas entre elas sob as mesmas condições ambientais.

Análise dos dados

Os dados foram analisados por meio de uma rotina específica em *Matlab*[®], suavizados por meio de um filtro passa-baixa *Butterworth* de 4^a ordem e frequência de corte de 5 Hz definida por meio de uma análise espectral. Para definir o ciclo de marcha em solo e em água foram calculados a os valores de média e desvio padrão da linha de base a partir dos dados da força vertical antes do contato do pé. Assim, o início do ciclo da marcha foi definido como o mínimo local da curva que antecedia o momento em que a

força vertical ultrapassava o valor da média da linha de base, adicionado a quatro desvios padrão.

Os dados de solo e de água foram normalizados pelo peso corporal do indivíduo. Para a análise de confiabilidade foi utilizado o valor médio das três tentativas de cada componente²¹⁻²⁴.

Os componentes da FRS medidos foram do componente vertical (Fz), ântero-posterior (Fx) e médio-lateral (Fy). Valores máximos e mínimos foram selecionados nos perfis da curva para avaliar a confiabilidade dos parâmetros da marcha. Para o componente V o primeiro pico representa a resposta à carga (Fz1), o segundo ponto é o vale e representa o apoio médio (vale) e o segundo pico representa o apoio terminal (Fz2)¹⁷. Em se tratando do componente ML, consideram-se três magnitudes da curva em solo, o primeiro pico (Fy1) representa a máxima supinação, (Fy2) o aplainamento do pé e (Fy3) a pronação máxima¹⁷. Para o ambiente aquático, para o componente ML, foi observado que padrão de curva se diferencia do solo, desta forma, foram considerados dois pontos, o primeiro pico evidente (Fy1) o segundo pico (Fy2)²¹. Para o componente AP dois pontos foram selecionados, o pico posterior (Fx1) representando a fase de apoio inicial ou máxima frenagem e o pico anterior (Fx2) que demonstra a fase de apoio final ou máxima propulsão^{17,25}.

Ainda, foram analisadas as taxas de aceitação do peso (txa) e as taxas de propulsão (txp). Sendo que, a txa representa a forma pela qual o indivíduo amortece o primeiro impacto ao solo e a txp representa a forma como o indivíduo se impulsiona para dar o passo.

Análise Estatística

Foi utilizado o teste de *Shapiro-Wilk* para testar a distribuição normalidade. As variáveis que assumiram os pressupostos foram apresentadas em média e desvio padrão, enquanto as variáveis que não apresentaram, em mediana e seus respectivos quartis (25-75%).

Para a análise de confiabilidade teste-reteste foram utilizados: Coeficiente de Correlação Intraclasse - CCI (efeito aleatório – um fator) e o teste de concordância de *Bland-Altman*²⁶. Foi considerado o valor do CCI de

0,00 a 0,25 como pouca ou nenhuma correlação, de 0,26 a 0,49 como baixa correlação, de 0,50 a 0,69 como correlação moderada, de 0,70 a 0,89 como alta correlação e de 0,90-1,00 como correlação muito alta²⁷. O intervalo de confiança de 95% para cada valor do CCI foi calculado²⁸. Ainda foi calculado, por meio do CCI, o valor do SEM (*Standard Error of Measurement*) que mede a quantidade de erros que pode estar atribuída a amostra. Este valor também pode ser referido como uma estimativa da variabilidade em torno da média para a população de interesse num estudo. O SEM é calculado multiplicando o valor do desvio padrão do teste pela raiz quadrada da subtração de 1 pelo valor do CCI²⁹.

Incluem-se no teste de concordância de *Bland-Altman*²⁶: a diferença média entre as medidas (\bar{d}) e seus respectivos intervalos de confiança de 95% (IC 95% para \bar{d}), o desvio-padrão da diferença da média (DP \bar{d}) e os limites de concordância. Quanto mais próximo de zero a distribuição dos valores do teste de *Bland-Altman*, mais alta é a concordância¹³. Foram utilizados os programas estatísticos SPSS[®] (versão 22) e MedCalc[®] (versão 14.8.1).

RESULTADOS

As características antropométricas dos voluntários inclusos na avaliação teste-reteste da marcha são apresentadas na tabela 1.

Foram avaliados 50 indivíduos, destes 34 eram do gênero feminino e 16 do gênero masculino. Foi observado que 49 eram destros e apenas 1 canhoto, ainda, 33 realizaram o contato com a plataforma com o pé direito e 17 com o pé esquerdo.

Tabela 1: Medianas e seus quartis dos dados antropométricos dos sujeitos.

	Md	25%-75%
Idade (anos)	21	20 – 22
Massa (kg)	57,5	53 – 68
Estatura (m)	1,65	1,60 – 1,62
Massa água (kg)	12,5	9,9 – 19,2
Percentual massa*	20,9	17,6 – 29,7

*Refere-se ao percentual da massa fora da água. Md= mediana; kg=quilogramas; m=metros

A média, desvio padrão, SEM, mediana e os quartis dos componentes verticais, ântero-posteriores, médio-laterais e as taxas de aceitação e propulsão em solo são apresentados na tabela 2, 3 e 4 e na tabela 5, 6 e 7 estão os dados do ambiente aquático.

Tabela 2: Média, desvio padrão, SEM, mediana e quartis de Fz, Fx, txa e txp teste-reteste em solo (N/PC) (n=50).

			Teste	Reteste
	\bar{x} (DP)	SEM	Md (25%-75%)	Md (25%-75%)
Fz1(N/PC)	1,01(0,04)	0,01	1,01 (0,98 - 1,03)	1,02 (0,99 - 1,05)
Vale(N/PC)	0,84(0,05)	0,02	0,85 (0,82 - 0,90)	0,84 (0,78 - 0,88)
Fz2(N/PC)	1,10(0,05)	0,02	1,11 (1,03 - 1,14)	1,10 (1,06 - 1,14)
Fx1(N/PC)	-0,11(0,02)	0,01	-0,10 (-0,12 - -0,90)	0,11(-0,13 - -0,09)
Fx2(N/PC)	0,14(0,03)	0,01	0,13 (0,12 - 0,17)	0,15 (0,12 - 0,18)
Txa(N/PC/s)	3,77(0,78)	0,42	3,57 (3,44 – 3,85)	3,90 (3.46 - 4.48)
Txp(N/PC/s)	1,67(0,65)	0,40	1.44 (0.87 - 1.77)	1.61 (0.91 - 2.21)

Fz= componente vertical da FRS, Fx=componente AP da FRS; txa=taxa de aceitação;
txp= taxa de propulsão.

Tabela 3: Média, desvio padrão, SEM, mediana e quartis de Fy teste e reteste em solo para pé D (N/PC) (n=33).

			Teste	Reteste
	\bar{x} (DP)	SEM	Md (25%-75%)	Md (25-75%)
Fy1(N/PC)	-0,01(0,01)	0,06	-0,01 (-0,14 - -0,007)	-0,01(-0,15 - -0,007)
Fy2(N/PC)	0,03(0,01)	0,006	0,03 (0,18 - 0,35)	0,03 (0,25 - 0,47)
Fy3 (N/PC)	0,03(0,01)	0,006	0,03 (0,23 - 0,57)	0,03 (0,24 - 0,49)

Fy= componente ML da FRS.

Tabela 4: Média, desvio padrão, SEM, mediana e quartis de Fy teste e reteste em solo para o pé E (N/PC) (n=17).

			Teste	Reteste
	\bar{x} (DP)	SEM	Md (25%-75%)	Md (25%-75%)
Fy1(N/PC)	0,01(0,005)	0,002	0.01 (0,005 - 0,17)	0.01 (0,006 - 0,15)
Fy2(N/PC)	-0,03(0,01)	0,006	-0.04 (-0,04 - -0,02)	-0.04 (-0,05 - -0,02)
Fy3(N/PC)	-0,05(0,04)	0,02	-0.05 (-0,08 - -0,02)	-0.05 (-0,06 - -0,02)

Fy= componente ML da FRS;

Tabela 5: Média, desvio padrão, SEM, mediana e quartis de Fz, Fx, txa e tpx teste e reteste em água (n=50).

			Teste	Reteste
	\bar{x} (DP)	SEM	Md (25%-75%)	Md (25%-75%)
Fz1(N/PC)	0,25(0,06)	0,02	0,24 (0,12 - 0,29)	0,26 (0,21-0,32)
Vale(N/PC)	0,19(0,07)	0,03	0,18 (0,14 – 0,25)	0,19 (0,15 – 0,27)
Fz2(N/PC)	0,24(0,06)	0,02	0,23 (0,19- 0,30)	0,25 (0,20 – 0,31)
Fx1(N/PC)	0,06(0,01)	0,005	0,06 (0,05 - 0,07)	0,05 (0,05 -0,06)
Fx2(N/PC)	0,07(0,01)	0,004	0,07 (0,06 – 0,09)	0,08 (0,06 – 0,08)
Txa(N/PC/s)	0,71(0,35)	0,18	0,77(0,46 - 0,97)	0,66(0,52-1,54)
Tpx(N/PC/s)	0,31(0,20)	0,10	0,26 (0,13-0,40)	0,25(0,13-0,38)

Fz= componente V da FRS, Fx= componente AP da FRS; txa=taxa de aceitação; tpx= taxa de propulsão.-.

Tabela 6: Média, desvio padrão, SEM, mediana e quartis de eixo Fy teste e reteste para pé D em água (N/PC) (n=33).

			Teste	Reteste
	\bar{x} (DP)	SEM	Md (25%-75%)	Md (25%-75%)
Fy1(N/PC)	-0,005(0,01)	0,005	-0,007 (-0,01- 0,006)	-0,003 (-0,001 – 0,003)
Fy2(N/PC)	-0,007(0,01)	0,008	-0,001 (-0,004 – 0,002)	0,001 (-0,01 – 0,006)

Fy=componente ML da FRS;

Tabela 7: Média, desvio padrão, SEM, mediana e quartis de Fy teste e reteste em água para o pé E (N/PC) (n=17).

	Teste		Reteste	
	\bar{x} (DP)	SEM	Md (25%-75%)	Md (25%-75%)
Fy1(N/PC)	0,005(0,008)	0,005	-0,001(-0,004-0,0005)	-0,003 (-0,01- 0,008)
Fy2(N/PC)	-0,0004(0,013)	0,007	- 0,009(-0,008-0,01)	0,002(-0,01 – 0,11)

Fy=componente ML FRS.

As figuras 3 e 4 demonstram um exemplo das curvas médias e desvios padrão encontradas em solo e água respectivamente em um dos testes.

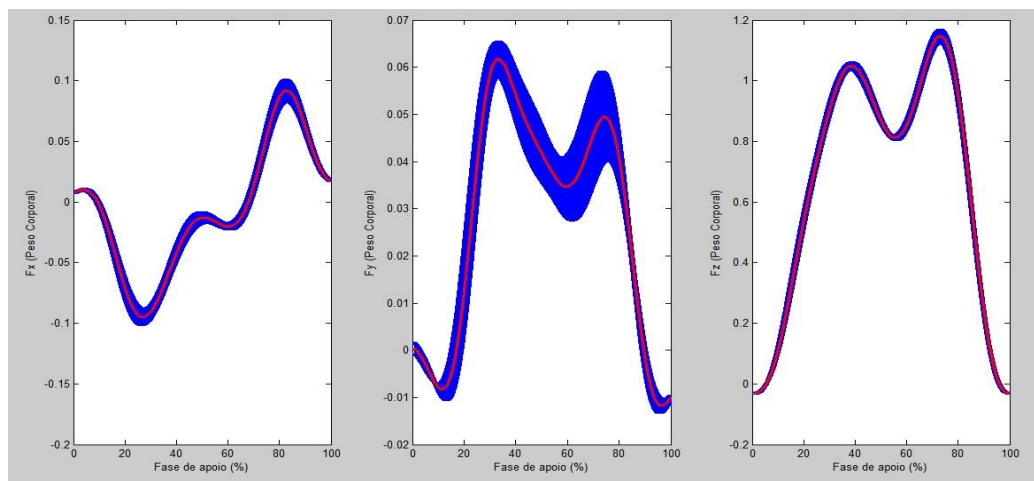


Figura 3: padrão de curva de Fx, Fy e Fz de um dos participantes em solo normalizado pelo peso corporal.

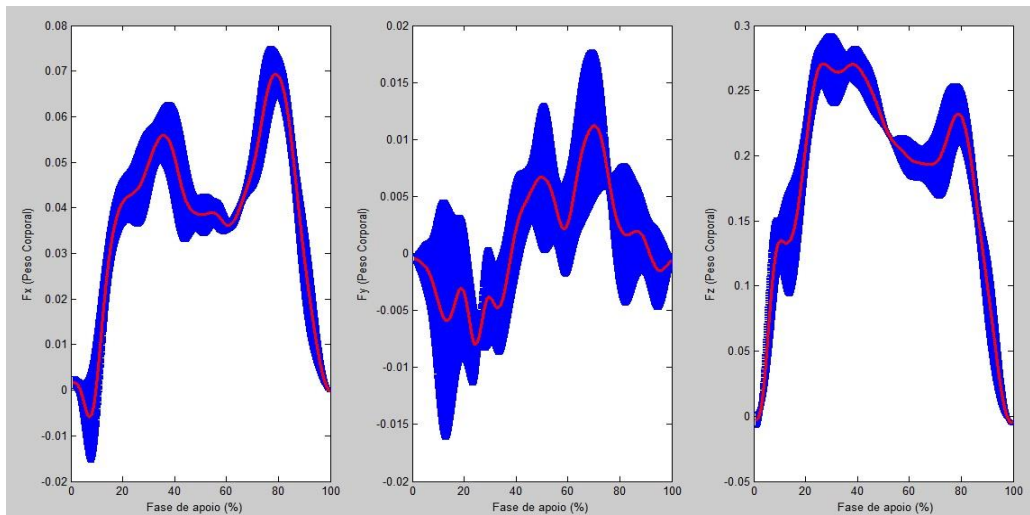


Figura 4: padrão de curva de Fx, Fy e Fz de um dos participantes em água normalizado pelo peso corporal.

Os valores da confiabilidade teste-reteste para o solo são mostrados na tabela 8, 9 e 10. Os valores para Fz1 foram considerados com alta confiabilidade $CCI_{(Fz1)} = 0,76$, com uma diferença da média $\bar{d}_{(Fz1)} = -0,007$, bem como para Fz2 que obteve valores $CCI_{(Fz2)} = 0,78$ e uma $\bar{d} = -0,001$, já para o vale os resultados demonstraram confiabilidade moderada, com o $CCI_{(vale)} = 0,66$ e CCI e uma diferença da média de $\bar{d}_{(vale)} = 0,01$.

Para a FRS AP foi encontrado um CCI moderado $CCI_{(Fx1, Fx2)} = 0,45-0,66$ com uma pequena diferença da média $\bar{d}_{(Fx1, Fx2)} = -0,001, -0,007$.

Já para o eixo ML a confiabilidade também foi moderada para ambos os pés $CCI_{(Fy1, Fy2 e Fy3)}$ entre 0,56 – 0,66 bem como pequenos valores para a diferença da média $\bar{d}_{(Fy1, Fy2 e Fy3)}$ entre -0,0003 e 0,004. Ainda em solo, para a taxa de aceitação o CCI foi alto $CCI_{(txa)} = 0,70$ com uma $\bar{d}_{(txa)} = -0,24$ e para a taxa de propulsão o CCI foi moderado $CCI_{(txp)} = 0,62$ e uma $\bar{d} = 0,20$.

Tabela 8: Teste de confiabilidade CCI e *Bland-Altman* em solo para Fz, Fx txa e txp (n=50).

	CCI (efeito aleatório-um fator)		<i>Bland-Altman</i>			
	CCI	[IC95%]	\bar{d}	IC95% da \bar{d}	DP da \bar{d}	LC 95%
Fz1	0,76	(0,581 – 0,864)	-0,007	-0,20 – 0,004	0,04	-0,11 - 0,09
Fz2	0,78	(0,427 - 0,814)	-0,001	-0,01 – 0,01	0,04	-0,11 - 0,11
Vale	0,66	(0,417- 0,811)	0,014	0,00003 – 0,02	0,05	-0,11 – 0,14
Fx1	0,54	(0,207 – 0,743)	0,006	-0,001 – 0,014	0,02	-0,05 - 0,07
Fx2	0,69	(0,471 – 0,829)	-0,007	-0,018 – 0,002	0,03	-0,09 – 0,07
Txa	0,70	(0,480-0,832)	-0,24	-0,45 – -0,030	0,72	-2,03 – 1,53
Txp	0,62	(0,347-0,789)	0,20	-0,41 – -0,008	0,70	-1,94 – 1,52

CCI = Coeficiente de Correlação Intraclasse; IC 95% =intervalo de confiança de 95%; \bar{d} = diferença da média; DP da \bar{d} = desvio padrão da diferença; LC = limites da concordância; Fz= componente V da FRS, Fx=componente AP da FRS; txa= taxa de aceitação; txp= taxa de propulsão.

Tabela 9: Teste de confiabilidade CCI e *Bland-Altman* para Fy pé D em solo (n=33).

	CCI (efeito aleatório-um fator)		<i>Bland-Altman</i>			
	CCI	[IC95%]	\bar{d}	IC95% da \bar{d}	DP da \bar{d}	LC 95%
Fy1	0,57	(0,148-0,790)	-0,001	-0,005 – 0,002	0,01	-0,03 - 0,02
Fy2	0,60	(-0,784 - 0,532)	-0,004	-0,009 – 0,0006	0,01	-0,03 – 0,03
Fy3	0,59	(0,193-0,801)	0,001	-0,003 – 0,007	0,01	-0,03 – 0,04

CCI = Coeficiente de Correlação Intraclasse; IC 95% =intervalo de confiança de 95%; \bar{d} = diferença da média; DP da \bar{d} = desvio padrão da diferença; LC = limites da concordância; Fy=componente ML da FRS.

Tabela 10: Teste de confiabilidade CCI e *Bland-Altman* em solo para Fy pé E (n=17).

	CCI (efeito aleatório-um fator)		<i>Bland-Altman</i>			
	CCI	[IC95%]	\bar{d}	IC95% da \bar{d}	DP da \bar{d}	LC 95%
Fy1	0,66	(0,090 – 0,877)	-0,0003	-0,003 – 0,002	0,006	-0,01 - 0,01
Fy2	0,58	(-0,114– 0,849)	0,004	-0,003 – 0,012	0,01	-0,03 – 0,04
Fy3	0,67	(0,110-879)	-0,008	-0.025 – 0,008	0,003	-0,01 – 0,08

CCI = Coeficiente de Correlação Intraclasse; IC 95% = intervalo de confiança de 95%; \bar{d} = diferença da média; DP da \bar{d} = desvio padrão da diferença; LC = limites da concordância; Fy=componente ML da FRS.

As tabelas 11, 12 e 13 demonstram os valores da confiabilidade teste-reteste para a água. No ambiente aquático foi encontrada uma alta confiabilidade para o eixo vertical, CCI_(Fz1, vale e Fz2) entre 0,75 e 0,87 com uma \bar{d} _(Fz1, vale e Fz2) =-0,01 para as três forças. Para a FRS AP a confiabilidade encontrada também foi considerada alta CCI_(Fx1, Fx2) =0,72 e 0,76 e a \bar{d} _(Fx1, Fx2)=0,0002 e 0,003.

Para o componente médio-lateral com o pé D foi observada a confiabilidade variando de pouca para moderada CCI_(Fy1, Fy2) =0,205-0,689, com a \bar{d} _(Fy1, Fy2)=-0,004 e -0,001, já para o pé esquerdo a confiabilidade variou de baixa para moderada, CCI_(Fy1,Fy2)=0,40 e 0,57, com a \bar{d} _(Fy1,Fy2)=-0,004 e 0,003. Já a taxa de aceitação obteve confiabilidade alta com um CCI_(txa) =0,71 e \bar{d} _(txa)=-0,008 bem como a taxa de propulsão que também obteve altos valores de confiabilidade CCI_(txa) =0,73 e \bar{d} _(txp) =0,03.

Tabela 11: Teste de confiabilidade CCI e *Bland-Altman* em água para Fz, Fx txa e tpx (n=50).

	CCI (efeito aleatório-um fator)		<i>Bland-Altman</i>			
	CCI	[IC95%]	\bar{d}	IC95% da \bar{d}	DP da \bar{d}	LC 95%
Fz1	0,87	(0,782 – 0,929)	-0,01	-0,02 – 0,002	0,04	-0,12 - 0,10
Fz2	0,85	(0,750- 0,919)	-0,01	-0,02 – 0,001	0,04	-0,13 - 0,10
Vale	0,75	(0,568 – 0,86	-0,01-	0,03 – 0,002	0,06	-0,17 – 0,14
Fx1	0,72	(0,512 – 0,842)	0,003	0,00002 – 0,006	0,01	-0,02 - 0,07
Fx2	0,76	(0,591 – 0,86	0,0002	-0,004 – 0,005	0,01	-0,04 - 0,04
Txa	0,71	(0,505 – 0,840)	-0,008	-0,10 – 0,08	0,34	-0,85 - 0,33
Tpx	0,73	(0,530-0,848)	0,03	-0,01 – 0,07	0,17	-0,39 - 0,45

CCI = Coeficiente de Correlação Intraclasse; IC 95% =intervalo de confiança de 95%; \bar{d} = diferença da média; DP da \bar{d} = desvio padrão da diferença; LC = limites da concordância; Fz= componente V da FRS, Fx=componente AP da FRS; txa=taxa de aceitação; tpx= taxa de propulsão

Tabela 12: Teste de confiabilidade CCI e *Bland-Altman* em água para Fy pé D (n=33).

	CCI (efeito aleatório-um fator)		<i>Bland-Altman</i>			
	CCI	[IC95%]	\bar{d}	IC95% da \bar{d}	DP da \bar{d}	LC 95%
Fy1	0,68	(0,375-0,846)	-0,001	-0,0004 – 0,003	0,01	-0,02 - 0,02
Fy2	0,20	(-0,298-0,606)	-0,004	-0,013 – 0,008	0,03	-0,09 – 0,09

CCI = Coeficiente de Correlação Intraclasse; IC 95% =intervalo de confiança de 95%; \bar{d} = diferença da média; DP da \bar{d} = desvio padrão da diferença; LC = limites da concordância; Fy=componente ML da FRS.

Tabela 13: Teste de confiabilidade CCI e *Bland-Altman* em água para Fy pé E (n=17).

	CCI	<i>Bland-Altman</i>			
	(efeito aleatório-um fator)				
	CCI [IC95%]	\bar{d}	IC95% da \bar{d}	DP da \bar{d}	LC 95%
Fye1	0,59(-0,086 – 0,853)	0,003	-0,002 – 0,01	0,01	-0,03 - 0,03
Fye2	0,40 (-0,618– 0,781)	-0,004	-0,020 – 0,01	0,03	-0,09 – 0,08

CCI = Coeficiente de Correlação Intraclasse; IC 95% =intervalo de confiança de 95%; \bar{d} = diferença da média; DP da \bar{d} = desvio padrão da diferença; LC = limites da concordância; Fy=componente ML da FRS.

DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a confiabilidade teste-reteste dos parâmetros cinéticos da marcha por meio de plataformas de força aquática e terrestre. Este estudo utilizou para verificar a confiabilidade o CCI e o método de *Bland-Altman*²⁶, uma vez que o CCI isoladamente não promove informação suficiente sobre a confiabilidade das medidas devido: à influência da magnitude da variação entre-sujeitos; por não demonstrar a indicação do valor medido ou suas variações e do erro da medida e impossibilidade de ser interpretado clinicamente. Por outro lado, o teste de *Bland-Altman* fornece uma figura na qual o tamanho e a amplitude das diferenças nas medidas podem ser interpretados facilmente, observando-se erros ou *outliers*³⁰. Além disso, este método apresenta os valores do intervalo de confiança para a diferença da média e os limites de concordância. Estes dados, respectivamente, indicarão os erros nas medidas e podem mostrar uma interpretação sobre a confiabilidade de um instrumento¹³.

Em geral, os resultados encontrados demonstraram variabilidade nos valores dos componentes da marcha com valores de CCI entre 0,57-0,76 no solo e 0,19-0,86 na água. Portanto, a confiabilidade variou de baixa a alta. Já os valores de SEM ficaram próximos de zero, com valores

entre 0,002 – 0,42; estes baixos valores encontrados tanto para o ambiente terrestre quanto para o ambiente aquático permitiram verificar que a quantidade de erros atribuída à amostra foi pequena²³.

Em solo percebeu-se que a variável mais confiável foi a FRS V, o que corrobora com estudos de outros autores^{17,19,20}. Este componente tem sido o mais utilizado na literatura quando se quer avaliar a FRS na marcha por ser um dos principais influenciadores da sobrecarga do aparelho locomotor.³¹

De acordo com Redfern *et al.*³² a baixa confiabilidade para a FRS ML pode estar associada ao posicionamento do pé que varia de um indivíduo e pode variar também de uma tentativa para outra com o mesmo indivíduo. Outro fator que pode ter influenciado na menor confiabilidade deste parâmetro é que com a caminhada em uma maior velocidade há um aumento da discrepância dos padrões da marcha o que provoca uma maior variabilidade para todos os componentes. A marcha neste estudo foi auto-selecionada, assim pode ter ocorrido diferenças da velocidade média linear entre alguns indivíduos, promovendo uma maior variabilidade da FRS-ML³³⁻³⁶. Kadaba *et al.*,²⁰ atribuíram a maior parte da variabilidade da FRS ML a fatores fisiológicos dos indivíduos pois o erro do sistema da plataforma foi muito pequeno de uma sessão para a outra. Contudo, os valores de SEM para este componente obtiveram os menores valores entre 0,06 e 0,002. Fortin *et al.*,²⁰ encontraram os valores mais baixos de SEM também para este componente seguido do componente ântero-posterior e vertical

O componente AP em solo apresentou valores de CCI moderados, o que contrasta com estudos anteriores que encontraram um coeficiente de correlação múltipla variando de 0,956 – 0,997 e ainda, outro estudo que encontrou um CCI variando entre 0,81-0,82, ou seja, ambos os estudos apresentaram alta confiabilidade para este componente da FRS^{19,20}. Embora os valores de CCI tenham demonstrado confiabilidade moderada, pode-se perceber que a diferença da média foi muito pequena ($\bar{d} = 0,006$ e $\bar{d} = -0,007$). Estes valores demonstram que há pouca variabilidade dentre os dados de Fx1 e Fx2, assim, isto comprova que os valores encontrados para o componente AP são confiáveis.

Foi observado na água diferenças entre o solo para os perfis da curva bem como para os valores da FRS. Isto por conta da mecânica de

fluidos, como a força de flutuação que reduz o peso corporal e, conseqüentemente, as forças aplicadas sobre a plataforma de força são diminuídas. Isto promove uma redução do componente FRS V em 60-70%, quando comparado a um indivíduo caminhando em terra³⁴. Quando esta força é somada a força de arrasto pode-se observar ainda a redução da velocidade na água, em cerca de 36%, uma vez que o indivíduo terá dificuldade em se locomover para frente³⁹. Desta forma, a FRS na água pode ser controlada por meio da altura de submersão da água³⁷.

Foi observado ainda que para o componente AP, o perfil de curva foi diferente que em solo, não ficou evidente as fases de aceleração e desaceleração como é observado no ambiente terrestre. Foram verificados dois picos positivos ao invés de um vale negativo seguido de um pico positivo. Ao vencer a resistência da água, o sujeito gera apenas a fase de aceleração da marcha. Assim entende-se que a marcha na água necessite de uma menor força de frenagem do movimento pela maior resistência do meio aquático decorrente da força de arrasto. A possibilidade de sustentação oferecida pela água fez com que os sujeitos modificassem a fase de apoio, realizando desta forma, somente a fase positiva^{39,41}.

No caso do componente ML, não houve um padrão definido de curva na água, o que pode estar relacionado a diferença na colocação dos pés de uma tentativa para outra³². Foi encontrado na literatura apenas um estudo que avaliou o componente ML da marcha em água e o autor apenas relata que o perfil de curva é diferente quando comparado ao solo³⁷. É sabido que o movimento da marcha apresenta mais instabilidade nos movimentos médio-laterais quando comparado aos movimentos ântero-posteriores⁴². Quando em ambiente aquático, além desta instabilidade nos movimentos médio-laterais, há a presença dos princípios físicos da água, como o empuxo, viscosidade e fluxo turbulento que promovem alterações na maneira como o indivíduo se locomove. O fluxo turbulento, por sua vez, promove uma oscilação irregular no meio quando há um movimento, como a marcha, assim, isto somado a instabilidade médio-lateral da marcha, pode influenciar nos movimentos do tornozelo, fazendo com que esta articulação comporte-se de maneira irregular^{43,44}.

Foi observado ainda, que os valores encontrados para a FRS ML demonstraram baixas amplitudes dentro do ambiente aquático, com um valor médio variando entre -0,0004 e 0,005. Sutherland *et al.*⁴⁵ sugere que o maior papel da articulação do tornozelo na marcha é mais de suportar o peso do corpo do que impulsionar o corpo para frente quando se caminha. Como no ambiente aquático há a presença da força de flutuação que diminui o peso do indivíduo, há uma menor necessidade da articulação do tornozelo de fornecer suporte na água^{38,45}.

Os valores de confiabilidade para os componentes de FRS da marcha aquática variaram e o componente que obteve maiores valores de confiabilidade foi o vertical que apresentou um alto CCI bem como baixos valores de diferença da média. Os valores de SEM encontrados variaram entre 0,004 – 0,18 com os menores valores para o eixo AP (0,004 e 0,005).

Estes achados corroboram com estudos de confiabilidade realizados em solo, nas quais os maiores valores foram encontrados para a FRS V^{19,20}. Para o componente AP foi encontrado confiabilidade variando de moderada para alta, o que também vai de encontro com os estudos da literatura em solo, que encontraram baixa variabilidade para este componente^{19,20}.

O componente ML foi o que apresentou maior variabilidade na água com os menores valores de confiabilidade. Os valores de CCI variaram de baixa confiabilidade para moderada (entre 0,20 a 0,69) e isto foi observado por outros autores, no ambiente terrestre, que atribuíram esta alta variabilidade a fatores intrínsecos do indivíduo. Ainda, há no ambiente, os efeitos da força de arrasto, flutuação e fluxo turbulento que podem promover variabilidade neste componente^{44,46}. De acordo com Hamill e Knutzen⁴⁶, a FRS ML do solo é extremamente variável e não tem padrão consistente de um indivíduo para outro; eles ainda ressaltam que é muito difícil interpretar esse componente de força sem um registro de vídeo ou filme do contato do pé. Outro fator que pode estar relacionado com a baixa confiabilidade no componente ML da FRS pode estar relacionado com a escolha do pico da curva que é selecionado. Como na água este componente não segue um perfil de curva, pois é muito variável de um sujeito para o outro, é possível que o ponto escolhido no perfil da curva não seja o mais adequado aumentando assim a variabilidade.

No que se diz respeito às taxas de produção de força, foi observado valores moderados de CCI. É conhecido que a taxa de aceitação é influenciada pelo tempo que o indivíduo realiza a marcha, uma vez que sua fórmula prediz que o tempo é inversamente proporcional à taxa. Desta forma, quanto mais rápido o indivíduo caminhar, menor será o tempo e consequentemente maior será sua taxa, assim, como a velocidade da marcha foi auto-selecionada neste estudo, isto pode ter influenciado nos valores deste componente, devido à variabilidade que pode ter acontecido no tempo entre uma tentativa e outra. Isto acontece na taxa de propulsão que também obtiveram valores de confiabilidade moderados pelo mesmo motivo, uma vez que sua equação conceitualmente é definida por $Fz2$ dividida pelo tempo⁴⁸.

Já no ambiente aquático, os valores de CCI foram altos para txa e txp , o que pode ser justificado por algumas propriedades físicas da água, como força de arrasto. É sabido que o indivíduo caminha velocidade aproximadamente 30% menor em água⁴⁰, assim, uma menor velocidade promove uma menor discrepância dos padrões de marcha que causa uma menor variabilidade dos parâmetros cinéticos²⁷⁻³⁰. Já quando observamos os valores da txa e txp em água e solo, podemos verificar que os valores foram inferiores na água e isto se deve principalmente ao fato de que a $Fz1$ é em média 70% menor em água, assim consequentemente os valores das taxas serão menores.

O intervalo de tempo entre as medidas também pode ter influenciado a confiabilidade dos dados. Este estudo utilizou um período de 48 horas entre um teste e outro. Estudos sugerem que testes realizados no mesmo dia podem apresentar melhor confiabilidade quando comparado a teste realizado entre dias⁴⁵. Nenhum dos autores citados utilizaram um período de tempo para o teste- reteste semelhante a este estudo. Kadaba *et al.*,¹⁹ realizaram os testes no mesmo dia e também em três dias diferentes com uma semana de intervalo entre os dias, Fortin *et al.*²⁰ realizaram os testes variando entre 5 a 10 dias de intervalo. Desta forma, esta discrepância do tempo entre teste e reteste pode ser um dos fatores que levaram a diferença nos valores de confiabilidade deste estudo com os demais.

Implicações para prática clínica

Os componentes vertical, ântero-posterior e as taxas de produção de força medidos por meio da plataforma de força são medidas confiáveis para se avaliar a marcha em solo; deve-se ter cautela para avaliar o componente médio-lateral da marcha neste ambiente.

Os componentes verticais e ântero-posteriores bem como as taxas de aceitação e propulsão são medidas confiáveis para se avaliar a marcha na água por meio de plataformas de força, contudo, o deslocamento médio-lateral não se mostrou confiável. Estas medidas poderiam ser consideradas como desfechos clínicos tanto em estudos de casos como em ensaios clínicos.

Limitações do estudo

Este estudo apresentou algumas limitações como a falta de controle da velocidade da marcha, a não padronização do membro de contato na plataforma e ainda a ausência do cálculo para o coeficiente de arrasto do membro que oscilava durante a fase de apoio do membro na plataforma.

CONCLUSÃO

A avaliação da confiabilidade teste-reteste dos parâmetros cinéticos da marcha em ambiente terrestre e aquático demonstraram que em solo a confiabilidade foi de moderada a alta com baixas diferenças, sendo o eixo com menor variabilidade o vertical. Em água a confiabilidade apresentou altos valores também para o componente vertical bem como baixos valores da diferença da média no eixo médio-lateral. Desta forma, deve-se ter cautela ao utilizar a plataforma de força para verificar a FRS médio-lateral em solo, mas principalmente em água, onde a confiabilidade foi baixa. Ainda observou-se que na água os valores obtidos são menores evidenciando que o empuxo e a redução da descarga de peso os alteram.

Referências

- 01- Perry J. Análise de Marcha: marcha normal. 1ª ed. São Paulo, SP: Manole, 2005.
- 02- Zajac FE, Neptune RR, Kautz S. Biomechanics and muscle coordination of human walking Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*. 2002; 16: 215-232.
- 03- Kermoian R, Johanson ME, Butler EE, Skinner S. Development of gait. In: Rose J, Gamble JG. *Human Walking*. 3ª ed. Philadelphia: Lippincott William e Wilkins: 2006.
- 04- Butts NK, Tucker M, Greening C. Physiologic responses to maximal treadmill and deep water running in men and women. *Am J Sports Med*. 1991; 19: 612–614.
- 05- Den Otter AR, Geurts AC, Mulder T, Duysens J. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait Posture*. 2004; 19: 270–278.
- 06- Harrison RA, Hillman M, Bustrade S. Loading of the lower limb when walking partially immersed: implications for clinical practice. *Physiotherapy*. 1992; 78: 164-166.
- 07- Suomi R, Collier D. Effects of arthritis exercise programs on functional fitness and perceived activities of daily living measures in older adults with arthritis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004; 84: 1589–1594.
- 08- Lee BA, Oh DJ. The effects of aquatic exercise on body composition, physical fitness, and vascular compliance of obese elementary students. *J Exerc Rehabil*. 2014;10(3):184-90.
- 09- Lim HS, Roh SY, Yoon S. An 8-week Aquatic Exercise Program is Effective at Improving Gait Stability of the Elderly. *J Phys Ther Sci*. 2013; 25(11):1467-70
- 10- Cuesta-Vargas A, García-Romero JC, Arroyo-Morales M, Diego-Acosta, AM, Daly DJ. Exercise, manual therapy, and education with or without high-intensity deep-water running for nonspecific chronic low back pain: a pragmatic randomized controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil*. 2011; 90(7): 526-34.

- 11- Kreighbaum E, Barthels K. Biomechanics: a qualitative approach for studying human movement. 4^a ed. Michigan, USA: Allyn & Bacon. 1996.
- 12- Barela AMF, Duarte M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. Braz J of Motor Behavior, 2011; 6(1): 56-61.
- 13- Rankin G, Stokes M. Reliability of assessment tools in rehabilitation: an illustration of appropriate statistical analyses. Clin Rehabil. 1998; 12(3): 187-99.
- 14- Portney LG, Watkins MP. Reliability; in Prentice-Hall (Ed.): Foundations of clinical research applications to practice. 3a ed. New Jersey. Upper Saddle River. 2000.
- 15- Lexell JE, Downham DY. How to assess the reliability of measurements in rehabilitation. AM J Phys Med Rehabil. 2005; 84(9): 719-23.
- 16- Reed LF, Urry SR, Wearing SC. Reliability of spatiotemporal and kinetic gait parameters determined by a new instrumented treadmill system. BMC Musculoskelet Disord. 2013; 21(14):249-259.
- 17- White R, Agouris I, Selbie RD, Kirkpatrick M. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1999;14(3):185-92.
- 18- Whittle M. *Gait analysis: an introduction*. 4^a ed. Edinburgh: Butterworth Heinemann; 2007.
- 19- Fortin C, Nadeau S, Labelle H. Inter-trial and test–retest reliability of kinematic and kinetic gait parameters among subjects with adolescent idiopathic scoliosis. Eur Spine J. 2008; 17: 204–216.
- 20- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GV. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. J Orthop Res. 1989;7(6):849-60.
- 21- Grainger J, Norman C, Winter D, Bobet J. Day to day reproducibility of selected biomechanical variables calculated from film data. In: Matsui H, Kobayashi K, editors. Biomechanics VIII A & B. Champaign, Ill: Human Kinetic Publishers, 1983:1239–47.
- 22- Hughes J, Pratt L, Linge K, Clarke P, Klenerman L. Reliability of pressure measurements: the EMED F system. Clin Biomech 1991;6:14–8.

- 23- Winter DA. Kinematic & kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. *Hum Mov Sci* 1984;3:51–76.
- 24- Diss, C E. The reliability of kinetic and kinematic variables used to analysis normal running gait. *Gait Posture*. 2001 Oct;14(2):98-103.
- 25- Miyoshi T, Shirota T, Yamamoto S, Nakazawa K, Akai M. Effect of the walking speed to the lower limb joint angular displacements, joint moments and ground reaction forces during walking in water. *Disabil Rehabil*. 2004;17;26(12):724-32
- 26- Bland JM, Altman D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*. 1986; 327(8476): 307-10.
- 27- Domholdt E. *Rehabilitation research: principles and applications*, 3rd ed., Philadelphia: Elsevier Saunders; 2005
- 28- Chen YL. Accuracy and repeatability of the stick marker technique for external measurement of the sacral angle during trunk flexion. *Int J Ind Ergon*. 2000;26:101-7.
- 29- Jewell, DV. *Guide to evidence-based physical therapist practice*. 2^a ed. Sudbury. Jones e Bartlett Learning. 2011
- 30- Nusbaum L, Natour J, Ferraz MB, Goldenberg J. Translation, adaptation and validation of the Roland-Morris questionnaire - Brazil Roland-Morris. *Braz J Med Biol Res*. 2001; 34: 203-10.
- 31- Amadio Ac, Duarte M. *Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento*. São Paulo: Laboratório de Biomecânica da EEFEUSP; 1996.
- 32- Redfern MS, Schumann T. A model of foot placement during gait. *J Biomech*. 1994 ;27(11): 1339-46.
- 33- Lafuente R, Belda JM, Sánchez-Lacuesta J, Soler C, Poveda R, Prat J. Quantitative assessment of gait deviation: contribution to the objective measurement of disability. *Gait Posture*. 2000; 11(3): 191-8.
- 34- Kyröläinen H, Belli A, Komi PV. Biomechanical factors affecting running economy. *Med Sci Sports Exerc*. 200; 33(8): 1330-7.
- 35- Silverman AK, Fey NP, Portillo A, Walden JG, Bosker G, Neptune RR. Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in response to increasing steady-state walking speeds. *Gait Posture*. 2008; 28(4): 602-9.

- 36- Wilken JM, Rodriguez KM, Brawner M, Darter BJ. Reliability and Minimal Detectable Change values for gait kinematics and kinetics in healthy adults. *Gait Posture*. 2012; 35(2): 301-7.
- 37- Miyoshi T, Shirota T, Yamamoto S, Nakazawa K, Akai M. Effect of the walking speed to the lower limb joint angular displacements, joint moments and ground reaction forces during walking in water. *Disabil Rehabil*. 2004;17;26(12):724-32.
- 38- Orselli MI, Duarte M. Joint forces and torques when walking in shallow water. *J Biomech*. 2011; 7;44(6):1170-5.
- 39- Carneiro LC, Haupenthal A, Schütz GR, Souza PV, Tavares GMS, Roesler H. Características cinemáticas e dinamométricas da marcha de crianças em ambiente aquático. *Fisioter Mov*. 2009;22(3):427-438.
- 40- Barela AM, Stolf SF, Duarte M. Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006; 16(3): 250-6.
- 41- Roesler H, Haupenthal A, Schutz GR, Souza PV. Análise das forças de reação do solo na marcha de adultos a 1,3m de imersão. *Fisioter Mov*. 2005;18(4):21-31.
- 42- Kuo AD, Donelan JM. Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Phys Ther*. 2010 Feb;90(2):157-74.
- 43- Becker BE, Cole AJ. *Terapia Aquática Moderna*. São Paulo: Manole, 2000.
- 44- Sutherland, D.H., Cooper L., Daniel D. The role of the ankle plantar flexors in normal walking. *J Bone Joint Surg. Am*. 1980, 62, 354–363: 21-24
- 45- Bates A, Hanson N. *Exercícios aquáticos terapêuticos*. 1ª ed. São Paulo: Manole; 1998
- 46- Hamill J, Knutzen KM. *Bases biomecânicas do movimento humano*. 3ª ed. São Paulo: Manole; 2011.
- 47- Sacco IC, Sartor CD, Cacciari LP, Onodera AN, Dinato RC, Pantaleão E Jr. *Gait Posture*. 2012; 36(2):312-5.
- 48- Doyle TL, Newton RU, Burnett AF. Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86(10):2034-40.

CONCLUSÃO GERAL

Conclui-se que o uso da plataforma de força para avaliar a marcha é confiável para alguns parâmetros como componente vertical, componente ântero-posterior, taxa de aceitação e taxa de propulsão tanto em ambiente aquático quanto em ambiente terrestre em indivíduos jovens saudáveis. No entanto, quando se quer avaliar por meio da plataforma de força o componente médio-lateral da marcha nesta população deve-se ter cautela, principalmente no ambiente aquático, onde a confiabilidade se mostrou baixa.

ANEXOS

ANEXO A

Normas da revista *Gait & Posture*

PREPARATION

Introduction

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

1. Article types accepted are: Original Article (Full paper or Short Communication), Review Article, Technical Note, Book Review. Word limits are as follows: Full paper 3,000 words plus no more than 5 figures/tables in total; Short Communication or Technical Note 1,200 words plus no more than 3 figures/tables in total. The word limits are non-inclusive of figures, tables, references, and abstracts. If the Editor feels that a paper submitted as a Full Paper would be more appropriate for the Short Communications section, then a shortened version will be requested. References should be limited to 30 for Full Papers and Reviews, 15 for Short Papers and 10 for Technical Notes. An abstract not exceeding one paragraph of 250 words should appear at the beginning of each Article. The recommended word limit for Review Papers is 6,000 words. Authors must state the number of words when submitting.
2. All publications will be in English. Authors whose 'first' language is not English should arrange for their manuscripts to be written in idiomatic English **before** submission. A concise style avoiding jargon is preferred.
3. Authors should supply up to five keywords that may be modified by the Editors.

AUTHOR INFORMATION PACK 7 Sep 2014 www.elsevier.com/locate/gaitpost
7

4. Acknowledgements should be included in the title page. Include external sources of support.
5. The text should be ready for setting in type and should be **carefully checked** for errors. Scripts should be typed double-spaced on one side of the paper only. Please do not underline anything, leave wide margins and number every sheet.
6. All illustrations should accompany the typescript, **but not** be inserted in the text. Refer to photographs, charts, and diagrams as 'figures' and number

consecutively in order of appearance in the text. Substantive captions for each figure explaining the major point or points should be typed on a separate sheet.

7. Tables should be presented on separate sheets of paper and labelled consecutively but the captions should accompany the table.

8. Authors should also note that files containing text, figures, tables or multimedia data can be placed in a supplementary data file which will be accessible via ScienceDirect (see later section for further details).

9. When submitting your paper please ensure that you separate any identifying author or institution of origin names and details and place them in the title page (with authors and addresses). Submissions including identifying details in the manuscript text will be returned to the author.

Illustrations

Authors are required to provide electronic versions of their illustrations. Information relating to the preferred formats for artwork may be found at <http://www.elsevier.com/wps/find/authors.authors/authorartworkinstructions>.

What information to include with the manuscript

Having read the criteria for submissions, authors should specify in their letter of transmittal whether they are submitting their work as an Original Article (Full Paper or Short Communication), Review Article, Technical Note, or Book Review. Emphasis will be placed upon originality of concept and execution. Only papers not previously published will be accepted. Comments regarding articles published in the Journal are solicited and should be sent as "Letter to the Editor". Such Letters are subject to editorial review. They should be brief and succinct. When a published article is subjected to comment or criticism, the authors of that article will be invited to write a letter or reply. A letter of transmittal must include the statement, "Each of the authors has read and concurs with the content in the final manuscript. The material within has not been and will not be submitted for publication elsewhere except as an abstract." The letter of transmittal must be from all co-authors.

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.

All contributors who do not meet the criteria for authorship as defined above should be listed in an acknowledgements section. Examples of those who might be acknowledged include a person who provided purely technical help, writing assistance, or a department chair who provided only general support. Authors should disclose whether they had any writing assistance and identify the entity that paid for this assistance.

Work on human beings that is submitted to *Gait & Posture* should comply with the principles laid down in the Declaration of Helsinki; Recommendations guiding physicians in biomedical research involving human subjects. Adopted by the 18th World Medical Assembly, Helsinki, Finland, June 1964, amended by the 29th World Medical Assembly, Tokyo, Japan, October 1975, the 35th World Medical Assembly,

Venice, Italy, October 1983, and the 41st World Medical Assembly, Hong Kong, September 1989. The manuscript should contain a statement that the work has been approved by the appropriate ethical committees related to the institution(s) in which it was performed and that subjects gave informed consent to the work. Studies involving experiments with animals must state that their care was in accordance with institution guidelines. Patients' and volunteers' names, initials, and hospital numbers

should not be used. AUTHOR INFORMATION PACK 7 Sep 2014 www.elsevier.com/locate/gaitpost 8. At the end of the text, under a subheading "Conflict of interest statement" all authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organisations 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.

All sources of funding should be declared as an acknowledgement. Authors should declare the role of study sponsors, if any, in the study design, in the collection, analysis and interpretation of data; in the writing of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. If the study sponsors had no such involvement, the authors should so state. Authors are encouraged to suggest referees although the choice is left to the Editors. If you do, please supply their postal address and email address,

if known to you. Please note that papers are subject to single-blind review whereby authors are blinded to reviewers.

Randomised controlled trials

All randomised controlled trials submitted for publication in *Gait & Posture* should include a completed Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) flow chart. Please refer to the CONSORT statement website at <http://www.consort-statement.org> for more information. The Journal has adopted the proposal from the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) which require, as a condition of consideration for publication of clinical trials, registration in a public trials

registry. 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. For this purpose, a clinical trial is defined as any research project that prospectively assigns human subjects to intervention or comparison groups to study the cause-and-effect relationship between a medical intervention and a health outcome. Studies designed for other purposes, such as to study pharmacokinetics or major toxicity (e.g. phase I trials) would be exempt. Further information can be found at www.icmje.org.

Review and Publication Process

1. You will receive an acknowledgement of receipt of the manuscript by the Editorial Office before the manuscript is sent to referees. Please contact the Editorial Office if you do not receive an acknowledgement. Following assessment one of the following will happen:

A: The paper will be accepted directly. The corresponding author will be notified of acceptance by email or letter. The Editor will send the accepted paper to Elsevier for publication.

B: The paper will be accepted subject to minor amendments. The corrections should be made and the paper returned to the Editor for checking. Once the paper is accepted it will be sent to production.

C: The paper will be rejected outright as being unsuitable for publication in *Gait and Posture*.

2. By submitting a manuscript, the authors agree that the copyright for their article is transferred to the publisher if and when the article is accepted for publication. (<http://www.elsevier.com/wps/find/authorshome.authors/copyright>).

3. Page proofs will be sent to the corresponding author for correction, although at this stage any changes should be restricted to typographical errors. Other than these, any substantial alterations may be charged to the authors. Proofs will be sent preferably by e-mail as a PDF file (although they can be sent by overland post) and must be rapidly checked and returned. Please ensure that all corrections are sent back in one communication. Subsequent corrections will not be possible.

4. An order form for reprints will accompany the proofs.

Essential title page information

- ***Title.*** Concise and informative. Titles are often used in information-retrieval systems. Avoid

abbreviations and formulae where possible.

AUTHOR INFORMATION PACK 7 Sep 2014 www.elsevier.com/locate/gaitpost
9

- ***Author names and affiliations.*** Where the family name may be ambiguous (e.g., a double name), please indicate this clearly. 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 phone numbers (with country and area code) are provided in addition to the e-mail address and the complete postal address.**

Contact details must be 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.

Highlights

Highlights are mandatory for this journal. They consist of a short collection of bullet points that convey the core findings of the article and should 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). See <http://www.elsevier.com/highlights> for examples.

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.

References

Indicate references to the literature in the text by superior Arabic numerals that run consecutively through the paper in order of their appearance. Where you cite a reference more than once in the text, use the same number each time. References should take the following form:

AUTHOR INFORMATION PACK 7 Sep 2014 www.elsevier.com/locate/gaitpost
10

1. Amis AA, Dawkins GPC. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg [Br]* 1991; 73B: 260-267
2. Insall JN. *Surgery of the Knee*. New York: Churchill Livingstone; 1984
3. Shumway-Cook A, Woollacott M. *Motor Control: Theory and Practical Applications*. Baltimore: Williams and Wilkins; 1995.

Please ensure that references are complete, i.e. that they include, where relevant, author's name, article or book title, volume and issue number, publisher, year and page reference *and* comply with the reference style of *Gait Posture*. Only salient and significant references should be included.

Reference style

Text: Indicate references by number(s) in square brackets in line with the text. The actual authors can be referred to, but the reference number(s) must always be given.

List: Number the references (numbers in square brackets) in the list in the order in which they appear in the text.

Examples:

Reference to a journal publication:

[1] Van der Geer J, Hanraads JAJ, Lupton RA. The art of writing a scientific article. *J Sci Commun* 2010;163:51–9.

Reference to a book:

[2] Strunk Jr W, White EB. *The elements of style*. 4th ed. New York: Longman; 2000.

Reference to a chapter in an edited book:

[3] Mettam GR, Adams LB. How to prepare an electronic version of your article. In: Jones BS, Smith RZ, editors. *Introduction to the electronic age*, New York: E-Publishing Inc; 2009, p. 281–304.

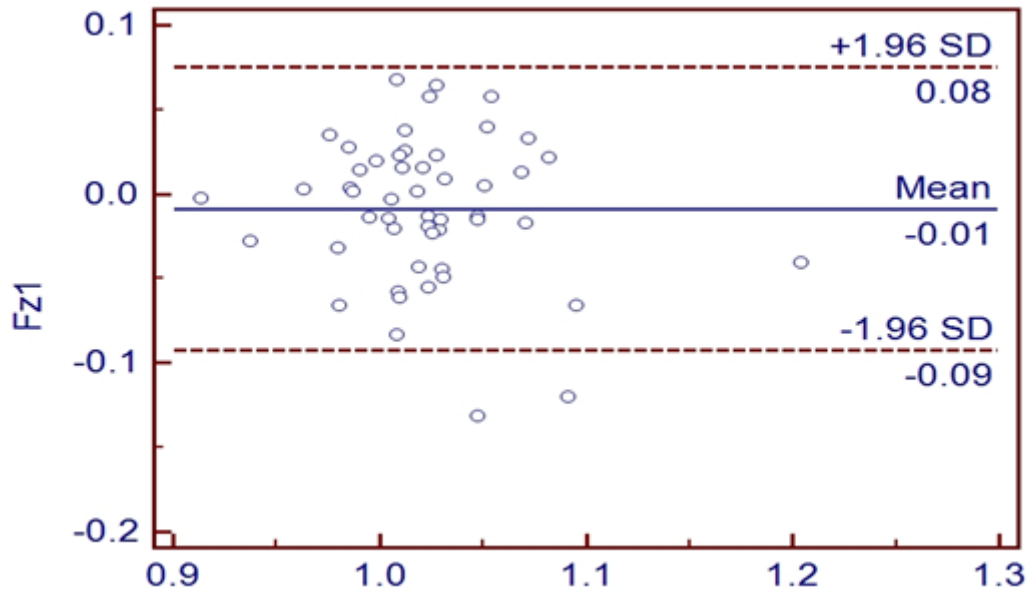
Note shortened form for last page number. e.g., 51–9, and that for more than 6 authors the first 6 should be listed followed by '*et al.*' For further details you are referred to 'Uniform Requirements for Manuscripts submitted to Biomedical Journals' (*J Am Med Assoc* 1997;277:927–34)

(see also http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html).

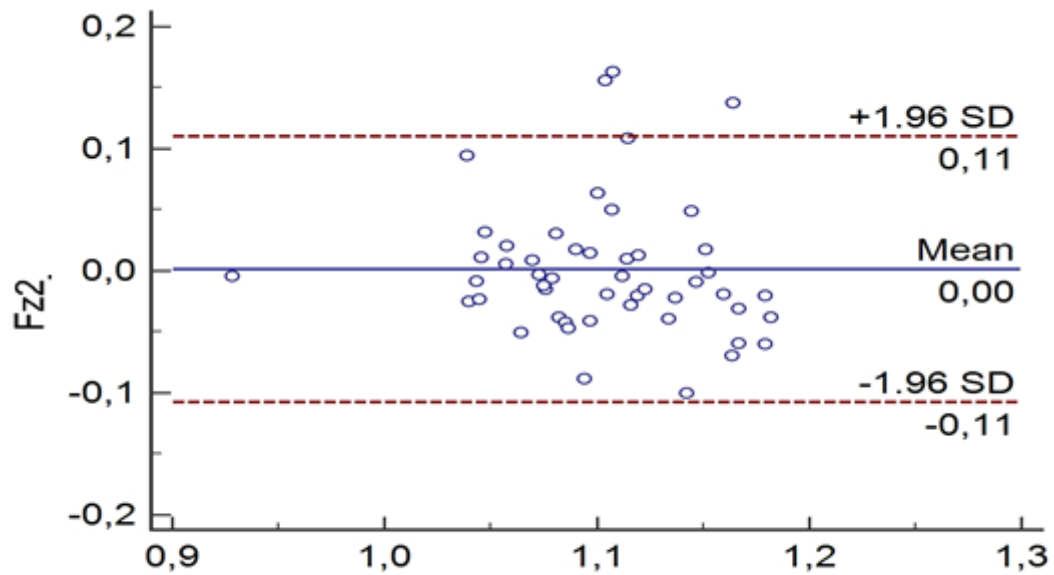
APÊNDICE

Apêndice A

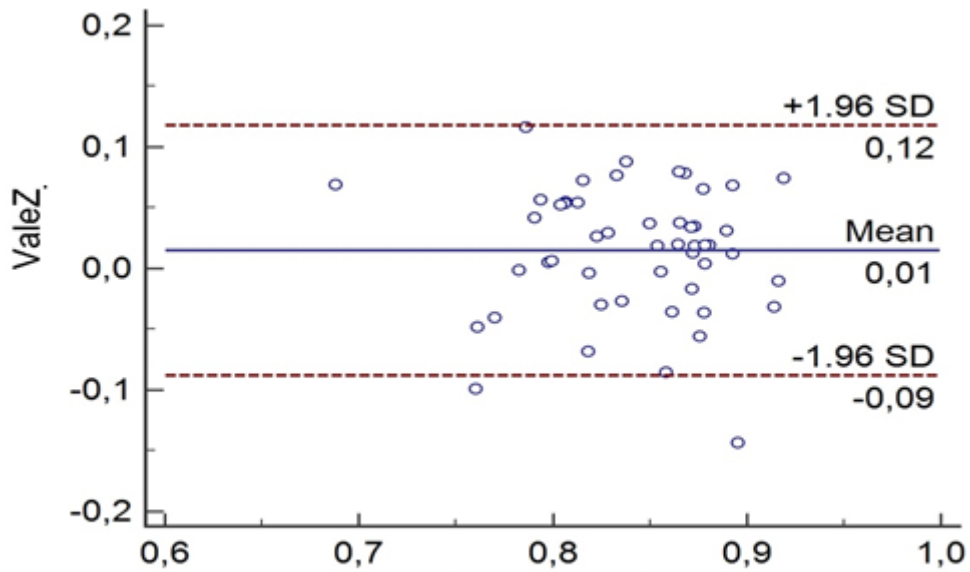
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fz1 em solo



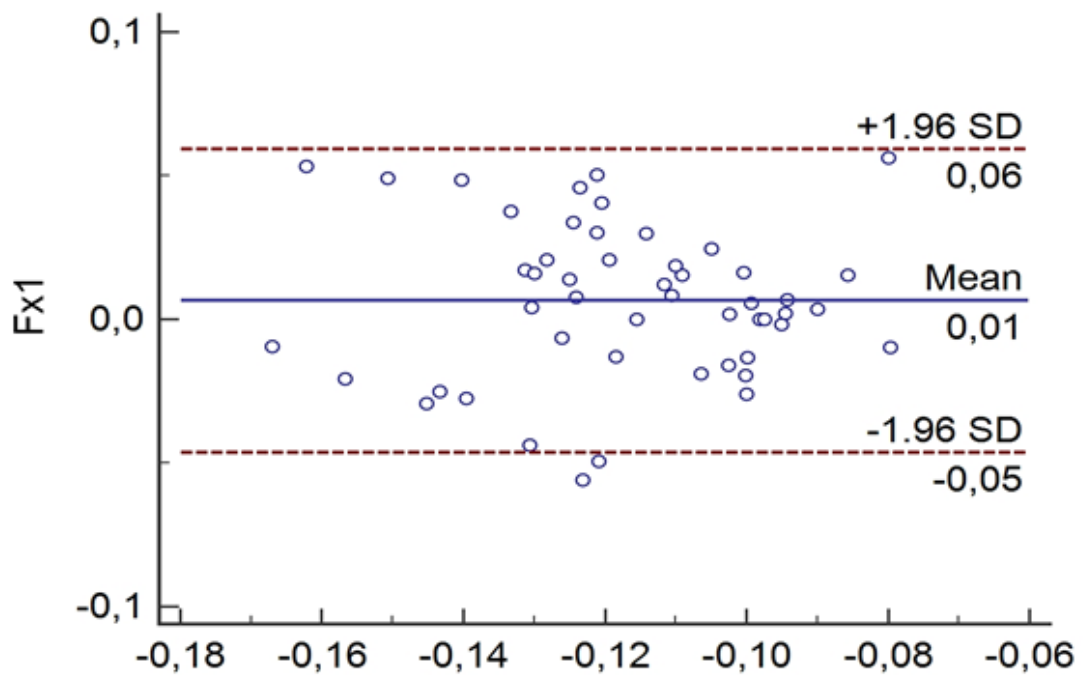
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fz2 em solo



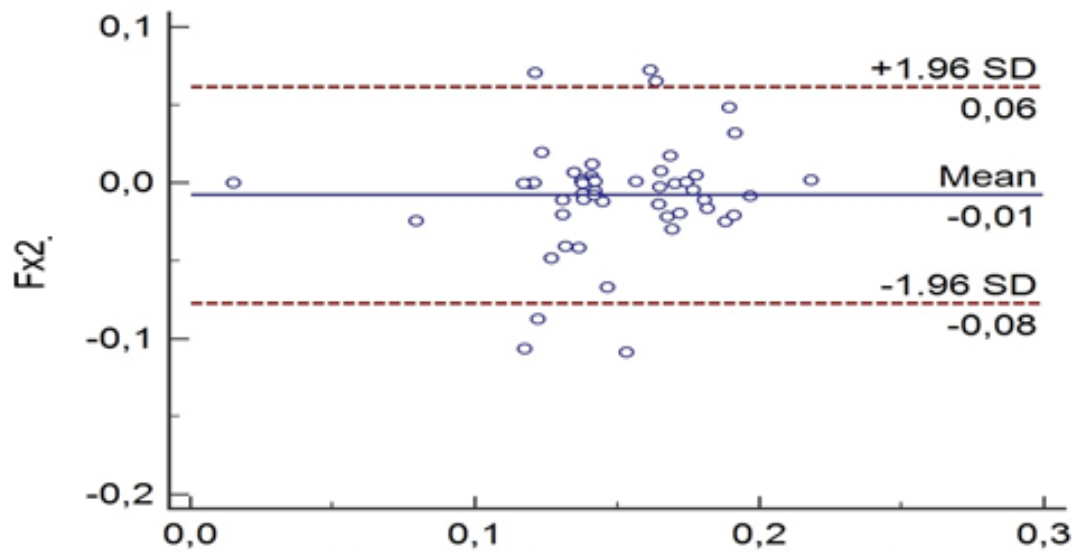
Teste de concordância de *Bland-Altman* para vale em solo



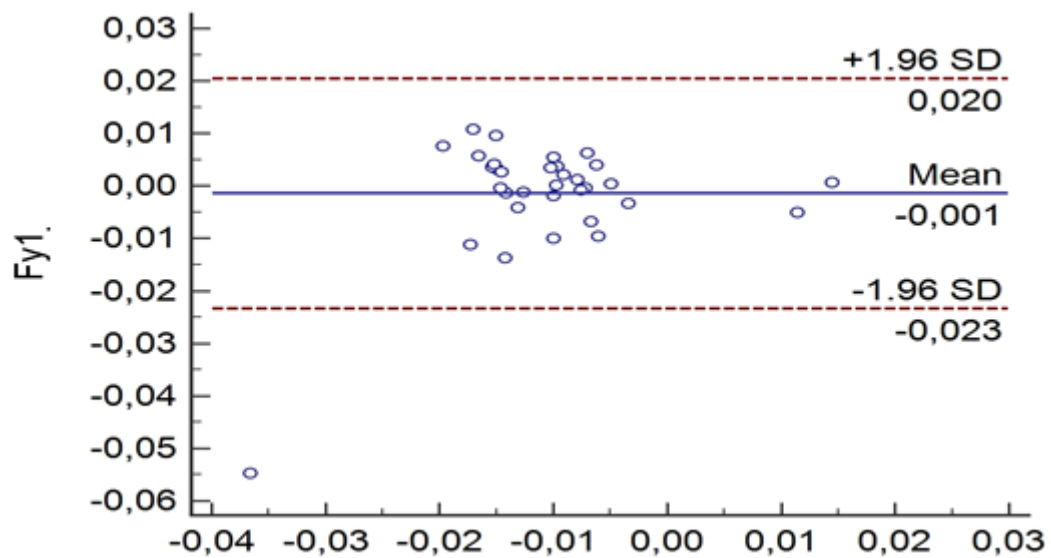
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fx1 em solo



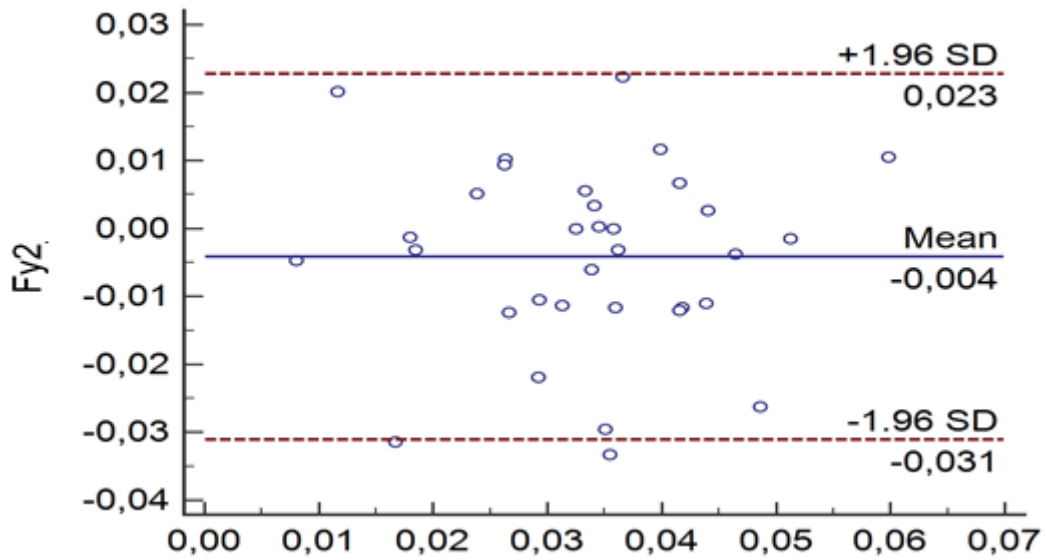
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fx2 em solo



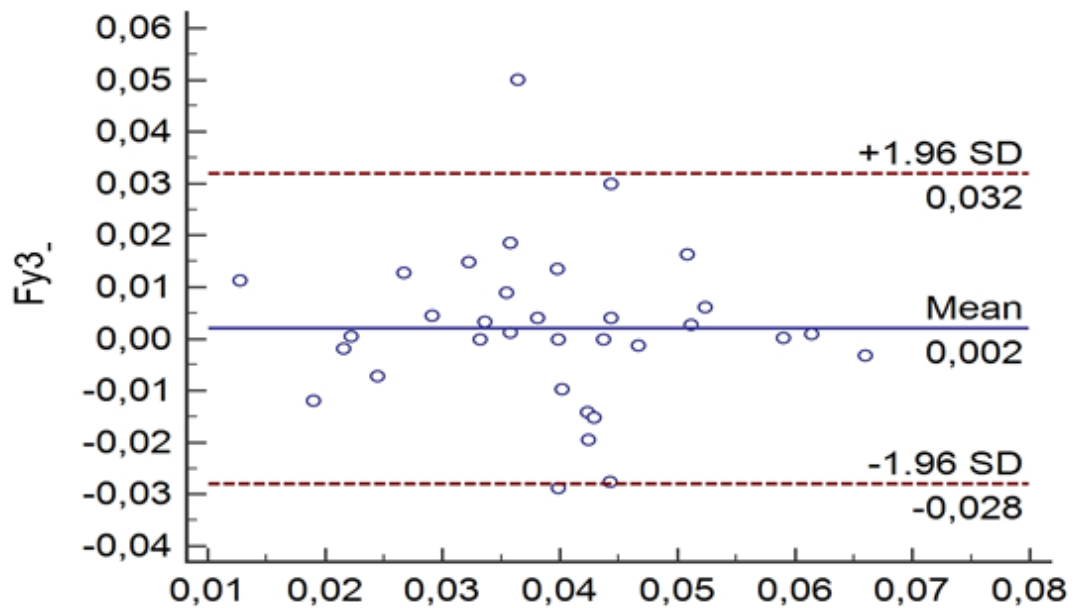
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fy1 pé direito em solo



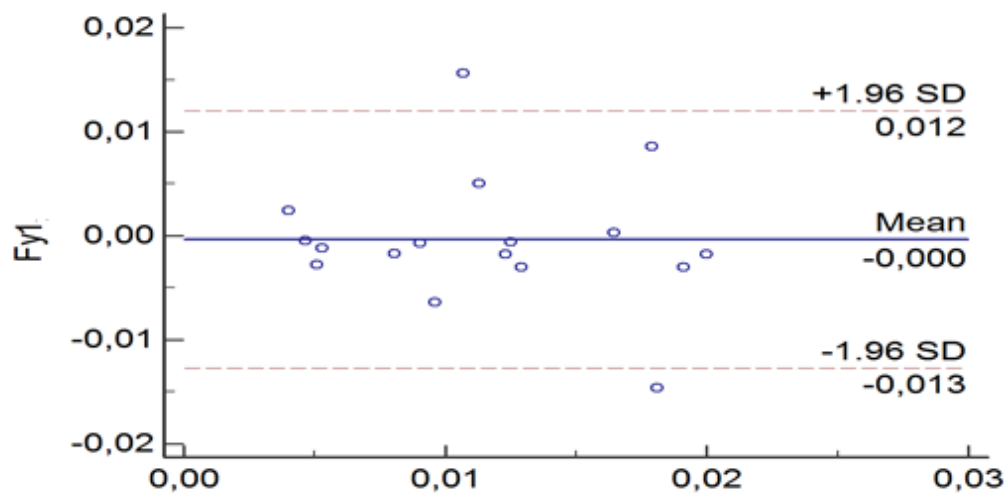
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fy2 pé direito em solo



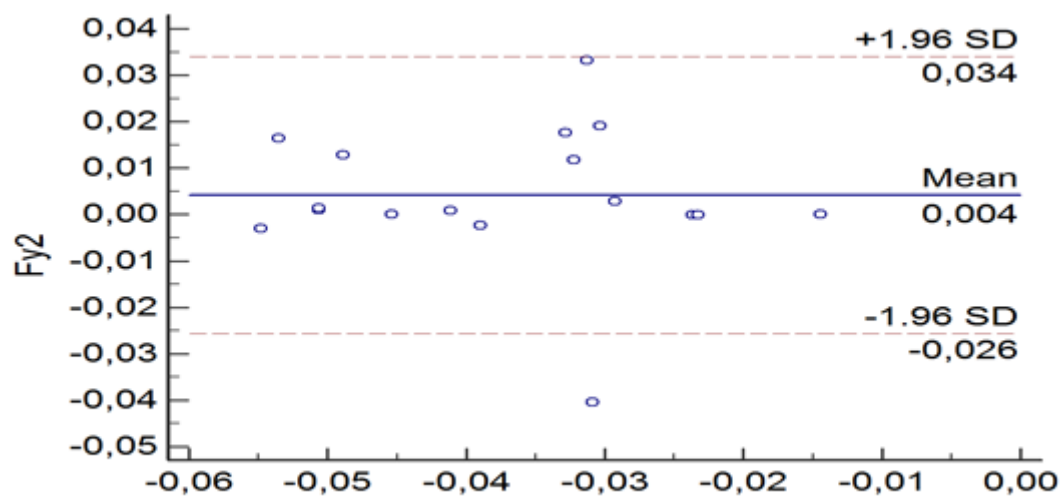
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fy3 pé direito em solo



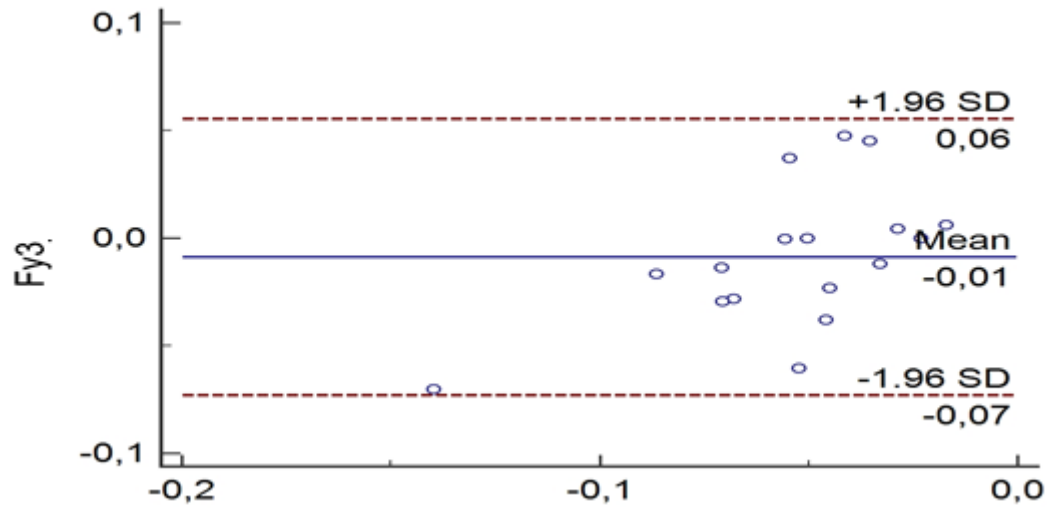
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fy1 pé esquerdo em solo



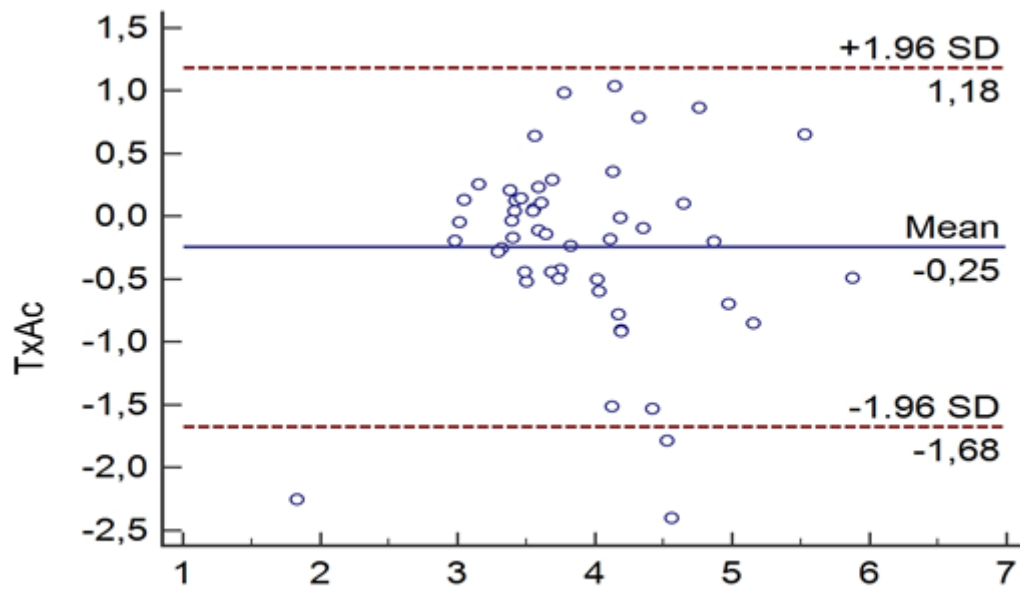
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fy2 pé esquerdo em solo



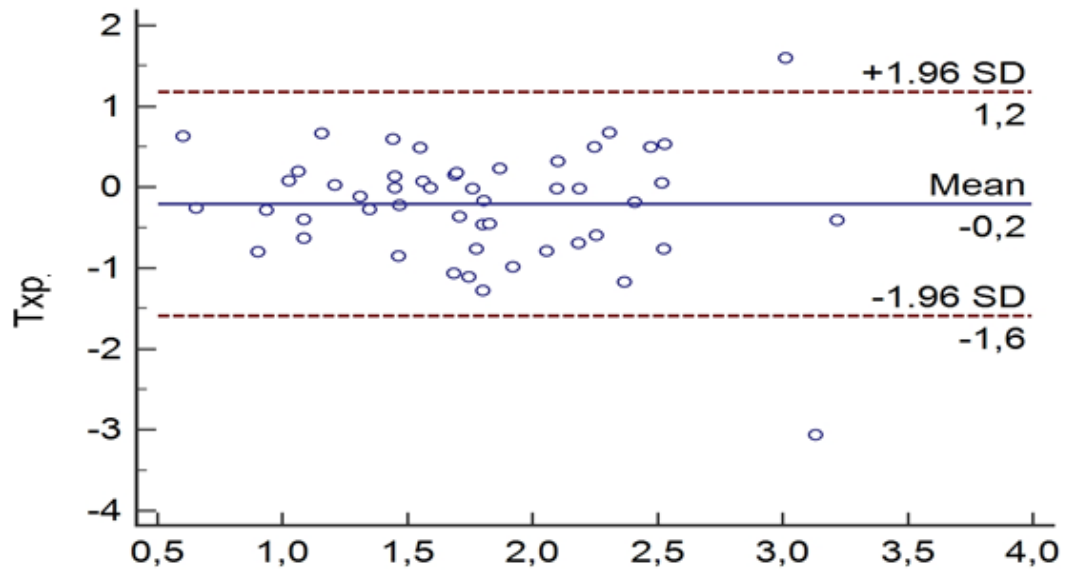
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fy3 pé esquerdo em solo



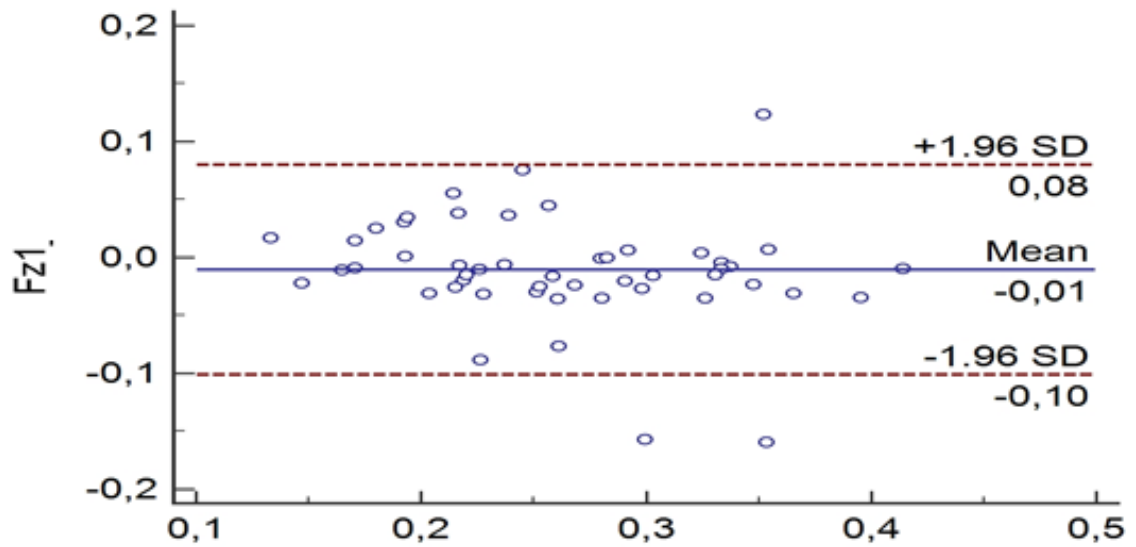
Teste de concordância de *Bland-Altman* para txa em solo



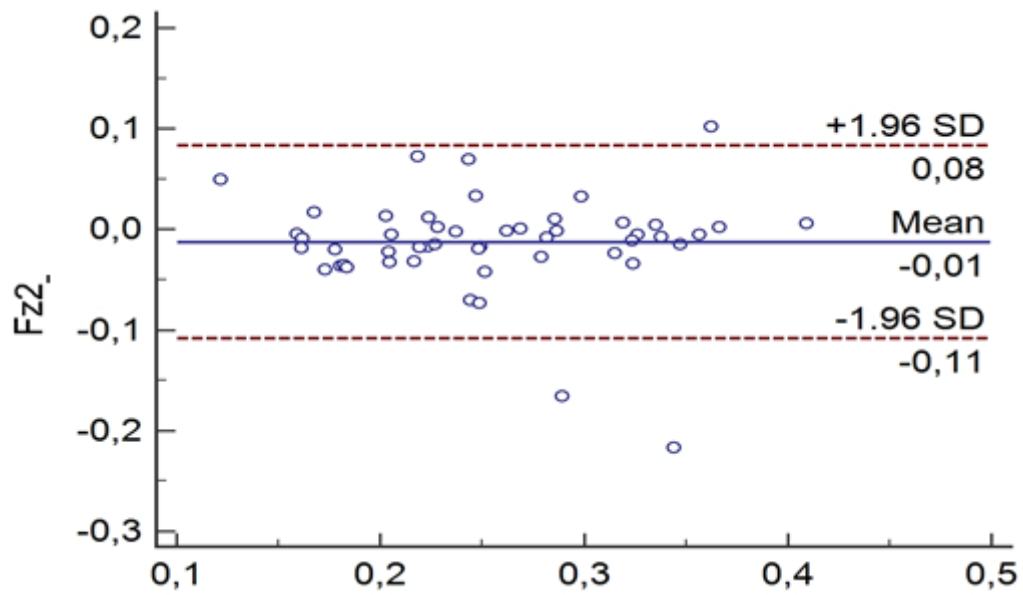
Teste de concordância de *Bland-Altman* para txp em solo



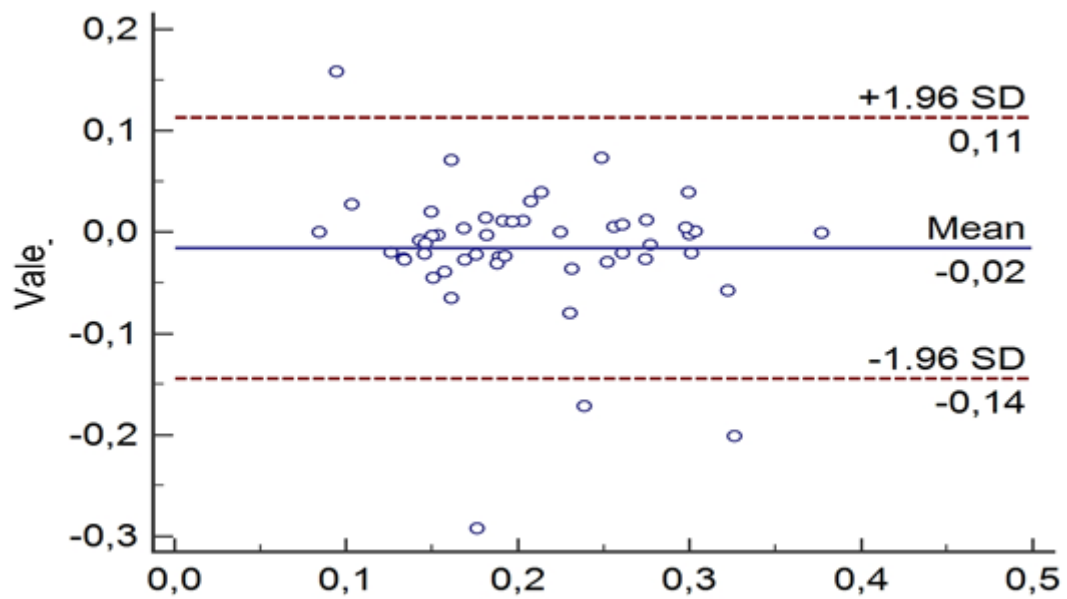
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fz1 em água



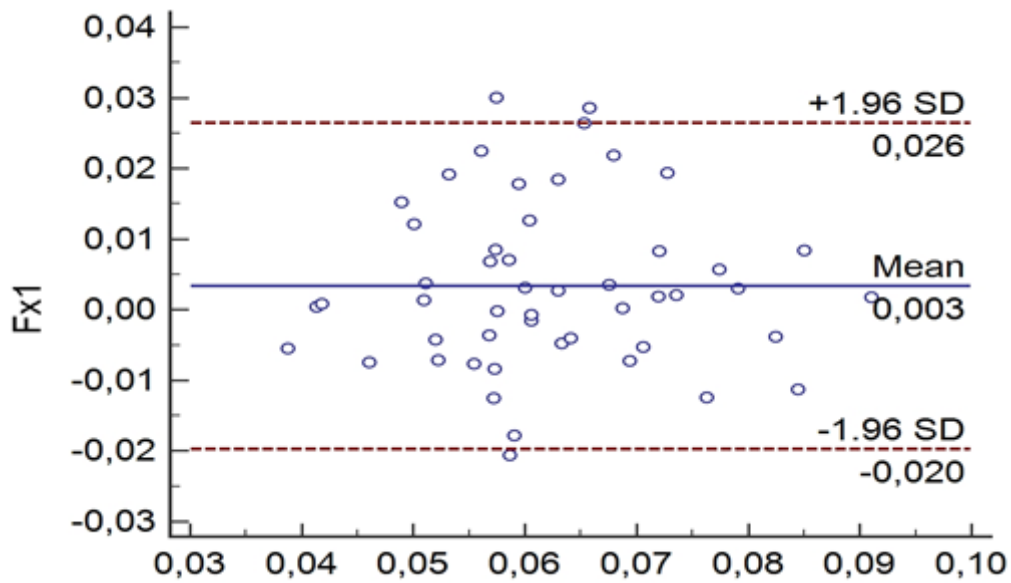
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fz2 em água



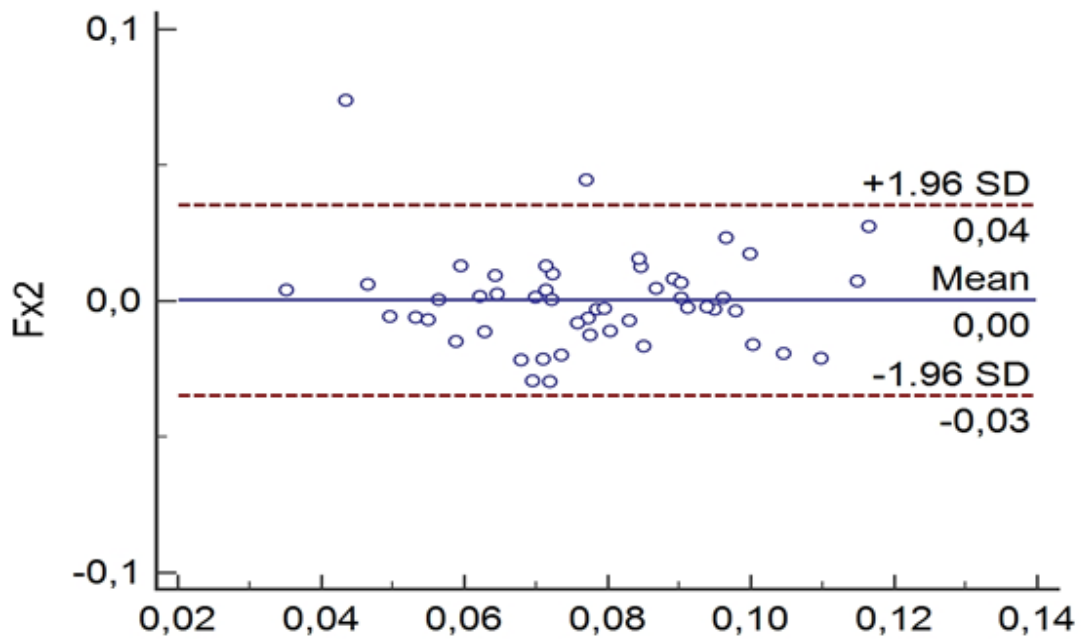
Teste de concordância de *Bland-Altman* para vale em água



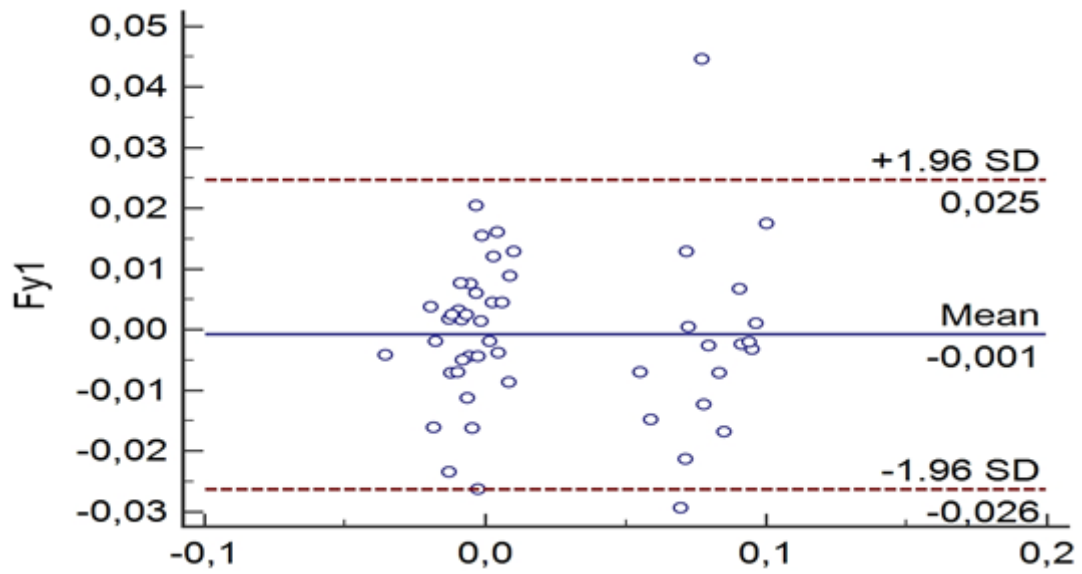
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fx1 em água



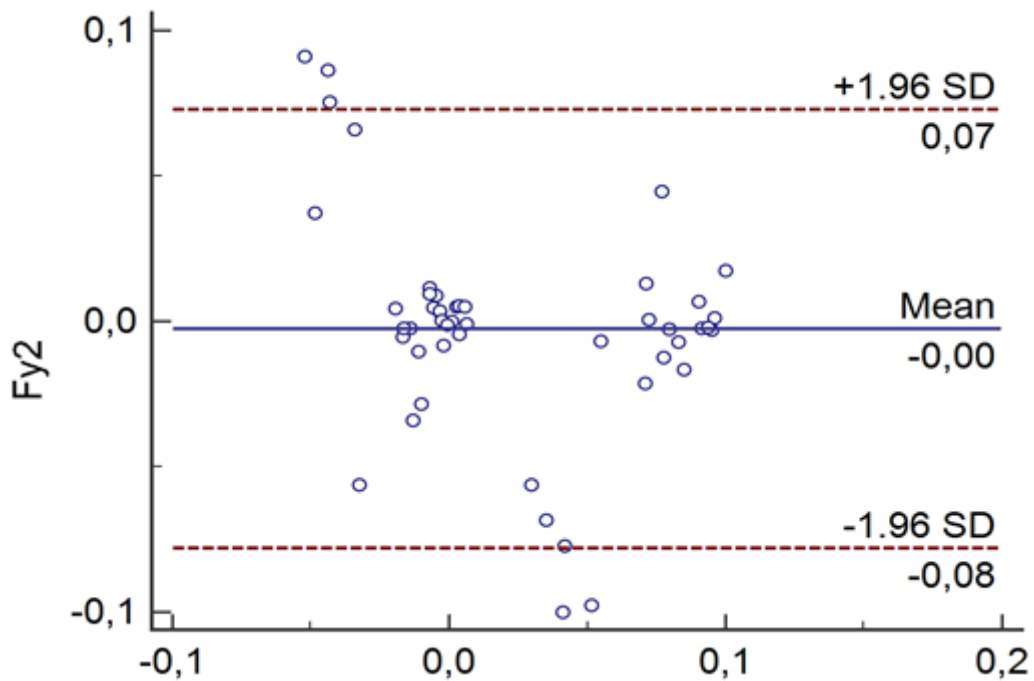
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fx2 em água



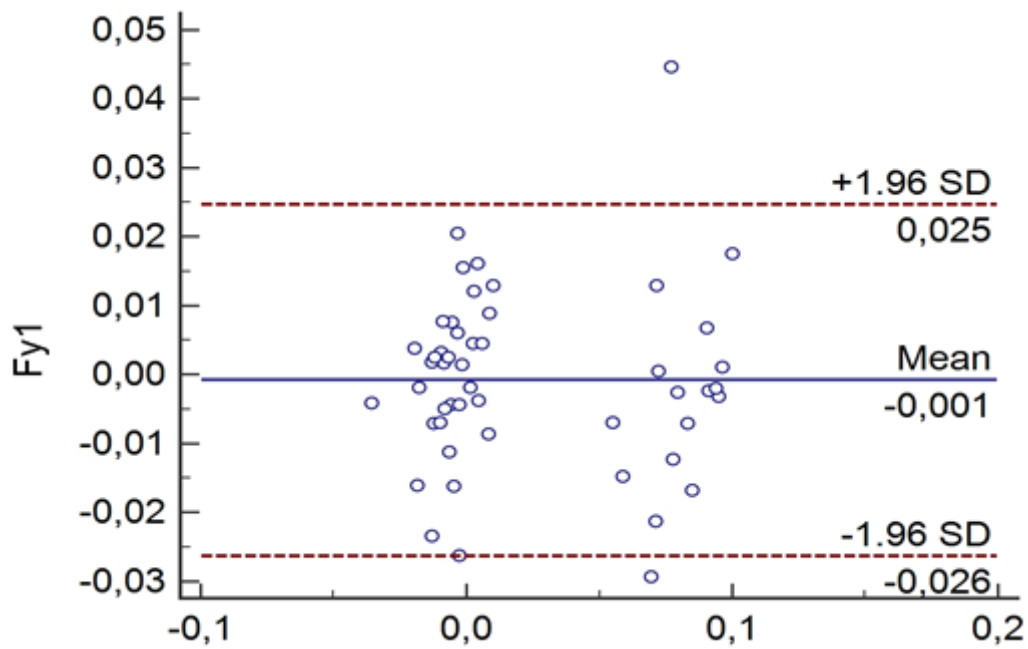
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fy1 pé direito em água



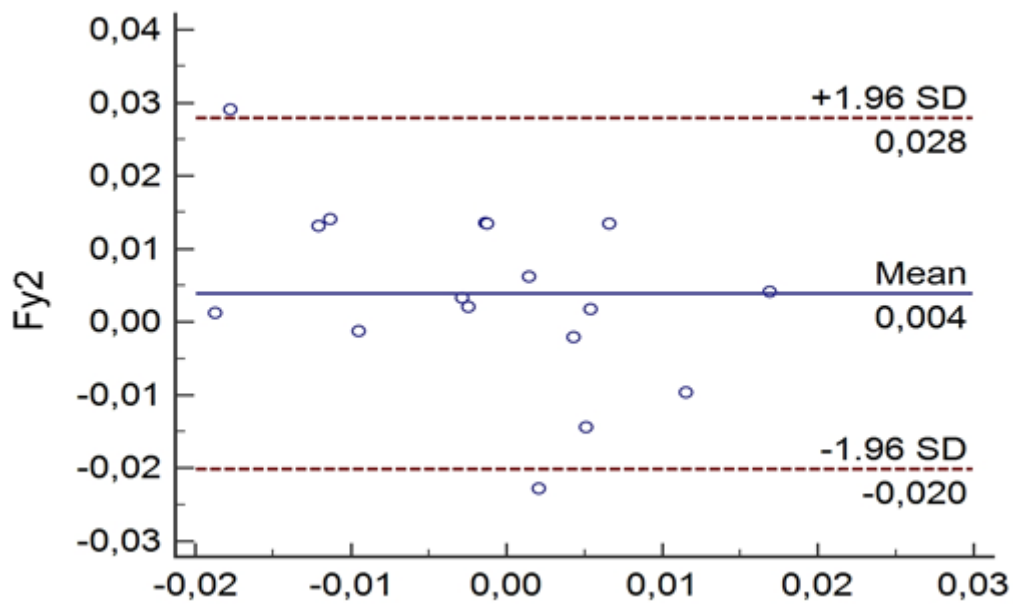
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fy2 pé direito em água



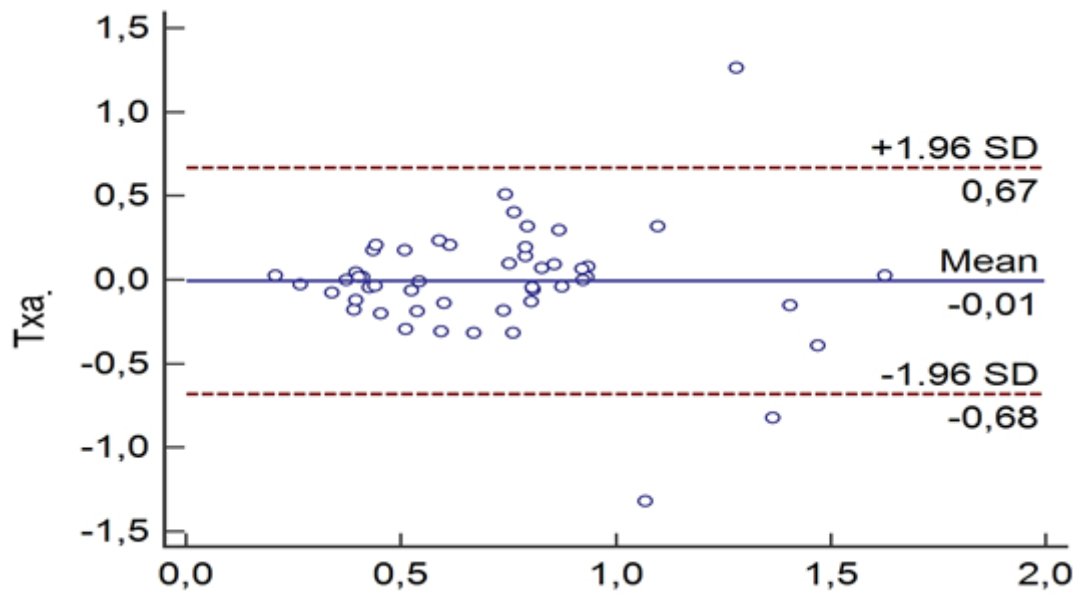
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fy1 pé esquerdo em água



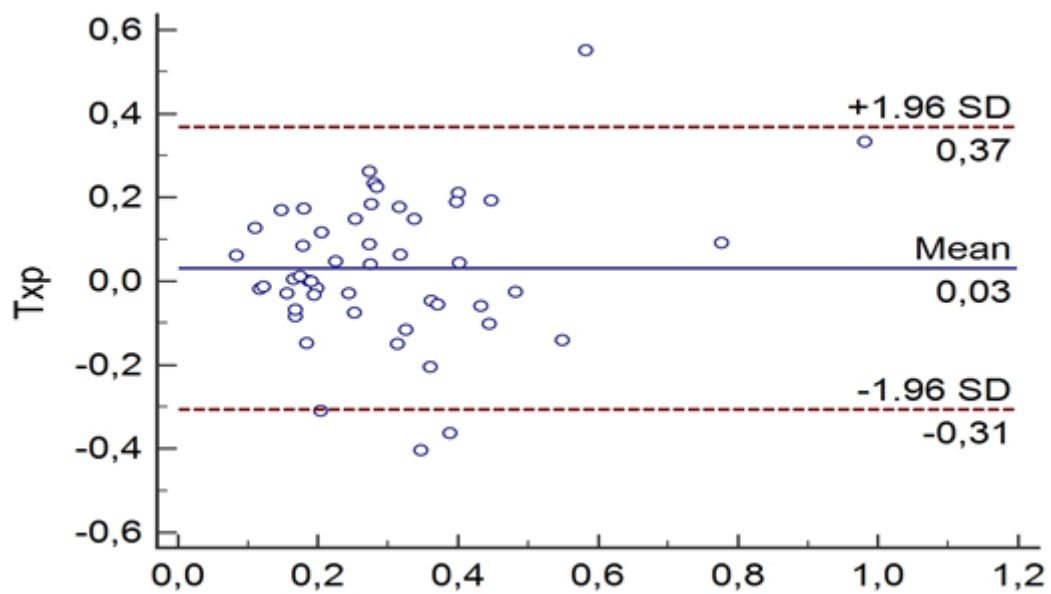
Teste de concordância de *Bland-Altman* para Fy2 pé esquerdo em água



Teste de concordância de *Bland-Altman* para txa em água



Teste de concordância de *Bland-Altman* para txp em água



Comitê de Ética

	UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA	
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS Universidade Estadual de Londrina Registro CONEP 5231		
Parecer CEP/UEL:	217/2012	
CAAE:	11096312.4.0000.5231	
Processo:	8295	
Pesquisador(a):	Jefferson Rosa Cardoso	
Unidade/Órgão:	CCS – Departamento de Fisioterapia	
<p>Prezado(a) Senhor(a):</p> <p>O "Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina" (Registro CONEP 5231) – de acordo com as orientações da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS e Resoluções Complementares, avaliou o projeto:</p> <p style="text-align: center;">"COMPARAÇÃO ENTRE A MARCHA REALIZADA EM SOLO E SUBMERSA DE INDIVÍDUOS COM E SEM ENTORSE DE TORNOZELO"</p>		
<p>Situação do Projeto: Aprovado</p> <p>Informamos que deverá ser comunicada, por escrito, qualquer modificação que ocorra no desenvolvimento da pesquisa, bem como deverá ser encaminhado ao CEP/UEL relatório final da pesquisa, conforme prevê a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS e Resoluções Complementares.</p>		
Londrina, 25 de fevereiro de 2012.		
 Prof. Dra. Alexandrina Aparecida Maciel Cardelli Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos Universidade Estadual de Londrina		



Rotina do desenvolvida no *Matlab*

```

%% Rotina criada por Felipe Arruda Moura em 30/09/2012.
%% Esta rotina retorna gráficos das componentes Fx, Fy e Fz da
plataforma
%% de força. Para isto, a rotina identifica automaticamente o início e
o
%% fim de contato com a plataforma de força. Os gráficos são plotados
em
%% função do tempo, para uma coleta de dados com frequência de
amostragem
%% de 1000 Hz.
%% O argumento de entrada deve ser o a matriz de 7 linhas x número de
%% colunas. Portanto, antes de rodar a rotina, será necessário dar
load do
%% arquivo que deseja avaliar (ex: load teste_piscina_agua3.mat).
%% O operador também deverá entrar com o valor da massa do
participante.
%% a rotina retornará 5 arquivos referentes aos dados da plataforma de
força, que são:

%%forcaN: Força, em Newtons, em X (1ª coluna), Y (2ª coluna) e Z (3ª
coluna) durante todo o ciclo da marcha

%%forçaP: Força normalizada pelo peso corporal, em X, Y e Z, durante
todo o ciclo da marcha.

%%picosFZ: Forças pico em Z, normalizados pelo peso corporal.

%%vale: representa a "Força Z mínima", normalizada pelo peso corporal,
identificada na figura escaneada pelo Jefferson. Não adotei o termo
FZmin porque ao meu ver este termo não é o mais correto pois não
representa a força mínima. Se for necessário este valor em Newtons,
também é possível obter.

%%Taxa_aceita_propulsao: representam a taxa de aceitação (1ª coluna) e
de propulsão (2ª coluna), ambas normalizadas pelo peso corporal.

function
[forcaN,forcaP,picosFZ,vale,Taxa_aceita_propulsao]=platforcagraf_nov_1
32_0508(massa,dat1,dat2,dat3,dat4,dat5,dat6,dat7,dat8,dat9,dat10,dat11
,dat12,dat13,dat14,dat15,dat16,dat17,dat18,dat19,dat20);

    espelhar=input('Deseja espelhar os dados em x e y? (r: s ou n)
','s');
mindex=2;
for k=1:nargin-1;

    nome=['dat',num2str(k)];
    eval(['dat=' nome]);
    clc;

%% Transpõe a matriz
%close all;
[b,a] = butter(4,5/500);

```

```

    if espelhar=='s'

dat(2,:)=filtfilt(b,a,dat(2,:)).*-1;
dat(3,:)=filtfilt(b,a,dat(3,:)).*-1;
dat(4,:)=filtfilt(b,a,dat(4,:));

        else
dat(2,:)=filtfilt(b,a,dat(2,:));
dat(3,:)=filtfilt(b,a,dat(3,:));
dat(4,:)=filtfilt(b,a,dat(4,:));

        end

dat=dat';

%% calcula o número de linhas
nlin=size(dat,1);

%% calcula a média e 4 desvios-padrão dos primeiros 1000 pontos de Fz.

media=mean(dat(1:100,4));

quatro_desvpad=4*(std(dat(1:100,4)));

%% Identifica os instantes que há início de contato com a plataforma
j=1;
i=1;
while i<nlin;

lin_inicio=find(dat(i:end,4)>media+quatro_desvpad & dat(i:end,4)>30);
if size(lin_inicio,1)==0;
    i=nlin;
    fim(j,1)=i;

else
datain=dat(1:lin_inicio(1,1),4);
%% Acha o início do contato;
datad1=[diff(datain)];
mp = find(datad1>0);
mn = find(datad1<=0);

datapeaks = [];
for pindex = 1:length(mp);
    [maxvalue, maxindex] =
max(datain(mp(pindex):mn(min(find(mn>mp(pindex))))));
    if ~isempty(maxindex);
        datapeaks = cat(1,datapeaks, floor(mean(maxindex))+mp(pindex)-
1);
    end
end
end
datapeaks= unique(datapeaks);

```

```

datavalleys = [];
for pindex = 1:length(mn);
    [minvalue, minindex] =
min(datain(mn(pindex):mp(min(find(mp>mn(pindex))))));
    if ~isempty(minindex);
        datavalleys = cat(1,datavalleys,
floor(mean(minindex))+mn(pindex)-1);
    end
end
datavalleys= unique(datavalleys);

%%

lin_inicio2=datavalleys(end,1);

inicio(j,1)=lin_inicio2(1)+i-1;

lin_fim=find(dat(lin_inicio(1,1):end,4)<10);

datain=dat(lin_fim(1,1)+lin_inicio(1,1):end,4);
%% Acha o início do contato;
datad1=[diff(datain)];
mp = find(datad1>0);
mn = find(datad1<=0);

datapeaks = [];
for pindex = 1:length(mp);
    [maxvalue, maxindex] =
max(datain(mp(pindex):mn(min(find(mn>mp(pindex))))));
    if ~isempty(maxindex);
        datapeaks = cat(1,datapeaks, floor(mean(maxindex))+mp(pindex)-
1);
    end
end
datapeaks= unique(datapeaks);

datavalleys = [];
for pindex = 1:length(mn);
    [minvalue, minindex] =
min(datain(mn(pindex):mp(min(find(mp>mn(pindex))))));
    if ~isempty(minindex);
        datavalleys = cat(1,datavalleys,
floor(mean(minindex))+mn(pindex)-1);
    end
end
datavalleys= unique(datavalleys);

lin_fim2=datavalleys(1,1);

fim(j,1)=lin_fim(1,1)+lin_inicio(1,1)+lin_fim2;

```

figure

```
subplot(1,3,1)
forcaN=dat(inicio(j,1):fim(j,1),2:4);
forcaP=dat(inicio(j,1):fim(j,1),2:4)./(massa*9.81);

fase=linspace(0,100,fim(j,1)-inicio(j,1)+1);
plot(fase,dat(inicio(j,1):fim(j,1),3))
title(['Força pico: ',num2str(max(dat(inicio(j,1):fim(j,1),3))),' N'])
ylabel('Fx (N)')
xlabel('Fase de apoio (%)')
```

```
subplot(1,3,2)
plot(fase,dat(inicio(j,1):fim(j,1),2))
title(['Força pico: ',num2str(max(abs(dat(inicio(j,1):fim(j,1),2))),' N'])
ylabel('Fy (N)')
xlabel('Fase de apoio (%)')
```

```
subplot(1,3,3)
plot(fase,dat(inicio(j,1):fim(j,1),4))
title(['Força pico: ',num2str(max(dat(inicio(j,1):fim(j,1),4))),' N'])
ylabel('Fz (N)')
xlabel('Fase de apoio (%)')
```

figure

```
subplot(1,3,1)

plot(fase,dat(inicio(j,1):fim(j,1),3)./(massa*9.81))
title(['Força pico: ',num2str(max(dat(inicio(j,1):fim(j,1),3))/(massa*9.81)),' x Peso Corporal'])
ylabel('Fx (Peso Corporal)')
xlabel('Fase de apoio (%)')

subplot(1,3,2)
plot(fase,dat(inicio(j,1):fim(j,1),2)./(massa*9.81))
title(['Força pico: ',num2str(max(abs(dat(inicio(j,1):fim(j,1),2)))/(massa*9.81)),' x Peso Corporal'])
ylabel('Fy (Peso Corporal)')
xlabel('Fase de apoio (%)')

subplot(1,3,3)
plot(fase,dat(inicio(j,1):fim(j,1),4)./(massa*9.81))
title(['Força pico: ',num2str(max(dat(inicio(j,1):fim(j,1),4))/(massa*9.81)),' x Peso Corporal'])
ylabel('Fz (Peso Corporal)')
xlabel('Fase de apoio (%)')
```

```
i=fim(j,1)+1000;
j=j+1;
end
```

```

end

%% Encontra valores especificos da força vertical.
%picosFZ(k,:)=findpeaks(forcaP(:,3));

%% Encontra os dois maiores picos
[pico1,index1]=max(forcaP(1:end/2,3));
[pico2,index2]=max(forcaP(end/2:end,3));
index2=index2+(size(forcaP,1)/2)-1;

picosFZ(k,:)=[pico1 pico2];

%% Encontra o vale entre os dois picos
[vale(k,1),index3]=min(forcaP(index1:index2,3));
index3=index3+index1-1;

Taxa_aceita_propulsao(k,:)=[pico1/(index1*(1/1000)) (pico2-
vale(k,1))/((index2-index3)*(1/1000))];

%% Interpola as forças para cálculo das médias

x=1:size(forcaN,1);
xx=linspace(1,size(forcaN,1),3500);
forcaNinterp(:,mindex-1)=interp1(x,forcaN(:,1),xx);
forcaNinterp(:,mindex)=interp1(x,forcaN(:,2),xx);
forcaNinterp(:,mindex+1)=interp1(x,forcaN(:,3),xx);

forcaPinterp(:,mindex-1)=interp1(x,forcaP(:,1),xx);
forcaPinterp(:,mindex)=interp1(x,forcaP(:,2),xx);
forcaPinterp(:,mindex+1)=interp1(x,forcaP(:,3),xx);
mindex=mindex+3;
end

% Plota figura média

if nargin==2;
else

    mediaForcay=mean(forcaNinterp(:,1:3:end),2);
    mediaForcax=mean(forcaNinterp(:,2:3:end),2);
    mediaForcaz=mean(forcaNinterp(:,3:3:end),2);

    desvioForcay=std(forcaNinterp(:,1:3:end),[],2);
    desvioForcax=std(forcaNinterp(:,2:3:end),[],2);
    desvioForcaz=std(forcaNinterp(:,3:3:end),[],2);

figure
subplot(1,3,1)
errorbar(linspace(1,100,size(mediaForcax,1)),mediaForcax,desvioForcax)
hold
on;plot(linspace(1,100,size(mediaForcax,1)),mediaForcax,'r','LineWidth
',2.5)
ylabel('Fx (N)')
xlabel('Fase de apoio (%)')
xlim([0 100]);
subplot(1,3,2)
errorbar(linspace(1,100,size(mediaForcay,1)),mediaForcay,desvioForcay)

```

```

hold
on;plot(linspace(1,100,size(mediaForcay,1)),mediaForcay,'r','LineWidth
',2.5)
ylabel('Fy (N)')
xlabel('Fase de apoio (%)')
xlim([0 100]);
subplot(1,3,3)
errorbar(linspace(1,100,size(mediaForcaz,1)),mediaForcaz,desvioForcaz)
hold
on;plot(linspace(1,100,size(mediaForcaz,1)),mediaForcaz,'r','LineWidth
',2.5)
ylabel('Fz (N)')
xlabel('Fase de apoio (%)')
xlim([0 100]);
%% Normalizado pelo Peso Corporal
mediaForcaPy=mean(forcaPinterp(:,1:3:end),2);
mediaForcaPx=mean(forcaPinterp(:,2:3:end),2);
mediaForcaPz=mean(forcaPinterp(:,3:3:end),2);

desvioForcaPy=std(forcaPinterp(:,1:3:end),[],2);
desvioForcaPx=std(forcaPinterp(:,2:3:end),[],2);
desvioForcaPz=std(forcaPinterp(:,3:3:end),[],2);

figure
subplot(1,3,1)
errorbar(linspace(1,100,size(mediaForcaPx,1)),mediaForcaPx,desvioForca
Px)
hold
on;plot(linspace(1,100,size(mediaForcaPx,1)),mediaForcaPx,'r','LineWid
th',2.5)
ylabel('Fx (Peso Corporal)')
xlabel('Fase de apoio (%)')
xlim([0 100]);

subplot(1,3,2)
errorbar(linspace(1,100,size(mediaForcaPy,1)),mediaForcaPy,desvioForca
Py)
hold
on;plot(linspace(1,100,size(mediaForcaPy,1)),mediaForcaPy,'r','LineWid
th',2.5)
ylabel('Fy (Peso Corporal)')
xlabel('Fase de apoio (%)')
xlim([0 100]);

subplot(1,3,3)
errorbar(linspace(1,100,size(mediaForcaPz,1)),mediaForcaPz,desvioForca
Pz)
hold
on;plot(linspace(1,100,size(mediaForcaPz,1)),mediaForcaPz,'r','LineWid
th',2.5)
ylabel('Fz (Peso Corporal)')
xlabel('Fase de apoio (%)')
xlim([0 100]);
end
end

```