CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Pró-Reitoria de Pós-Graduação

Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação

PAULA BRITTO RODRIGUES DOS SANTOS

Dissertação

AVALIAÇÃO DO LIMITE DE ESTABILIDADE DE ATLETAS DE RÚGBI EM CADEIRA DE RODAS E SUA RELAÇÃO COM A CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL E O NÍVEL COMPETITIVO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA VISANDO A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

RIO DE JANEIRO

2016

PAULA BRITTO RODRIGUES DOS SANTOS

AVALIAÇÃO DO LIMITE DE ESTABILIDADE DE ATLETAS DE RÚGBI EM CADEIRA DE RODAS E SUA RELAÇÃO COM A CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL E O NÍVEL COMPETITIVO

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Thiago Lemos de Carvalho

Co-orientadora: Patrícia dos Santos Vigário

Rio de Janeiro

2016

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas UNISUAM

796.333 Santos, Paula Britto Rodrigues dos.
S237a Avaliação do limite de estabilidade de atletas de rúgbi em cadeiras de rodas e sua relação com a classificação funcional e o nível competitivo / Paula Britto Rodrigues dos Santos.- Rio de Janeiro, 2016.
50p.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação). Centro Universitário Augusto Motta, 2016.

1. Classificação Paralímpica. 2. Controle postural sentado. 3. Estabilidade de tronco. 4. Esporte adaptado. I. Avaliação do limite de estabilidade de atletas de rúgbi em cadeira de rodas e sua relação com a classificação funcional e o nível competitivo.

CDD 22 ed.

PAULA BRITTO RODRIGUES DOS SANTOS

AVALIAÇÃO DO LIMITE DE ESTABILIDADE DE ATLETAS DE RÚGBI EM CADEIRA DE RODAS E SUA RELAÇÃO COM A CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL E O NÍVEL COMPETITIVO

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto-Sensu* em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre.

Aprovado em ____/____/_____.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. THIAGO LEMOS DE CARVALHO – ORIENTADOR
UNISUAM

Profª. Drª. MAITÊ MELLO RUSSO RAMOS
UNIABEU/UCL

Prof. Dr. ARTHUR DE SÁ FERREIRA
UNISUAM

Profª. Drª. PATRÍCIA DOS SANTOS VIGÁRIO
UNISUAM

Rio de Janeiro

2016

Dedico este trabalho aos meus queridos

pais e família

AGRADECIMENTOS

Começo meus agradecimentos Àquele que sem, eu nada seria: Deus. Obrigada pelo dom da vida, do raciocínio e por ser meu guia ao longo de minha jornada até agora.

Aos meus pais, Alda e Gustavo, por todo afeto, paciência e zelo; pelo tempo que dedicaram de suas vidas à minha. Pelas longas conversas, por terem o propósito de colocarem um ser humano de bem no mundo. Devo tudo a vocês e os amo de todo coração!

Ao meu irmão Raphael por todo amor. Seguimos parceiros por essa vida.

Aos meus avós Therezinha, Hudson, Carmem e Gilberto por serem o alicerce da linda família a qual eu pertenço e que me deram forças, e exemplo para trilhar todos os desafios impostos pela vida.

À minha madrinha Rita, exemplo de determinação, por todo sentimento e por ter sido quem me despertou o olhar para a pesquisa. Sigo seus passos.

Ao Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta (Unisuam) por ter tornado realidade um grande sonho.

Ao melhor orientador que eu poderia ter, Thiago Lemos, por todos os ensinamentos, paciência, e por me apresentar da melhor forma possível o que é fazer ciência.

Aos professores Patrícia Vigário, Míriam Mainenti, Arthur Ferreira e Sara Menezes pelas oportunidades e por me transformarem em uma profissional melhor.

Aos tios, primos e familiares por terem me trazido bons conselhos e momentos de alegria quando mais precisei.

E por fim, aos amigos, por toda dedicação, principalmente aos que acompanharam mais de perto esses dois anos e sentiram junto comigo essas emoções: Michelle, Laura, Jeter, Claudemir, Débora, Júlia e Ana Carolina. Sem vocês teria sido muito mais difícil.

RESUMO

Introdução: O Rúgbi em Cadeira de Rodas (RCR) é uma modalidade adaptada criada para indivíduos com tetraplegia ou tetra-equivalência. Geralmente, os atletas de RCR apresentam uma perda parcial ou total da função de tronco, o que afeta diretamente a estabilidade na postura sentada. Sendo a função de tronco um importante fator no processo de classificação funcional, é interessante determinar como a função de tronco se correlaciona com a pontuação na classificação funcional e nível competitivo. **Objetivos**: O objetivo do estudo foi investigar o Limite de Estabilidade (LE) de atletas de Rúgbi em Cadeira de Rodas (RCR) e sua relação com a classificação funcional e o nível competitivo. **Métodos**: Vinte e oito participantes foram recrutados de equipes nacionais de RCR. Os atletas foram distribuídos em três grupos de acordo com sua classificação: grupo de pontuação baixa (0.5-1.5 pontos); grupo de pontuação média (2.0-2.5 pontos) e grupo de pontuação alta (3.0-3.5 pontos). Os participantes foram posicionados sentados sobre uma plataforma de força localizada em cima de um bloco de madeira. A tarefa realizada consistia em inclinar o corpo o máximo possível em oito direções pré-estabelecidas, indicadas em uma tela de computador. As coordenadas do centro de pressão (CP) foram calculadas a partir das forças de reação do solo adquiridas com a plataforma de força. O LE foi computado como a área da elipse de 68% de intervalo de confiança ajustado aos pontos correspondentes ao máximo deslocamento do CP nas oito direções. **Resultados**: Não foi observada diferença do LE entre atletas que competem a nível nacional e internacional (P=0,722). No entanto, o LE foi aproximadamente 2 vezes maior em atletas do grupo de pontuação alta do que do grupo de pontuação baixa (P=0,030). O LE do grupo de pontuação média não foi diferente daquele obtido nos grupos de pontuação baixa e pontuação alta (P>0,149). **Conclusões**: A classificação esportiva é influenciada pelo LE, mas não pelo nível competitivo doa atletas de RCR. Nossos resultados destacam a utilidade do LE como uma medida válida de um acometimento específico (alteração da função do tronco), resistente ao treinamento, e que potencialmente pode ser empregada no desenvolvimento de uma classificação baseada em evidências no contexto do RCR.

Palavras-chave: classificação Paralímpica; controle postural sentado; estabilidade de tronco; esporte adaptado.

ABSTRACT

Introduction: Wheelchair Rugby is a Paralympic modality created for individuals with tetraplegia or tetra-equivalent disabilities. Usually, WR athletes show a partial or total loss of trunk function, affecting the seated postural stability. Being an important factor of the classification process of WR athletes, it is important to determine how the score of functional classification and the competitive level influence trunk function. **Objectives**: We aimed to evaluate the influence of sport-specific classification and competitive level on the seated limits of stability (LS) of wheelchair rugby players. **Methods**: Twenty-eight subjects were recruited from international and national level WR teams. Athletes were distributed into three groups according to their classification: low-point group (0.5 to 1.5-point); mid-point group (2.0-2.5-point) and high-point group (3.0-3.5-point). Participants were asked to seat on a force platform placed upon a wooden block and to lean the body as far as possible in eight directions indicated on a computer screen. Center of pressure (COP) coordinates were calculated from the ground reaction forces acquired with the force platform. Seated limits of stability were computed as the area of 68% confidence elipse adjusted to maximal COP excursion achieved for the eight directions. **Results**: There was no difference in the limits of stability was observed between international and national level athletes (P=0.722). However, limits of stability were approximately 2 times greater in players from high-point group than from low-point group (P=0.030). Mid-point group was not different from high- or low-point groups (P>0.149). **Conclusions**: Limits of stability are influenced by sport classification but not by competitive level. Our results highlight the utility of limits of stability as a training-resistant, valid measure of a specific impairment, potentially contributing for the development of an evidence-based wheelchair rugby classification.

Key-words: Paralympic classification; seated postural control; trunk stability; adapted sport.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 (a) Ilustração esquemática do procedimento experimental. (b) Representação do deslocamento do centro de pressão (CP) durante a inclinação do corpo nas oito direções pré-estabelecidas. As direções foram enumeradas no sentido horário. Os marcadores na tela em (a) foram colocados apenas para orientar a direção. **Página 18**.

FIGURA 2. Esquema ilustrando o processamento do sinal do CP para obtenção do limite de estabilidade. (a) Série temporal do CP nas direções anterior-posterior (CP_{AP}, linha preta) e lateral (CP_{ML}, linha cinza). Seta 1 indica conversão do CP em uma série temporal de distâncias Euclidianas (DE, linha tracejada). Após identificação do deslocamento máximo (círculo cinza em DE), as coordenadas do CP correspondentes foram estabelecidas (seta 2), e o máximo deslocamento do CP no estatocinesiograma foi computado (seta 3, círculo cinza na linha preta identificada como "CP direção 8"). (b) Elipse de 95% de intervalo de confiança (linha tracejada cinza, painel esquerdo) e de 68% de intervalo do confiança (painel direito), para o mesmo perfil de deslocamento do CP (traçados pretos, deslocamento do CP nas oito direções). Dados de um atleta representativo (no 05). **Página 20**.

FIGURA 3. Área do limite de estabilidade (LE) dos atletas em relação a (a) classificação esportiva dos grupos (pontuação baixa, barra branca; pontuação média, barra cinza clara; pontuação alta, barra cinza escura) e (b) níveis competitivos (nacional, barra branca; internacional, barra cinza clara). O LE está expresso como porcentagem da área da base de suporte dos atletas. Linhas contínuas e tracejadas indicam as diferenças significativas e não significativas, respectivamente. O P-valor corresponde também é apresentado na figura. Os

dados estão apresentados como média ± desvio-padrão. u.a., unidades arbitrárias. **Página 25**.

FIGURA 4. Média ±DP do limite de estabilidade (LE, em unidades arbitrárias [u.a.]) dos atletas em relação a (a) classificação esportiva dos grupos (barra branca – pontuação baixa; barra cinza clara – pontuação média; barra cinza escura – pontuação alta) e (b) níveis competitivos (barra branca – nacional; barra cinza clara – internacional). As linhas contínuas e tracejadas indicam as diferenças significativas e não significativas, respectivamente. O *P*-valor correspondente também é apresentado na figura. **Página 25**.

FIGURA 5. Gráfico de dispersão mostrando a associação entre a medida do limite de estabilidade (LE, em unidades arbitrárias, u.a.), na abscissa, e a estatura (a), tempo pós-lesão (b) e classificação funcional (c), na ordenada. A linha de regressão estimado pelo método de mínimos quadrados (linhas pretas tracejadas) são apresentadas para enfatizar a relação entre as variáveis. **Página 2**6.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características demográficas, físicas, e relacionadas ao esporte dos atletas de rúgbi em cadeira de rodas, considerando os grupos de classificação (pontuação baixa vs. pontuação média vs. pontuação alta). Os dados estão apresentados como média ± desvio-padrão. **Página 23**.

Tabela 2. Características demográficas, físicas, e relacionadas ao esporte dos atletas de rúgbi em cadeira de rodas, considerando o nível competitivo (nacional vs. internacional). Os dados estão apresentados como média ± desvio-padrão. **Página 23**.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVD	Atividades de vida diária
CG	Centro de Gravidade
CP	Centro de Pressão
IWRF	International Federation of Wheelchair Rugby
IPC	International Paralympic Comitee
LE	Limite de Estabilidade
LME	Lesão da Medula Espinhal
RCR	Rúgbi em Cadeira de Rodas

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 1
2. REVISÃO DE LITERATURA 3
2.1. Rúgbi em Cadeira de Rodas 3
2.2. Conceitos Básicos Sobre Controle Postural 4
2.3. Avaliação da Função de Tronco 7
2.3.1. Medidas de Alcance Funcional 7
2.3.2. Limite de Estabilidade 9
2.3.3. Avaliação da Função de Tronco no Contexto do Esporte Adaptado 11
3. OBJETIVOS 13
3.1. Geral 13
3.2. Específicos 13
4. JUSTIFICATIVAS 13
5. HIPÓTESES 14
6. MATERIAIS E MÉTODOS 15
6.1. Delineamento do Estudo 15
6.2. Participantes 15
6.3. Medidas Demográficas e Relacionadas ao Esporte 16
6.4. Avaliação do Limite de Estabilidade 16
6.5. Análise dos Dados e Análise Estatística 21
7. RESULTADOS 22
7.1. Resultados Gerais 22
7.2. Características dos Atletas de Rúgbi em Cadeira de Rodas 22
7.3. Avaliação do Limite de Estabilidade 24
7.4. Associação entre os Limites de Estabilidade e as Características dos Atletas 26
8. DISCUSSÃO 27
8.1. Relação entre Classificação do RCR e o Limite de Estabilidade 27
8.2. Nível Competitivo não Influencia o Limite de Estabilidade 29
8.3. Limite de Estabilidade no Contexto da Classificação no RCR 31
10. REFERÊNCIAS 35
ANEXO 1 – Folha de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa 42
ANEXO 2 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido 45
ANEXO 3 – Folha de Rosto do Manuscrito Submetido 47

APÊNDICE 1 – Ficha de Avaliação dos Limites de Estabilidade 48
APÊNDICE 2 – Ficha de Avaliação das Características do Esporte 49

1. INTRODUÇÃO

O Rúgbi em Cadeira de Rodas (RCR) foi criado nos anos 1970 como uma opção de prática esportiva para indivíduos com tetraplegia decorrente de lesão da medula espinhal (LME; MALONE et al., 2001). Como em todos os esportes do Programa Paralímpico, para participar de eventos oficiais, os atletas de RCR devem ser classificados de acordo com seu nível de funcionalidade. Essa classificação tem o objetivo de assegurar a igualdade nas competições e minimizar o impacto das deficiências nos resultados das competições (TWEEDY & VANLANDEWIJCK, 2011). Entretanto, a classificação pode ser um processo desafiador, dada a variabilidade de deficiências elegíveis para os esportes Paralímpicos em geral, e para o RCR em particular, como, por exemplo, lesão da medula espinhal, múltiplas amputações, deformidades congênitas e sequelas de Poliomielite (IWRF, 2015). Grandes esforços têm sido feitos a fim de promover uma "classificação funcional baseada em evidências" fundamentada no desenvolvimento de ferramentas para medição de comprometimentos físico-motores específicos que, dentre outros requisitos, não sejam influenciadas pelo treinamento (TWEEDY & VANLANDEWIJCK, 2011; TWEEDY et al., 2014), ou por fatores como nível competitivo ou volume de treinamento.

Com relação ao RCR, a avaliação da função de tronco tem sido foco de extensas pesquisas (ALTMANN et al., 2013; ALTMANN et al., 2014). Especificamente, o sistema de pontuação da classificação de tronco, revisado em 2011, foi considerado inconsistente para atletas com prejuízo ou não da função de tronco (ALTMANN et al., 2013), apesar da boa confiabilidade inter-avaliador. Além disso, em uma pesquisa feita com atletas e o público interessado no RCR para identificação das áreas prioritárias no sistema de classificação, aproximadamente 50% dos participantes reconheceram o impacto da função de tronco no desempenho como uma questão importante (ALTMANN et al., 2014). Vale ressaltar que, até agora, a avaliação da função de tronco no RCR é baseada na opinião de

classificadores especialistas (ALTMANN et al., 2013; IWRF, 2015) e, apesar dos esforços para a introdução de testes objetivos no processo de classificação, poucos são os estudos que investigaram a aplicação de medidas biomecânicas de função de tronco nesse contexto — e poucos lidam com medidas de força da musculatura de tronco e amplitude de movimento desse segmento (VANLANDEWIJCK et al., 2011a; VANLANDEWIJCK et al., 2011b). Além disso, não está claro se e como o nível competitivo e a classificação funcional se relacionam com as medidas de função de tronco em atletas de RCR.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Rúgbi em Cadeira de Rodas

Na década de 70, no Canadá, foi criado o rúgbi em cadeira de rodas, uma alternativa de prática esportiva para indivíduos com tetraplegia – fraqueza ou perda de força muscular nos quatro membros – decorrente de LME (MALONE et al., 2011). Em 1994, foi reconhecido como um esporte Paralímpico pelo Comitê Paralímpico Internacional (IPC), mas somente em 1996 ocorreu sua demonstração nas Paralimpíadas de Atlanta. O RCR ganhou destaque nas Paralimpíadas de Sidney em 2000, quando entrou como modalidade oficial. O esporte é praticado em uma quadra de 15 metros de largura por 28 metros de comprimento, e o objetivo do jogo é obter mais pontos do que o time adversário. Para tanto, os jogadores com a posse da bola devem atravessar a linha do gol com as duas rodas da cadeira, garantindo assim um ponto a cada gol. O jogo se realiza em quatro períodos de 8 minutos, sendo permitidos 3 minutos de acréscimo em caso de empate (ABRC, 2015).

Inicialmente, o RCR era voltado exclusivamente para pessoas com LME, mas atualmente o RCR é praticado por pessoas com diversos comprometimentos físico-motores. Para ser elegível à prática do RCR, o atleta deve apresentar um comprometimento neurológico que afete pelo menos três membros e o tronco ou uma condição não-neurológica que afete os quatro membros e o tronco, o que caracteriza a tetraequivalência (IWRF, 2015). Dessa forma, pessoas com diferentes níveis de deficiências, como LME, múltiplas amputações, má-formação congênita e sequelas de Poliomielite, podem ser encontradas em uma equipe de RCR. No esporte Paralímpico de uma maneira geral, os níveis de comprometimento físico-motor são variados entre a população elegível para a prática do RCR, se fez necessário uma classificação funcional dos participantes, para tornar o jogo mais equilibrado e minimizar o impacto do comprometimento nos resultados das partidas (TWEEDY & VANLANDEWIJCK, 2011; TWEEDY et al., 2014). Os atletas

são classificados em um sistema de sete categorias que vão de 0.5 (maior comprometimento físico-motor) a 3.5 pontos (menor comprometimento físico-motor), variando em 0.5 pontos (IWRF, 2015). Essa classificação é baseada em três componentes: (1) Teste de banco, ou exames físicos, nos quais alguns principais grupos musculares são testados através do teste muscular manual; (2) Teste de movimento funcional, para avaliar tarefas específicas e não específicas do esporte; e (3) Observações em quadra, momento em que o classificador observa o atleta em jogo, em treinamento ou aquecimento (MORGULEC-ADAMOWICZ et al., 2011; IWRF, 2015).

O RCR permite a formação de times mistos para sua prática, o que significa que atletas de ambos os gêneros podem estar presentes na mesma equipe. Cada time deve possuir um somatório de no máximo 8 pontos, de acordo com a pontuação na classificação funcional dos 4 atletas em jogo, com a exceção de times mistos, quando esse somatório pode ser acrescido de mais 0.5 ponto ao total. Dentre as habilidades requeridas para a prática do RCR podemos destacar: a manipulação da cadeira de rodas; a habilidade de passar, agarrar e quicar a bola; e a capacidade de bloquear o adversário e blindá-lo (YILLA e SHERRIL, 1998; GORLA et al., 2011). Supõe-se que, para obtenção de um bom desempenho nessas ações o atleta deve apresentar um alto nível técnico, bem como um adequado controle da estabilidade postural de tronco.

2.2. Conceitos Básicos Sobre Controle Postural

A posição sentada é assumida comumente por pessoas hígidas durante diferentes atividades de vida diária, ou AVDs. Mais importante, a posição sentada é por vezes a única possível em pessoas com determinados comprometimentos físico-motores, decorrentes por exemplo de lesões na medula espinhal, acidentes vasculares cerebrais, e amputações de membro inferior (SHEPHARD, 1988; SANDIN & SMITH, 1990; MINKEL, 2000). Nessa

condição, a estabilidade postural passa a ser determinada predominantemente pela capacidade funcional do tronco, sendo a sua boa funcionalidade associada a um melhor desenvolvimento das AVDs (SPRIGLE et al., 2007). Dessa forma, a avaliação do controle postural de tronco é de fundamental importância para determinarmos o nível de comprometimento físico-motor da pessoa, bem como para estabelecermos a melhor estratégia de intervenção, e acompanhar as modificações decorrentes da reabilitação.

Por controle postural podemos compreender como sendo a coordenação de processos de orientação postural (relação espacial entre os segmentos corporais e entre o corpo e o espaço) e de estabilidade postural (manutenção de uma dada postura frente a perturbações internas e externas, como os movimentos respiratórios e a força da gravidade; SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2007). Ambos os processos são necessários para a realização das AVDs e para garantir a independência funcional dos indivíduos. O controle postural depende da interação dinâmica entre indivíduo, ambiente e tarefa (WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 1990). Dependendo dessa interação — isto é, das características do indivíduo (massa corporal, estatura) do ambiente (tipo de piso, contexto esportivo) e da tarefa (mudar de direção, manter a posição ereta) — o corpo seleciona e processa as informações sensoriais adequadas, provenientes principalmente dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo (PETERKA, 2002) e promove os ajustes neuromusculares necessários (TING e MCKAY, 2007; LORAM et al., 2005).

Em termos mecânicos, a estabilidade postural é mantida sempre que o centro de gravidade (CG) do corpo se projeta dentro de sua base de suporte (WINTER, 1995). O centro de gravidade é definido como a projeção vertical do centro de massa, que por sua vez é o ponto equivalente à massa corporal total, geralmente localizado na altura da segunda vértebra lombar quando o indivíduo se encontra em pé. A base de suporte é a área de contato entre o corpo e a superfície de suporte, por exemplo, a área em torno dos pés,

quando nos encontramos em pé, e toda área de contato entre o corpo e a cadeira, quando sentados (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2007). Ao nos mantermos em pé, ou com o tronco ereto na posição sentada, diversas perturbações internas (respiração, batimentos cardíacos, contrações musculares) e externas (principalmente a força da gravidade) fazem com que o corpo balance e o CG se desloque em diferentes direções. O limite de estabilidade postural caracteriza o quanto o CG pode se deslocar em uma dada direção enquanto se mantém dentro da base de suporte, o que assegura a manutenção da postura assumida pelo corpo. No caso do CG se projetar para fora da base de suporte, uma nova postura deve ser assumida — por exemplo, podemos dar um passo a frente para aumentar nossa base de suporte ou podemos nos apoiar em algum objeto próximo (NASHNER, 1989) — de outra forma, o corpo fica em situação de instabilidade e há risco de queda.

A correção da posição do CG em relação à base de suporte é mediada pela resultante das forças de reação do solo, denominado de centro de pressão (CP; WINTER, 1995; WINTER et al., 1998). As coordenadas do CP são obtidas usualmente através de plataformas de força, e sua análise consiste em medidas temporais (como a velocidade, amplitude de deslocamento), espaciais (como a área de deslocamento, geralmente representada por uma elipse de 95% de intervalo de confiança) e espectrais (frequência média ou mediana; PRIETO et al., 1996). Em termos gerais, o deslocamento do CP reflete dois processos distintos: o deslocamento do CG do corpo e os ajustes neuromusculares empregados para controle da posição do CG em relação a base de suporte do indivíduo (WINTER et al., 1998). Diferentes métodos de decomposição confirmam a hipótese de que o CP reflete — ao menos parcialmente — a posição e deslocamento do CG (CARON et al., 1996; DUARTE & ZATISIORSKY, 1999), justificando seu uso para a investigação da função de tronco na posição sentada, empregada no presente estudo.

2.3. Avaliação da Função de Tronco

Existem inúmeras formas de se avaliar o controle postural de tronco, incluindo ferramentas e testes qualitativos e quantitativos. De modo geral os testes empregam tarefas tais como deslocar o tronco o máximo possível em uma ou múltiplas direções (limite de estabilidade; PREUSS & POPOVIC, 2010) ou levar os braços a frente ou para o lado o máximo possível, sem perder a estabilidade (teste de alcance funcional; DUNCAN et al., 1992). Diferentes medidas também podem ser empregadas para quantificação do desempenho nas tarefas propostas, sendo comum o uso de (i) medidas cinemáticas, como o deslocamento horizontal do tronco ou dos braços, ou medidas de deslocamento dos braços durante o alcance funcional, usualmente através de uma régua ou outra referência espacial, e (ii) medidas posturográficas do deslocamento do CP.

Vale ressaltar que baseado em estudos prévios, pode-se assumir que a função de tronco desses atletas na verdade reflete um conjunto de ativações compensatórias de músculos do tronco superior e da articulação do ombro (SEELEN et al., 1998; JANSSEN-POTTEN et al., 1999; BJERKEFORS et al., 2009) ou ainda dos músculos respiratórios (SINDERBY et al., 1992).

2.3.1. Medidas de Alcance Funcional

O teste de alcance funcional pode ser realizado em cadeira específica, adaptada para o teste, ou na própria cadeira de rodas do avaliado. É um teste relativamente simples, e possui forte associação com o desempenho em AVDs, podendo ser aplicado em diferentes contextos clínicos e esportivos, sendo útil para determinar as configurações das cadeiras de rodas dos avaliados, entre outras possibilidades (SPINGLE et al., 2007).

Para realização deste teste, geralmente a cadeira (adaptada ou de rodas) é posicionada paralela (alcance funcional anterior) ou de frente (alcance funcional lateral) a

uma régua milimétrica fixada na parede. No caso da cadeira de rodas, a posição é mantida através de travas nas rodas posteriores. Após serem posicionados, os avaliados mantém o membro superior estendido (ou abduzido) com as mãos suspensas na altura dos ombros, de modo que um marcador (bola de isopor) afixado no punho coincida com o ponto zero da régua. O uso do punho é recomendado ao invés da ponta dos dedos, uma vez que alguns dos avaliados podem apresentar limitações no movimento de extensão dos dedos, dependendo por exemplo, do nível da LME. É pedido então para que o avaliado desloque sua mão para frente (ou para o lado direito ou esquerdo) o máximo possível, sem perder a estabilidade. Na posição sentada, como não há possibilidade de mudança na base de suporte, a perda da estabilidade é caracterizada pelo uso dos membros superiores como suporte de apoio. O alcance anterior é geralmente realizado com o membro dominante, mantendo o membro contralateral em contato com o tórax ou com a coxa do avaliado, caso este não seja capaz de manter a posição sentada sem apoio, o que é comum em pessoas com LME no nível de C5-C6. No alcance lateral usa-se o membro superior correspondente para realização da tarefa (por exemplo, membro superior direito para realizar o alcance funcional a direita). O membro superior é utilizado para o alcance lateral para a direita e para a esquerda e da mesma forma o membro contralateral é mantido em contato com o tórax. Após um período de adaptação são realizadas três tentativas para cada direção, e a distância percorrida pelo marcador no punho é anotada, tendo como referência régua afixada na parede. A média das três tentativas ou a máxima distância percorrida é geralmente empregada como resultado final.

Sprigle e colaboradores (2007) propuseram uma forma de avaliação da medida de alcance funcional associada a medidas de alcance bilateral e tarefas funcionais do dia-a-dia. Neste protocolo a medida de alcance bilateral era a máxima distância para frente que o indivíduo conseguia desenvolver durante uma tarefa bilateral sem perder o equilíbrio. As

tarefas funcionais relacionadas às AVDs desafiavam o indivíduo a criar estratégias de sua preferência em cenários que imitavam a vida real. O estudo mostrou que o nível da LME é um importante preditor de sucesso no desempenho dos testes de tarefas funcionais e que os profissionais da saúde devem ser encorajados a adotarem a medida de alcance bilateral como forma de avaliação clínica, pois foi a medida com melhor relação com as tarefas funcionais.

Bernard e colaboradores (1994) e Curtis e colaboradores (1995) fizeram uma análise cinemática dos movimentos de alcance funcional que se restringiram a avaliações de atletas paraplégicos, em sua maioria atletas de Basquetebol em Cadeira de Rodas. Nesses estudos em particular, foi observado que indivíduos com LME tiveram um deslocamento postural total maior e uma frequência de deslocamentos menores que aqueles apresentados por indivíduos hígidos, não havendo, entretanto, diferenças nas medidas de velocidade de deslocamento do CP.

Tem sido sugerido que a quantidade de oscilação do centro de pressão está associada ao desempenho da estabilidade postural, na qual a velocidade do centro de pressão está associada com o quanto de atividade do sistema de controle postural é requerida para se alcançar a estabilidade (GRANGEON et al., 2015).

2.3.2. Limite de Estabilidade

O CP é comumente utilizado na avaliação da estabilidade postural na posição sentada (MILOSEVIC et al., 2015). Essa medida foi empregada por Preuss & Popovic (2010) para desenvolvimento do protocolo de avaliação do Limite de Estabilidade (LE). Nesse protocolo, os participantes permanecem sentados em uma plataforma de força apoiada sobre um bloco de madeira rígido, com ou sem o apoio dos pés (GAUTHIER et al., 2012; ALTMANN et al., 2015). Nessa posição, os participantes são instruídos a inclinar o corpo

o máximo possível em uma direção pré-selecionada, e retornar a posição inicial. Usualmente, oito direções são indicadas. O Limite de Estabilidade são computados a partir das coordenadas máximas do centro de pressão adquiridas durantes as tarefas de inclinação do tronco nas oito direções. Essas coordenadas são usadas para ajustar uma elipse e para o cálculo da sua respectiva área. A área da base de suporte de cada participante é computada e o LE é expresso como porcentual da área de base de suporte para cada participante. Se o participante não conseguisse se auto sustentar na posição sentada ereta durante o procedimento — como eventualmente acontece com aqueles com baixa funcionalidade — é permitido que ele coloque suas mãos apoiadas sobre as coxas para suportar parcialmente o peso de seu corpo. No estudo de Preuss & Popovic (2010) foram testados onze indivíduos saudáveis, e a média do LE achado foi de 33% da base de suporte.

Recentes estudos (GAUTHIER et al., 2012; GAUTHIER et al., 2013) utilizaram esse mesmo protocolo de forma modificada para avaliação de indivíduos com e sem LME. Nesse caso, o assento onde estava localizada a plataforma de força era de altura ajustável e os pés eram apoiados em outras duas plataformas no chão, sendo permitido o apoio das mãos nas coxas, caso fosse necessário. Nesses estudos, o LE dos indivíduos com LME variou entre 2% e 24% (média de 10%), enquanto os indivíduos controles (sem deficiência) apresentaram LE entre 10% e 35%, com média de 17% (GAUTHIER et al., 2012; GAUTHIER et al., 2013). Além disso, foi observada a influência da musculatura abdominal nessa medida, uma vez que indivíduos com LME e preservação dos músculos abdominais apresentaram um LE médio de 14%, diferente dos 5% apresentados pelos os indivíduos com LME sem a preservação dos músculos abdominais. Esses resultados nos mostram que a medida do LE é sensível a alterações na função do tronco, sendo capaz de diferenciar indivíduos com e sem LME, e aqueles com LME com maior ou menor preservação da musculatura abdominal.

2.3.3. Avaliação da Função de Tronco no Contexto do Esporte Adaptado

Os atletas de RCR apresentam um quadro de tetraplegia ou de tetraequivalência, como consequência de lesões da medula espinha, múltiplas amputações, sequelas de doenças neurológicas, entre outras (IWRF, 2015). Uma importante característica desse quadro, principalmente para aqueles com LME, é a perda da funcionalidade de grandes grupos musculares que potencialmente levam a uma diminuição ou perda total do controle postural de tronco, prejudicando assim a manutenção da orientação e estabilidade na postura sentada e a eficiência dos membros superiores para a realização das AVDs.

Para compreensão dos mecanismos subjacentes ao controle postural na posição sentada os conceitos que norteiam a mecânica da postura em pé (como CG, base de suporte, limites de estabilidade) podem ser aplicados, com algumas modificações. O primeiro aspecto a ser levado em consideração é que quando assumimos a postura sentada, a altura do centro de gravidade acima da base de suporte é menor, e por serem os glúteos e região posterior de coxa os segmentos responsáveis por formar a base de suporte, a área de apoio é maior, criando assim maior limite de estabilidade. Existe um conflito entre a necessidade de estabilidade de tronco e mobilidade de tronco para que ocorra um desempenho efetivo do controle postural de tronco. É comum que indivíduos com LME utilizem músculos não-posturais preservados, como os músculos do pescoço e ombro, para compensar a deficiência em manter a posição sentada através da ativação voluntária desses músculos (SEELEN et al., 1998; JANSSEN-POTTEN et al., 1999; BJERKEFORS et al., 2009). Além disso, são empregadas também estratégias como apoiar os membros superiores ao lado do tronco e uma maior angulação da inclinação da pelve, acentuando a cifose toraco-lombar, com a intenção de criar um aumento do contato entre a área corporal e a plataforma a fim de aumentar a base de suporte (HOBSON e TOOMS, 1992; SPRIGLE et al., 2003).

Na observação de atletas com e sem prejuízos físico-motores, é percebido um impacto significante da diminuição do controle de tronco no desempenho das atividades em cadeira de rodas, sendo que este prejuízo não é igualmente levado em consideração durante a classificação funcional dos atletas (ALTMANN et al., 2014). Pesquisas anteriores mostraram que a força muscular de tronco, a coordenação de tronco e a amplitude de movimento de tronco interferem na posição do tronco, o que potencialmente torna a aplicação de força e movimentação de braços mais efetivos, afetando a capacidade de movimentar-se na cadeira de rodas (BOSWELL-RUYS et al., 2009; VANLANDEWIJCK et al., 2011b). Todos esses fatores somados trazem benefícios para os atletas com maior funcionalidade de tronco que podem ser ignorados durante a classificação funcional, afetando diretamente o desempenho dos atletas e da equipe em campo, tornando o jogo tendencioso.

Com a criação do Código de Classificação e Padrões Internacionais pelo Comitê Paralímpico Internacional (IPC), todas as modalidades Paralímpicas passaram a possuir uma estruturação de princípios a serem seguidos para a elaboração de suas classificações funcionais “baseadas em evidências”. A classificação funcional do atleta é de extrema importância para a prática esportiva, pois assegura que o talento e a motivação dos atletas não fiquem atrelados ao seu grau de deficiência ou comprometimento físico-motor. No RCR, um importante componente desta classificação é a avaliação do controle postural de tronco, que pode corresponder a até 1.5 da pontuação total da classificação funcional do atleta. Para a avaliação do controle de tronco, a IWRF preconiza uma série de testes de função muscular e da capacidade funcional do atleta, como a força muscular do abdômen e da musculatura paravertebral através de observação e palpação. Geralmente, os testes avaliam: alinhamento da coluna vertebral quando na posição sentada, força muscular do quadril, tronco e abdômen, capacidade de movimentação na posição sentada sem apoio, e

máximo deslocamento do tronco na direção antero-posterior e lateral, com ou sem auxílio dos membros superiores. Através das observações em campo os classificadores procuram perceber a capacidade de movimentação de tronco, o alcance, além da base de suporte e o retorno a posição inicial.

3. OBJETIVOS

3.1. Geral

O presente estudo tem por objetivo avaliar o limite de estabilidade postural de atletas de rúgbi em cadeira de rodas e determinar a influência da classificação específica do esporte e do nível competitivo nessa medida.

3.2. Específicos

1. Mensurar o limite de estabilidade dos atletas de rúgbi em cadeira de rodas;
2. Comparar as medidas de limite de estabilidade entre atletas com diferentes pontuações na classificação específica do esporte;
3. Comparar as medidas de limite de estabilidade entre atletas de diferentes níveis competitivos;
4. Estabelecer a relação entre o limite de estabilidade e as características demográficas, físicas e relacionadas ao esporte de atletas de rúgbi em cadeira de rodas.

4. JUSTIFICATIVAS

O presente estudo se justifica pela potencial contribuição tanto na área de controle motor e desempenho no contexto do esporte adaptado quanto no que se refere a classificação funcional no esporte Paralímpico. A compreensão das alterações no controle de tronco de indivíduo com tetraplegia ou tetraequivalência pode ainda fornecer subsídios

para a melhor elaboração de exercícios terapêuticos ou para ganhos de desempenho, que levem em conta as limitações funcionais específicas de cada atleta.

5. HIPÓTESES

Sendo a classificação no RCR baseada nas avaliações de limites e potencialidades funcionais de cada indivíduo, espera-se que a medida de limite de estabilidade seja capaz de diferenciar atletas pertencentes a diferentes classes funcionais, sendo proporcional ao nível funcional, servindo como instrumento quantitativo de avaliação da função de tronco. Espera-se, ainda, que o limite de estabilidade seja diferente dependendo do nível competitivo do atleta, uma vez que o volume de treinamento e o nível técnico são usualmente maiores nos atletas de nível internacional comparados com aqueles que competem em eventos nacionais. Além disso, o padrão de ativação da musculatura compensatória de tronco entre os atletas com LME pode ser diferenciado.

6. MATERIAIS E MÉTODOS

6.1. Delineamento do Estudo

Estudo descritivo de corte transversal.

6.2. Participantes

Foi avaliada uma amostra de 28 atletas, provenientes de equipes de RCR com a qual a UNISUAM possui parceria técnico-científica. Os atletas foram oriundos da Seleção Brasileira de RCR convocada para os Jogos Parapan Americanos de Toronto 2015 (n=19), e atletas de RCR oriundos da equipe Santer Rio Rugby (n=9). Não foi realizado cálculo amostral, uma vez que avaliamos toda a população de atletas disponíveis no momento do estudo. O protocolo experimental foi submetido ao Comitê de Ética local, em consonância com a resolução 466/2012 (processo número 39252814.8.0000.5235). Todos os indivíduos participantes assinaram Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE, ANEXO 1) após serem informados sobre a natureza do estudo e do protocolo a ser realizado.

Foram incluídos no estudo os atletas de RCR com tetraplegia ou tetraequivalência, que tenham participado de pelo menos uma competição nacional ou internacional no ano de 2015. Os atletas apresentaram diagnóstico de síndrome de Guillain-Barré (n=1), LME entre T4 e T5 associada com lesão do plexo braquial (n=1), má-formação congênita (n=2) e LME nos níveis de C5-C7 (n=24). Os atletas foram distribuídos em três grupos, de acordo com suas classificações (IWRF, 2015): grupo de pontuação baixa (PB), composto por atletas de 0.5 a 1.5 pontos (n=8); grupo de pontuação média (PM), compreendendo atletas com pontuação de 2.0 e 2.5 pontos (n=14); e grupo de pontuação alta (PA), com aqueles que possuíam 3.0 e 3.5 pontos (n=6).

6.3. Medidas Demográficas e Relacionadas ao Esporte

As informações demográficas e relacionadas à prática esportiva foram obtidas através de uma anamnese completa (Apêndices 1 e 2). As variáveis analisadas foram: idade, estatura, massa corporal, tempo pós-lesão, anos de prática esportiva e volume de treinamento. A estatura corporal foi avaliada com os atletas deitados numa maca, e foi registrada como a distância entre o plano do vértex e o plano da sola dos pés (ou os membros reduzidos em atletas com má-formação congênita). Para isso foi utilizada uma fita Sanny, com precisão de 0.1 cm. A massa corporal foi medida com os atletas sentados em suas próprias cadeiras de rodas, subtraída da massa de suas próprias cadeiras de rodas (balança digital Filizola, capacidade máxima de 300 kg, precisão de 100 g).

6.4. Avaliação do Limite de Estabilidade

Para a realização da avaliação do limite de estabilidade os atletas foram posicionados sentados sobre uma plataforma de força AccuSway^{PLUS} (AMTI, EUA), suspensa em um bloco de madeira (dimensões 80 x 80 x 65cm; FIGURA 1a). Nessa posição, os atletas deveriam manter aproximadamente 75% do comprimento das coxas (distância entre o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur) em contato com a plataforma, e os pés suspensos, sem apoio no solo (GAUTHIER et al., 2013). Se os atletas não fossem capazes de manter na posição sentada ereta durante o procedimento, era permitido que eles colocassem as mãos sobre as coxas para suportar parcialmente o peso corporal. Foi pedido aos atletas que inclinassem o tronco o máximo possível em uma direção selecionada, sem perder a estabilidade (PREUSS & POPOVIC, 2010). A direção na qual o atleta deveria inclinar o tronco foi indicada por um marcador em uma tela de computador (ITAUTEC L155OS, 1024x768 pixels) posicionada a aproximadamente 1,2 m em frente a plataforma de força. Oito direções foram pré-determinadas, sendo arranjadas em forma de “diamante”

(FIGURA 1a), separadas por 45^0 de intervalo uma da outra (FIGURA 1b). O participante deveria inclinar o tronco em cada direção e retornar a posição inicial. O movimento em cada direção foi realizado três vezes consecutivas, sem intervalo, na velocidade determinada pelo próprio atleta.

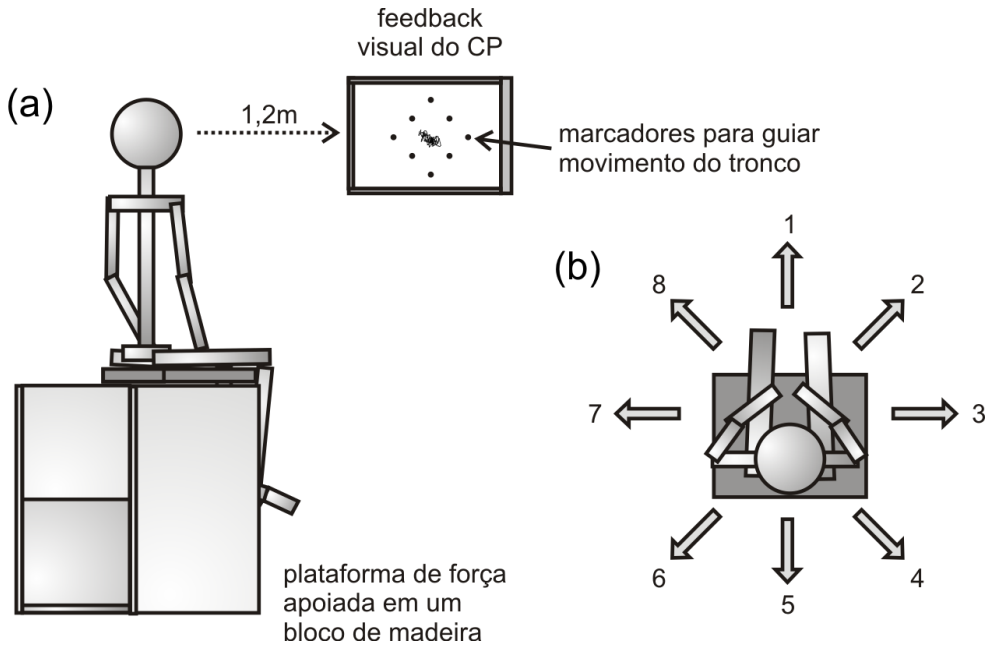

FIGURA 1. (a) Ilustração esquemática do procedimento experimental. (b) Representação do deslocamento do centro de pressão (CP) durante a inclinação do corpo nas oito direções pré-estabelecidas. As direções foram enumeradas no sentido horário. Os marcadores na tela em (a) foram colocados apenas para orientar a direção.

As coordenadas do centro de pressão foram calculadas a partir das forças de reação do solo medidas através da plataforma de força, com uma taxa de amostragem de 100 Hz, sendo o sinal armazenado para posterior análise. O LE foi computado a partir das coordenadas máximas do CP adquiridas durante a tarefa de inclinação do tronco em cada uma das oito direções. O processamento se deu da seguinte forma: (1) as coordenadas do CP em cada direção foram convertidas para uma série temporal de distâncias Euclidianas (FIGURA 2a, seta 1); (2) a amplitude máxima do deslocamento na série temporal de distâncias Euclidianas foi computada e as coordenadas correspondentes na série temporal do CP foram identificadas (FIGURA 2a, seta 2); (3) as máximas coordenadas do CP em cada uma das direções (FIGURA 2a, seta 3) foram utilizadas para ajustar uma elipse de 68% de intervalo de confiança (FIGURA 2b, painel direito). O intervalo de confiança de 68% (1DP) foi empregado ao invés do intervalo mais comum de 95% (2DP; FIGURA 2b, painel esquerdo) pois análises prévias revelaram que esse intervalo proporcionava um melhor ajuste da elipse. A área dessa elipse foi calculada a partir da análise de componentes principais (OLIVEIRA et al., 1996). A área da base de suporte foi computada como o produto de 75% do comprimento das coxas (média entre os dois membros inferiores) e a distância entre os trocânteres maiores do lado direito e esquerdo. Os limites de estabilidade foram expressos como a área da elipse de 68% de intervalo de confiança dividido pela área da base de suporte, multiplicado por 100 (i.e., percentual da base de suporte). Dada a grande variação observada para essa medida entre os atletas (TABELA 1 e 2), o valor do LE foi transformado em logaritmo natural e então utilizado em análises subsequentes.

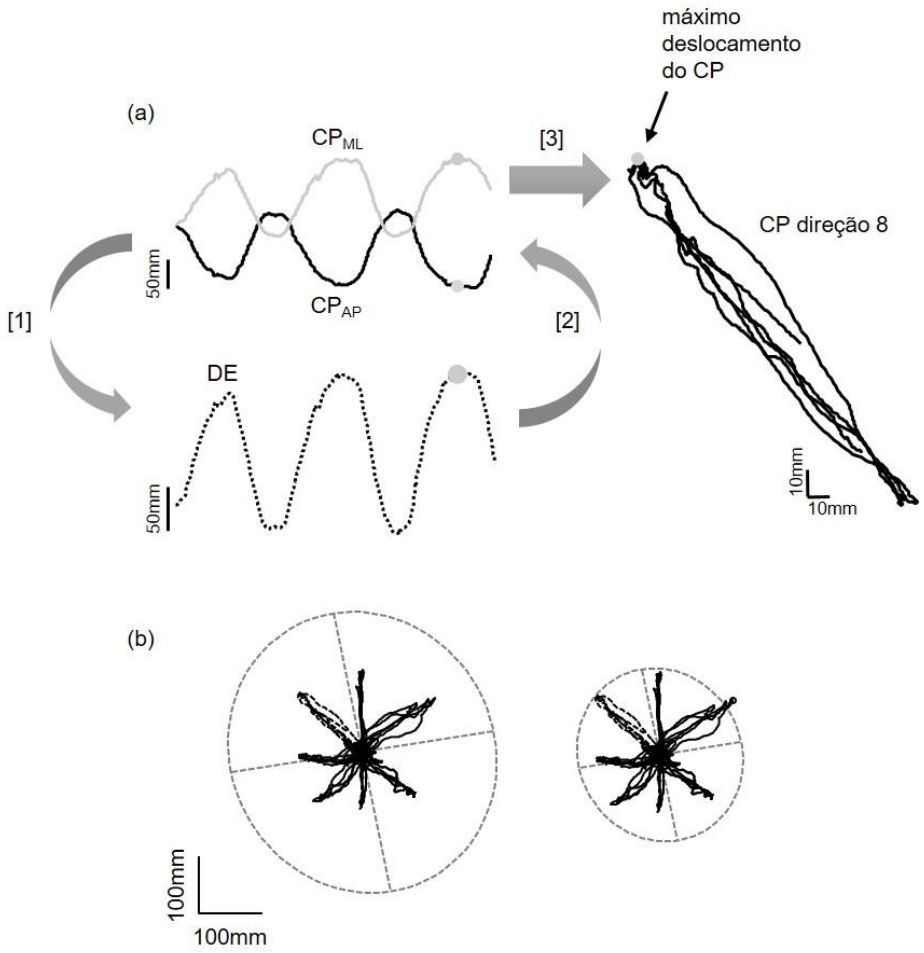

FIGURA 2. Esquema ilustrando o processamento do sinal do CP para obtenção do limite de estabilidade. (a) Série temporal do CP nas direções anterior-posterior (CP_{AP}, linha preta) e lateral (CP_{ML}, linha cinza). Seta 1 indica conversão do CP em uma série temporal de distâncias Euclidianas (DE, linha tracejada). Após identificação do deslocamento máximo (círculo cinza em DE), as coordenadas do CP correspondentes foram estabelecidas (seta 2), e o máximo deslocamento do CP no estatocinesiograma foi computado (seta 3, círculo cinza na linha preta identificada como "CP direção 8"). (b) Elipse de 95% de intervalo de confiança (linha tracejada cinza, painel esquerdo) e de 68% de intervalo do confiança (painel direito), para o mesmo perfil de deslocamento do CP (traçados pretos, deslocamento do CP nas oito direções). Dados de um atleta representativo (no 05).

6.5. Análise dos Dados e Análise Estatística

Uma análise de variância multivariada (MANOVA) foi aplicada para testar os efeitos principais e de interação entre os fatores grupo (pontuação baixa *vs*. pontuação média *vs*. pontuação alta) e o nível competitivo (nacional vs. internacional), utilizando as medidas de LE, e as características demográficas, físicas e relacionadas ao esporte. Uma análise de variância de um fator (ANOVA) seguida de um pós-teste de Tukey-HSD foi subsequentemente aplicado para cada fator. Por conta da diferença do tamanho amostral entre os níveis de cada fator, a soma dos quadrados do tipo II (LANGSRUD, 2003) foi aplicada para ambas as análises (MANOVA e ANOVA). A associação entre o LE e as características demográficas, físicas e relacionadas ao esporte foram testadas através do coeficiente de correlação de Pearson. A magnitude das correlações foi interpretada qualitativamente utilizando a escala de Cohen (0,1< r <0,3, fraca; 0,3< r <0,5, moderada; r >0.5; forte; HOPKINS et al., 2009). O intervalo de confiança do coeficiente de correlação de Pearson foi obtido através da técnica de *bootstrapping* para 5.000 reamostragens. As análises foram feitas em ambiente SPSS v.22 (IBM, EUA), assumindo uma significância estatística de $P \leq 0,05$.

7. RESULTADOS[1]

7.1. Resultados Gerais

A análise estatística confirmou um efeito principal de classificação (Wilk's λ=0.044, $F_{(16,30)}$=7.016, P<0.001, η^2=0.789) e de nível competitivo (Wilk's λ=0.246, $F_{(8,15)}$=5.734, P=0.002, η^2=0.754) no LE. Contudo, não houve efeito de interação entre os dois fatores (Wilk's λ=0.330, $F_{(16,30)}$=1.390, P=0.212, η^2=0.426).

7.2. Características dos Atletas de Rúgbi em Cadeira de Rodas

A ANOVA para um fator mostrou diferenças entre grupos para estatura (P=0.011, η^2=0.334) e tempo de prática esportiva (P=0.013, η^2=0.327), com o grupo de pontuação alta tendo menor estatura (pós-teste P<0.029) e menos tempo de prática (pós-teste P<0.031) do que os grupos de pontuação baixa e média (TABELA 1). Nenhuma diferença foi obtida entre os grupos de pontuação baixa e média (todos os pós-testes P>0.05).

Considerando o efeito de nível competitivo, a ANOVA mostrou diferenças significativas para idade (P=0.011, η^2=0.259), tempo de prática esportiva (P=0.002, η^2=0.349) e volume total de treinamento (P=0.006, η^2=0.299). É possível observar na TABELA 2 que os atletas de nível internacional são mais jovens, tem maior tempo de prática do RCR e tem um maior volume de treinamento quando comparados com os atletas de nível nacional. Nenhuma outra diferença foi encontrada entre atletas de diferentes níveis competitivos (P≥0.188).

[1] Resultados submetidos em forma de manuscrito original à revista *Biology of Sports*. Folha de rosto se encontra no Anexo 2.

TABELA 1. Características demográficas, físicas, e relacionadas ao esporte dos atletas de rúgbi em cadeira de rodas, considerando os grupos de classificação (pontuação baixa vs. pontuação média vs. pontuação alta). Os dados estão apresentados como média ± desvio-padrão.

	Pontuação Baixa (n=8)	**Pontuação Média (n=14)**	**Pontuação Alta (n=6)**	**ANOVA* *P*-valor**
Idade (anos)	29±5	32±6	31±5	0.639
Estatura (cm)	181.3±5.8	177.3±8.1	160.3±26.6**	0.011
Massa corporal (Kg)	72.6±9.8	69.6±10.0	68.1±11.3	0.629
Tempo pós-lesão (anos)	8.4±3.5	9.2±3.6	15.7±13.2	0.086
Anos de prática esportiva	4.8±2.0	4.9±2.7	1.8±1.9**	0.013
Volume de treinamento (h/s)	12.8±5.8	13.6±10.4	14.7±5.5	0.777
Limite de estabilidade (%)[1]	6±2	18±17	38±33	NA

Nota. * Efeito principal da ANOVA. **Diferença significativa entre os grupos de pontuação baixa e alta (pós-teste $p<0.03$). h/s, horas por semana. [1]Percentual da base de suporte. NA, não se aplica.

TABELA 2. Características demográficas, físicas, e relacionadas ao esporte dos atletas de rúgbi em cadeira de rodas, considerando o nível competitivo (nacional vs. internacional). Os dados estão apresentados como média ± desvio-padrão.

	Nacional (n=9)	**Internacional (n=19)**	**ANOVA* *P*-valor**
Idade (anos)	34±6	29±4	0.011
Estatura (cm)	179.0±3.9	172.8±18.2	0.188
Massa corporal (Kg)	73.0±10.0	68.7±9.9	0.266
Tempo pós-lesão (anos)	8.2±5.1	11.4±7.7	0.214
Classificação Funcional	2.1±1.0	2.0±0.8	0.643
Anos de prática esportiva	2.3±2.5	5.1±2.2	0.002
Volume de treinamento (h/s)	7.3±2.0	16.6±8.3	0.006
Limite de estabilidade (%)[1]	21±22	18±22	NA

Nota. *Efeito principal da ANOVA. h/s, horas por semana. [1]Percentual da base de suporte. NA, não se aplica.

7.3. Avaliação do Limite de Estabilidade

A FIGURA 3 apresenta o deslocamento do CP durante a tarefa de inclinação do tronco em múltiplas direções, para um atleta representativo de cada grupo. Qualitativamente, o grupo de pontuação baixa mostrou um deslocamento do CP menor e mais irregular comparado com atletas com pontuação alta, principalmente durante a movimentação do tronco para trás. Esse padrão de deslocamento do CP se refletiu em um menor LE no grupo de pontuação baixa. Compare, por exemplo, a marcação da linha cinza tracejada do atleta nº 22 com o do atleta nº 05 (FIGURA 3), e os valores de LE correspondentes.

A ANOVA mostrou um efeito principal de grupo para o LE (P=0.036, η^2=0.260; FIGURA 4a). O LE foi significantemente maior nos atletas do grupo de pontuação alta do que nos atletas do grupo de pontuação baixa (pós-teste P=0.030), não sendo, contudo, diferente do grupo de pontuação média (P=0.421). Também não foram observadas diferenças entre os grupos de pontuação baixa e média (P=0.149). A ANOVA não mostrou nenhuma diferença no LE obtido em atletas de diferentes níveis competitivos (P=0.722, η^2=0.006). Como mostrado na FIGURA 4b, LEs semelhantes foram alcançados pelos atletas de nível nacional e internacional.

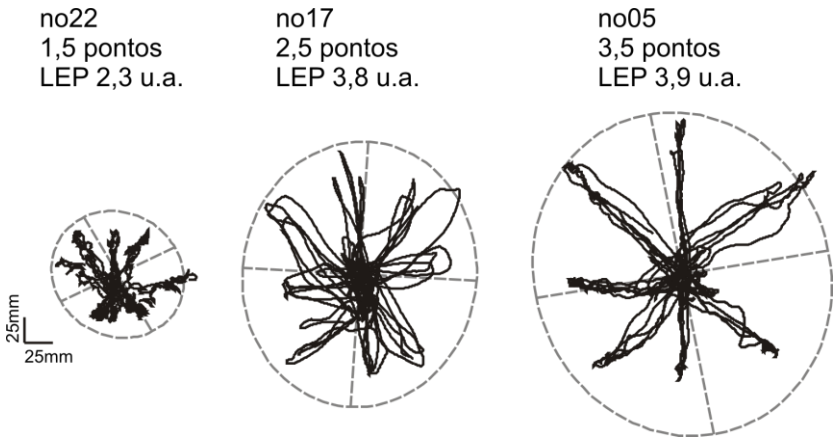

FIGURA 3. Área do limite de estabilidade (LE) dos atletas em relação a (a) classificação esportiva dos grupos (pontuação baixa, barra branca; pontuação média, barra cinza clara; pontuação alta, barra cinza escura) e (b) níveis competitivos (nacional, barra branca; internacional, barra cinza clara). O LE está expresso como porcentagem da área da base de suporte dos atletas. Linhas contínuas e tracejadas indicam as diferenças significativas e não significativas, respectivamente. O P-valor corresponde também é apresentado na figura. Os dados estão apresentados como média ± desvio-padrão. u.a., unidades arbitrárias.

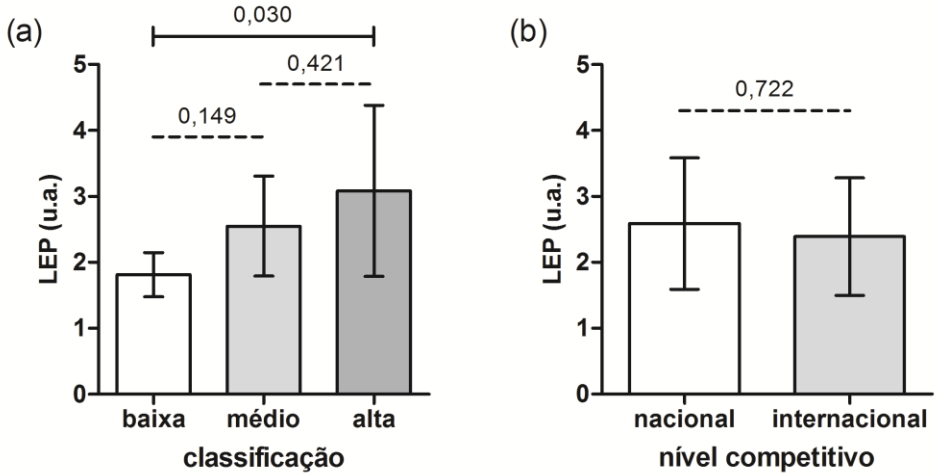

FIGURA 4. Média ±DP do limite de estabilidade (LE, em unidades arbitrárias [u.a.]) dos atletas em relação a (a) classificação esportiva dos grupos (barra branca – pontuação baixa; barra cinza clara – pontuação média; barra cinza escura – pontuação alta) e (b) níveis competitivos (barra branca – nacional; barra cinza clara – internacional). As linhas contínuas e tracejadas indicam as diferenças significativas e não significativas, respectivamente. O *P*-valor correspondente também é apresentado na figura.

7.4. Associação entre os Limites de Estabilidade e as Características dos Atletas

O coeficiente de correlação de Pearson (calculado considerando todos os atletas agrupados, n=28) revelou associações significativas de magnitude moderada à alta entre LEP e a estatura dos atletas de RCR (*r*=-0.56, *P*=0.002, 95% CI=-0.803 a -0.045), tempo pós-lesão (*r*=0.46, *P*=0.014, 95% CI=-0.199 a -0.773) e classificação esportiva (*r*=0.534, *P*=0.003, 95% CI=0.246 a 0.753). Em geral, os atletas mais baixos, com maior tempo pós-lesão e maior pontuação na classificação esportiva apresentaram maiores LEs (FIGURA 5).

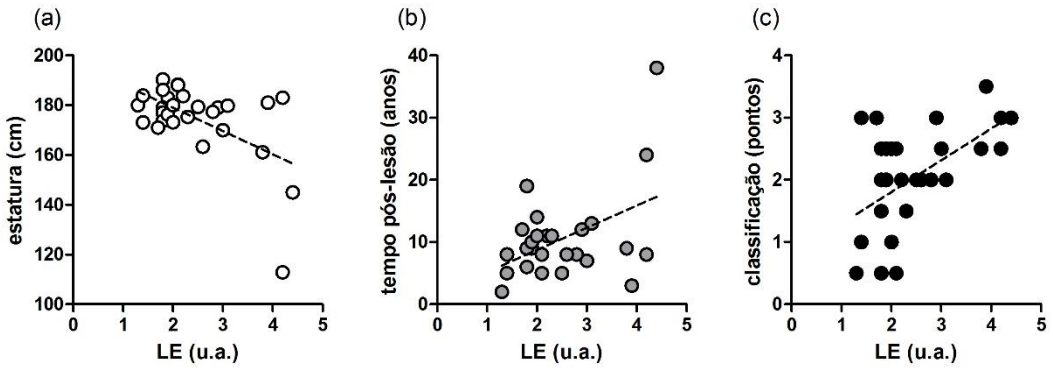

FIGURA 5. Gráfico de dispersão mostrando a associação entre a medida do limite de estabilidade (LE, em unidades arbitrárias, u.a.), na abscissa, e a estatura (a), tempo pós-lesão (b) e classificação funcional (c), na ordenada. As linhas de regressão estimada pelo método de mínimos quadrados (linhas pretas tracejadas) são apresentadas para enfatizar a relação entre as variáveis.

8. DISCUSSÃO

O presente estudo investigou a relação entre a função de tronco – em termos de limite de estabilidade na posição sentada – e a classificação funcional e nível competitivo. Nosso principal objetivo foi investigar se o LE seria capaz de distinguir atletas de RCR com diferentes pontuações na classificação funcional, e o quanto o nível competitivo poderia influenciá-la. Nossos achados foram que: (1) o LE é claramente distinto quando comparamos os dois extremos da classificação do RCR (i.e., atletas de pontuação baixa vs. atletas de pontuação alta); e (2) o nível competitivo não tem influência no LE. A importância desses resultados e sua potencial contribuição para uma classificação do RCR baseada em evidências será discutida a seguir.

8.1. Relação entre Classificação do RCR e o Limite de Estabilidade

Embora amplamente explorado na literatura (BERNARD et al., 1994; CURTIS et al., 1995; SPRIGLE et al., 2007), uma abordagem quantitativa para a avaliação do LE na posição sentada foi proposta somente há alguns anos (PREUSS e POPOVIC 2010). Inicialmente, Preuss e Popovic (2010) desenvolveram este procedimento em indivíduos jovens e saudáveis, identificando uma área média de LE de cerca de 33% da base de suporte dessa população. Subsequentemente, foram realizados estudos com pessoas com LME (GAUTHIER et al., 2012; GAUTHIER et al., 2013) e a área do LE obtida variou de 2% a 24%, com média de 10% da base de suporte. Além disso, pessoas com LME que exibiam paralisia completa dos músculos dorsais e abdominais apresentaram menores valores de LE, variando de 5% a 12% (GAUTHIER et al., 2013). A área do LE (transformada em logaritmo natural) obtida no nosso trabalho com uma amostra de atletas de RCR variou de 1.30 a 4.40 u.a., que corresponde a 4% a 86% da base de suporte dos atletas, com uma média de 18%. Embora essa corresponda a uma maior área de limite de

estabilidade do que reportado previamente para pessoas com deficiência, esse resultado não é totalmente inesperado dada a diversidade de acometimentos exibidos pelos atletas de RCR — tais como síndromes neurológicas, LME e má-formação congênita.

O LE dos atletas de RCR foram largamente influenciados pela pontuação da classificação do atleta, mostrando uma área 1.7 vezes maior no grupo de pontuação alta (atletas com classificação 3.0 e 3.5) do que o grupo de pontuação baixa (atletas com classificação 0.5, 1.0 e 1.5). Embora não significante ao nível de $P<0.05$, uma diferença na média de 20% a 40% entre o grupo de pontuação média e os grupos de pontuação baixa e alta, respectivamente, também foi observada. Além disso, uma associação forte e positiva entre a classificação e o LE sugere um aumento progressivo da função de tronco entre os atletas de diferentes classes. A diferença no LE entre o grupo de pontuação baixa vs. pontuação alta também foi esperada, uma vez que o atual sistema de classificação provou ser adequado para distinguir atletas de RCR com prejuízo total de tronco de atletas de RCR com prejuízo limitado de tronco ou sem nenhum prejuízo (ALTMANN et al., 2013). A limitada função de tronco dos atletas de pontuação baixa (principalmente os de 0.5 pontos) se torna evidente ao considerarmos o fato de que todos eles precisaram suportar o seu peso com as mãos nas coxas para manter a posição do tronco durante o experimento.

O fato de não termos observado diferença significativa entre o grupo de pontuação média e pontuação baixa se deve possivelmente ao chamado “efeito de borda” da classificação (MORGULEC-ADAMOWICZ et al., 2011). O “efeito de borda” se refere ao fato de que os atletas com pontuação média não são claramente distinguidos dos demais com uma pontuação próxima, alta ou baixa, em pelo menos alguns testes de desempenho funcional. Isso foi observado para a avaliação da capacidade aeróbia e anaeróbia, assim como em testes de desempenho específicos do esporte (MORGULEC-ADAMOWICZ et al., 2011), e na eficiência de jogo (MOLIK et al., 2008; MORGULEC-ADAMOWICZ et

al., 2011). Não há uma explicação única para esse “efeito de borda” entre classificações, mas deve-se ressaltar que a designação para uma classe depende do desempenho do atleta em um conjunto de teste, incluindo aí os de banco, as avaliações observacionais e técnicas. Além disso, não é incomum a ocorrência de desempenho assimétrico de segmentos corporais específicos —por exemplo, uma maior função em uma mão acompanhada de menor função na outra mão ou no tronco (IWRF, 2015). Como observado no presente estudo, a função de tronco parece também ser afetada por um viés na classificação, embora a característica específica que causa a sobreposição da função de tronco e do LE entre os atletas de pontuação média e as outras classes ainda esteja totalmente esclarecido.

Considerações adicionais devem ser feitas sobre a associação entre o LE e o tempo pós-lesão e a estatura dos atletas de RCR. Mesmo sendo estatisticamente significante, a associação entre o LE e o tempo pós-lesão pode ser considerado “possivelmente trivial” dada a abrangência do intervalo de confiança do respectivo coeficiente de correlação (BATTERHAM e HOPKINS, 2006). Adicionalmente, as duas associações podem ser explicadas pela presença de atletas com má-formação congênita (n=2) na nossa amostra. Nota-se que esses atletas (i) são os de menor estatura, por conta principalmente do menor comprimentos de seus membros inferiores, (ii) tem um maior tempo pós-lesão, considerado desde a data de nascimento até o dia da avaliação, e (iii) pertencem ao grupo de pontuação alta (ambos com 3.0 pontos). De modo geral, é considerado que essas associações foram não relevantes ou redundantes em relação à forte associação observada entre o LE e a classificação dos atletas.

8.2. Nível Competitivo não Influencia o Limite de Estabilidade

Um resultado inesperado foi a falta do efeito de nível competitivo no LE dos atletas de RCR (FIGURA 3b). A partir de resultados demonstrando os efeitos benéficos do

treinamento físico para pessoas com LME (JACOBS e NASH, 2004) tais como melhorias no sistema cardiorrespiratório (HOFFMAN, 1986; NASH et al., 2001), capacidade de propulsão da cadeira de rodas (ZWINKELS et al., 2014) e perfil lipídico sanguíneo (NASH et al., 2001), seria esperado alguma mudança nas funções físico-motoras desses atletas mediante a prática intensiva de exercícios. No presente estudo os atletas foram agrupados de acordo com sua participação em uma equipe de RCR local (nível nacional) ou na equipe pré-selecionada para os Jogos Para-Pan Americanos de 2015 (nível internacional). A maior diferença entre esses dois grupos foi o tempo de prática esportiva e o volume total de treinamento, com os atletas do time de nível internacional mostrando uma média de 2 anos a mais de prática e praticamente o dobro do tempo de treinamento do que os atletas de nível nacional (Tabela 2). Além de todas essas características, os dois grupos alcançaram uma área de limite de estabilidade de média 2.5 u.a., ou 12% da base de suporte.

Particularmente, sabemos que a prática do RCR promove uma melhora da força dos músculos respiratórios e da função pulmonar geral (MORENO et al., 2012; MORENO et al., 2013), maior resistência ao estresse oxidativo (HUBNER-WOZNIAK et al., 2012) e melhora nas habilidades funcionais de pessoas com tetraplegia (FURMANIUK et al., 2010). Um aumento de 20% da força isométrica máxima de membro superior também foi observado após 6 meses de treinamento de RCR (DALLMEIJER et al., 1997), embora não fosse acompanhado de melhoras no sistema cardiorrespiratório, provavelmente devido a um menor volume relativo de treinamento (1.5-2.0 de horas por semana). Melhoras na função de tronco e estabilidade de pessoas com deficiências parece ocorrer somente quando esse é o foco primário da intervenção, como no caso do treinamento com o ergômetro de caiaque modificado (BJERKEFORS et al., 2007) e exercícios baseados em jogos para treino de estabilidade dinâmica na posição sentada (BETKER et al., 2007). A

despeito dos benefícios gerais obtidos da prática esportiva por pessoas com deficiência, o RCR em particular talvez não seja adequado para promover melhoras em capacidades motoras específicas como a função de tronco.

8.3. Limite de Estabilidade no Contexto da Classificação no RCR

O fato de que a medida da função de tronco não é afetada pelo nível de treinamento dos atletas pode ser de extrema importância para a classificação Paraolímpica em geral, e para o RCR em particular. Independente da deficiência físico-motora apresentada pelo atleta, o principal componente da classificação para participação no RCR é sua avaliação da função de tronco (ALTMANN et al., 2013; IWRF, 2015). A IWRF recomenda uma série de testes para avaliar a função de tronco, incluindo, entre outros: o alinhamento da coluna dorsal enquanto sentado; a força muscular do quadril, dorso e abdômen; a habilidade de se movimentar enquanto sentado, sem apoio; o deslocamento máximo do tronco nas direções anteroposterior e lateral; outros procedimentos envolvendo técnica e avaliação observacional (IWRF, 2015).

É esperado que a função de tronco tenha uma grande influência no desempenho dos atletas de esportes em cadeira de rodas, embora poucas evidências suportem essa noção — por exemplo, os estudos mais relevantes demonstraram que a amplitude de movimento do tronco, mas não a força muscular de tronco, impacta significantemente no desempenho da arrancada em atletas de cadeira de rodas (VANLANDEWIJCK et al., 2011a; VANLANDEWIJCK et al., 2011b). Por causa da importância da função de tronco no desempenho do RCR e sua influência na classificação esportiva (no RCR o atleta elegível tem uma pontuação máxima de 1.5 de função de tronco para 3.5 da pontuação total da classificação), a avaliação do da função de tronco tem sido foco de recente questionamento (ALTMANN et al., 2013; ALTMANN et al., 2014), com a intenção de estabelecer uma

classificação funcional baseada em evidências. Essa iniciativa culminou recentemente com uma proposição de agenda de pesquisa para uma classificação funcional baseada em evidências na qual os passos necessários são, entre outros, o desenvolvimento de “medidas válidas de deficiências (gradativas; confiáveis; precisas; resistente ao treinamento; específico para um acometimento e explicando a grande variância do desempenho)” (veja a FIGURA 1 na página S14 de TWEEDY et al.,2014; veja também TWEEDY e VANLANDEWIJCK, 2011). Poderia ser sugerido que uma forte relação com a atual escala de classificação e a falta de influência do nível de treinamento no LE dos atletas de RCR avaliados no presente estudo faz da avaliação posturográfica uma ferramenta útil para a avaliação de função de tronco no contexto da classificação do RCR.

9. LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Devido a algumas limitações, os dados do presente estudo devem ser interpretados cuidadosamente. O poder estatístico do estudo foi limitado pelo pequeno tamanho amostral e por sua característica seccional. Além disso, a não observação de uma relação de efeito entre o LE e o nível competitivo pode ter ocorrido devido ao fato de no Brasil não termos de fato um alto nível competitivo no esporte Paralímpico quando comparados a outros países, devido, entre outros fatores, ao baixo incentivo financeiro e informação da população sobre a capacidade das pessoas com deficiência. Essa limitação é confirmada, haja vista que o Brasil, atualmente, ocupa o vigésimo lugar no ranking internacional na competição de RCR.

10. CONCLUSÕES

No presente estudo empregamos uma ferramenta quantitativa para a avaliação da função de tronco em atletas de RCR em termos de medidas de limite de estabilidade , e relacionamos estes resultados com a classificação funcional específica da modalidade e o nível de prática esportiva. Foi observado que o limite de estabilidade mostrou uma grande variabilidade entre as classes do RCR, apresentando diferenças quando comparados os dois extremos da classificação, i.e., os atletas de pontuação baixa vs. os de pontuação alta. Como um resultado não esperado, o nível competitivo dos atletas não afetou o limite de estabilidade, a despeito das importantes diferenças entre grupos no que se refere à quantidade de anos de prática esportiva e volume de treinamento. Nossos resultados reforçam a dificuldade em distinguir os atletas de pontuação média dos demais atletas (“efeito de borda”). Outras investigações devem ser realizadas para determinar se o limite de estabilidade é de fato uma medida “confiável, precisa e que dê conta da grande variabilidade no desempenho” (TWEEDY et al., 2014) de atletas de RCR, contribuindo, dessa forma, para o desenvolvimento de uma classificação funcional baseada em evidências. (TWEEDY et al., 2014)

10. REFERÊNCIAS

ALTMANN, V.C.; GROEN, B.E.; VAN LIMBEEK, J.; VANLANDEWIJICK, Y. C.; KEIJSERS, N.L.W. Reliability of the revised wheelchair rugby trunk impairment classification system. *Spinal Cord*, v. 51, n. 12, p. 913–918, 2013.

ALTMANN, V.C.; HART, A.L.; VAN LIMBEEK, J.; VANLANDEWIJICK, Y.C. Improvement of the classification system for wheelchair rugby: Athlete priorities. *Adapted Physical Activity Quartely*, v. 31, n. 4, p. 377–389, 2014.

ALTMANN, V.C.; GROEN, B.E.; GROENEN, K.H.; VANLANDEWIJCK, Y.C.; LIMBEEK, J.V.; KEIJISERS, N.L. Construct validity of the trunk impairment classification system in relation to objective measures of trunk impairment. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 97, n. 3, p. 437-444, 2015.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE RUGBY EM CADEIRA DE RODAS (ABRC). Disponível em: http://rugbiabrc.org.br/jogo/. Acesso em: 15 de Abril de 2015.

BERNARD, P. L.; PERUCHON, E.; MICALLEF, J. P.; HERTOG, C.; RABISCHONG, P. Balance and stabilization capability of paraplegic wheelchair athletes. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, v. 31, n. 4, p. 287-296, 1994.

BETKER, A.L.; DESAI, A.; NETT, C.; KAPADIA, N.; SZTURM, T. Game-based exercises for dynamic short-sitting balance rehabilitation of people with chronic spinal cord and traumatic brain injuries. *Physical Therapy*, v. 87, n. 10, p. 1389–1398, 2007.

BATTERHAM, A.M.; HOPKINS, W.G. Making meaningful inferences about magnitudes. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, v. 1, n. 1, p. 50–57, 2006.

BJERKEFORS, A.; CARPENTER, M.G.; CRESSWELL, A.G.; THORSTENSSON, A. Trunk muscle activation in a person with clinically complete thoracic spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Medicine*, v. 41, n. 5, p. 390–392, 2009.

BJERKEFORS, A.; CARPENTER, M.G.; THORSTENSSON, A. Dynamic trunk stability

is improved in paraplegics following kayak ergometer training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports,* v. 17, n. 6, p. 672-9, 2007.

BOSWELL-RUYS, C.L.; STURNIECKS, D.L.; HARVEY, L.A.; SHERRINGTON, C.; MIDDLETON, J.W.; LORD, S.R. Validity and reliability of assessment tools for measuring unsupported sitting in people with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,* v. 90, n. 9, p. 1571-1577, 2009.

CURTIS, K. A.; KINDLIN, C. M.; REICH, K. M.; WHITE, D. E. Functional reach in wheelchair users: the effects of trunk and lower extremity stabilization. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 76, n.4, p. 360-367, 1995.

DALLMEIJER, A.J.; HOPMAN, M.T.E.; ANGENOT, E.L.D.; VAN DER WOUDE L.H.V. Effect of training on physical capacity and physical strain in persons with tetraplegia. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, v. 29, n. 3, p. 181–186, 1997.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V.M. Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. *Motor Control*, v. 3, n. 1, p. 12-27, 1999.

DUNCAN, P.W.; STUDENSKI, S.; CHANDLER, J.; PRESCOTT, B. Functional reach: predictive validity in a sample of elderly male veterans. *Journal of Gerontology Medicine Science*, v. 47, n. 3, p. M93-M98, 1992.

FURMANIUK, L.; CYWINSKA-WASILEWSKA, G.; KACZMAREK, D. Influence of long-term wheelchair rugby training on the functional abilities of persons with tetraplegia over a two- year period post-spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Medicine*, v. 42, n. 7, p. 688–690, 2010.

GAUTHIER, C.; GAGNON, D.; JACQUEMIN, G.; DUCLOS, C.; MASANI, K.; POPOVIC, M. R. Which trunk inclination direction best predict multidirecional-seated limits of stability among individuals with spinal cord injury? *The Journal of Spinal*

Cord Medicine, v. 35, n. 5, p. 343-350, 2012.

GAUTHIER, C.; GAGNON, D.; GRANGEON, M.; JACQUEMIN, G.; NADEAU, S.; MASANI, K.; et al. Comparison of multi directional seated postural stability between individuals with spinal cord injury and able-bodied individuals. *Journal of Rehabilitation and Medicine*, v. 45, n. 1, p. 47-54, 2013.

GORLA, J. I.; COSTA E SILVA, A. A.; COSTA, L. T.; CAMPOS, L. F. C. C. Validação da bateria "Beck" de testes de habilidades para atletas brasileiros de "rugby" em cadeira de rodas. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, v. 25, n.3, p. 437-486, 2011.

GRANGEON, M.; GAUTHIER, C.; DUCLOS, C.; LEMAY, J.F.; GAGNON, D. Unsupported eyes closed sitting and quiet standing share postural strategies in healthy individuals. *Motor Control*, v. 19, n. 1, p. 10-24, 2015.

HOBSON, D.A.; TOOMS, R.E. Seated lumbar/pelvic alignment: a comparison between spinal-cord injured and noninjured groups. *Spine*, v. 17, n. 3, p. 293-298, 1992.

HOPKINS, W.G.; MARSHALL, S.W.; BATTERHAM, A.M.; HANIN, J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 41, n. 1, p. 3–13, 2009.

HOFFMAN, M.D. Cardiorespiratory fitness and training in quadriplegics and paraplegics. *Sports Medicine*, v. 3, n. 5, p. 312–330, 1986.

HUBNER-WOZNIAK, E.; MORGULEC-ADAMOWICZ, N; MALARA, M.; LEWANDOWSKI, P.; OKECKA-SZYMANSKA, J. Effect of rugby training on blood antioxidant defenses in able-bodied and spinal cord injured players. *Spinal Cord*, v. 50, n. 3, p. 253–256, 2012.

International Wheelchair Rugby Federation (IWRF). Disponível em: http://www.iwrf.com/?page=rules_and_documents. Acesso em: 15 de Abril de 2015.

IWRF Classification Manual. 3rd ed. 2015. Disponível em:

http://www.iwrf.com/resources/iwrf_docs/IWRF_Classification_Manual_3rd_Edition_rev-2015_(English).pdf. Acesso em : 15 de Abril de 2016.

JACOBS, P.L.; NASH, M.S. Exercise recommendations for individuals with spinal cord injury. *Sports Medicine*, v. 34, n. 11, p. 727–751, 2004.

JANSSEN-POTTEN, Y.J.M.; SEELEN, H.A.M.; DRUKKER J.; REULEN, J.P.; DROST, M.R. Postural muscle responses in the spinal cord injured persons during forward reaching. *Ergonomics*, v. 42, n. 9, p. 1200-1215, 1999.

LANGSRUD, O. ANOVA for unbalanced data: Use Type II instead of Type III sums of squares. *Statistics and Computing*, v. 13, n. 2, p. 163–167, 2003.

LORAM, I.D.; MAGANARIS, C.N.; LAKIE, M. Active, non-spring-like muscle movements in human postural sway: how might paradoxical changes in muscle length be produced? *Journal of Physiology*, v. 564, n. 1, p. 281-293, 2005.

MALONE, L. A.; MORGULEC-ADAMOWICZ, N.; ORR, K. Contribution of sport science to performance – wheelchair rugby. In: VANLANDEWIJCK, Y. C.; THOMPSON, W. R. The paralympic athlete: handbook of sports medicine and science. Reino Unido: Wiley-Blackwell, 2011. p. 249-263.

MINKEL, J.L. Seating and mobility considerations for people with spinal cord injury. *Physical Therapy*, v. 80, n.7, p. 701-709, 2000.

MOLIK, B.; LUBELSKA, E.; KOXMOL, A.; BOGDAN, M.; YILLA, A.B.; HYLA, E. An examination of the International Wheelchair Rugby Federation classification system utilizing parameters of offensive game efficiency. *Adapted Physical Activity Quarterly*, v. 25, n. 4, p. 335–351, 2008.

MORENO, M.A.; PARIS, J.V.; SARRO, K.J.; LODOVICO, A.; SILVATTI, A.P.; BARROS, R.M. Wheelchair rugby improves pulmonary function in people with tetraplegia after 1 year of training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v.

27, n.1, p. 50–56, 2013.

MORENO, M.A.; ZAMUNÉR, A.R.; PARIS, J.V.; TEODORI, R.M.; BARROS, R.M. Effects of wheelchair sports on respiratory muscle strength and thoracic mobility of individuals with spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, v. 91, n. 6, p. 470–477, 2012.

MORGULEC-ADAMOWICZ, N.; KOSMOL, A.; MOLIK, B.; YILLA, A.B.; LASKIN, J.J. Aerobic, anaerobic, and skill performance with regard to classification in wheelchair rugby athletes. *Research Quarterly Exercise Sport*, v. 82, n. 1, p. 61-69, 2011.

NASH, M. S.; JACOBS, P. L.; MENDEZ, A. J.; GOLDBERG, R. B. Circuit resistence training improves the atherogenic lipid profiles of persons with chronic paraplegia. *Journal of Spinal Cord Medicine* , v. 24, n. 1, p. 2-9, 2001.

NASHNER, L.W. Sensory, neuromuscular, and biomechanical contributions to human balance. In: Duncan PW, ed. *Proceedings of the APTA forum*, p. 5-12, 1989.

OLIVEIRA, L.F.; SIMPSOM, D.M.; NADAL, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. *Physiological Measurements*, v. 17, n. 4, p. 305-312, 1996.

PETERKA, R.J. Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, v. 88, n. 3, p. 1097-1118, 2002.

PREUSS, R.; POPOVIC, M. R. Quantitative analysis of the limits o stability in sitting. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 26, n. 3, p. 265-272, 2010.

PRIETO, T.E.; MYKLEBUST, J.B.; HOFFMANN, R.G.; LOVETT, E.G.; MYKLEBUST, B.M. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *Transactions on Biomedical Engineering*, v. 43, n. 9, p. 956-966, 1996.

SANDIN, K.J.; SMITH, B.S. The measure of balance in sitting in stroke rehabilitation prognosis. *Stroke*, v. 21, n.1, p. 82-86, 1990.

SEELEN, H.A.; JANSSEN-POTTEN, Y.; DRUKKER, J.; REULEN, J.P.; PONS, C. Development of new muscle synergies in postural control in spinal cord injured subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 8, n. 1, p. 23–34, 1998.

SHEPHARD, R.J. Sports medicine and the wheelchair athlete. *Sports Medicine*, v. 5, n. 4, p. 226-247, 1988.

SINDERBY, C.; INGVARSSON, P.; SULLIVAN, L.; WICKSTROM, I.; KINDSTROM, L. The role of the diaphragm in trunk extension in tetraplegia. *Paraplegia*, v. 30, n. 6, p. 389–95, 1992.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H. Motor Control: translating research into clinical practice. **Lippincott Williams & Wilkins,** 3rd edition, 2007.

SPRIGLE, S.; WOOTTEN, M.; SAWACHA, Z.; THEILAN, G. Relationships among cushion type, backrest height, seated posture, and reach of wheelchair users with spinal cord injury. *Journal of Spinal Cord Medicine*, v. 26, n. 3, p. 236-243, 2003.

SPRIGLE, S.; MAURER, C.; HOLOWKA, M. Development of valid and reliable measures of postural stability. *Journal of Spinal Cord Medicine*, v. 30, n. 1, p. 40-49, 2007.

TING, L.H.; MCKAY, J.L. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current Opinion in Neurobiology*, v. 17, n. 6, p. 622-628, 2007.

TWEEDY, S.M.; VANLANDEWIJCK, Y.C. International Paralympic Committee position stand—background and scientific principles of classification in Paralympic sport. *British Journal of Sports Medicine*, v. 45, n. 4, p. 259–269, 2011.

TWEEDY, S.M.; BECKMAN, E.M.; CONNICK, M.J. Paralympic classification: conceptual basis, current methods, and research update *Physical Medicine & Rehabilitation*, v. 6, n.. 8, p. 11-17, 2014.

VANLANDEWIJCK, Y.C.; VERELLEN, J.; BECKMAN, E.; CONNICK, M.; TWEEDY,

S.M. Trunk strength effect on track wheelchair start. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 43, n. 12, p. 2344-2351, 2011a.

VANLANDEWIJCK, Y.C.; VERELLEN, J.; TWEEDY, S. Towards evidence-based classification in wheelchair sports: Impact of seating position on wheelchair acceleration. *Journal of Sports Sciences*, v. 29, n. 10, p. 1089–1096, 2011b.

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

WINTER, D.A.; PATLA, A.E.; PRINCE, F.; ISHAC, M.; GIELO-PERCZAK, K. Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, v. 80, n. 3, p. 1211-1221, 1998.

WOOLLACOTT, M.H.; SHUMWAY-COOK, A. Changes in posture control across the life span – a systems approach. *Physical Therapy*, v. 70, n. 12, p. 799-807, 1990.

YILLA, A. B.; SHERRIL, C. Validating the Beck Battery of quad rugby skill tests. *Adapted Physical Activity Quarterly*, v. 15, n. 2, p. 155-167, 1998.

ZWINKELS, M.; VERSCHUREN, O.; JANSSEN, T.W.; KETELAAR, M.; TAKKEN, T.; SPORT-2-STAY-FIT STUDY GROUP. Exercise training programs to improve hand rim wheelchair propulsion capacity: A systematic review. *Clincal Rehabilitation*, v. 28, n. 9, p. 847–861, 2014.

ANEXO 1 – Folha de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa

CENTRO UNIVERSITÁRIO
AUGUSTO MOTTA/ UNISUAM

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação do controle de tronco em indivíduos tetraplégicos praticantes de atividades físicas

Pesquisador: Thiago Lemos de Carvalho

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 39252814.8.0000.5235

Instituição Proponente: SOCIEDADE UNIFICADA DE ENSINO AUGUSTO MOTTA

Patrocinador Principal: SOCIEDADE UNIFICADA DE ENSINO AUGUSTO MOTTA

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 981.458

Data da Relatoria: 10/03/2015

Apresentação do Projeto:

O projeto apresenta elementos fundamentais para o desenvolvimento da pesquisa, incluindo o referencial teórico, justificativa, objetivos e métodos. O texto é claro e objetivo.

Objetivo da Pesquisa:

Investigar qual a relação entre o controle de tronco em condições estáticas e dinâmicas, a prática regular de atividades físicas e o desempenho esportivo em indivíduos tetraplégicos.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O projeto e o TCLE apresentam a avaliação crítica dos potenciais riscos e benefícios.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A folha de rosto está devidamente preenchida. Existe identificação do pesquisador responsável. O título do projeto é claro e objetivo. Há embasamento científico que justifique a pesquisa. Os objetivos estão bem definidos. Existe explicação clara dos exames e testes que serão realizados, bem como a devida justificativa. Há critérios de inclusão e exclusão bem definidos. A forma de recrutamento dos sujeitos está clara. O local de realização das várias etapas está bem definido. Há análise crítica de risco/benefícios. Há explicitação de responsabilidade do pesquisador. Há orçamento financeiro detalhado para aplicação dos recursos. O cronograma de execução foi apresentado no projeto. Há explicitação de responsabilidade da Instituição proponente. Há

esclarecimentos a cerca de valor de ressarcimento. Há compromisso de tornar público os resultados. Existe justificativa do tamanho amostral. Existem critérios para suspender a pesquisa.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O título do projeto está abaixo do título da folha. Possui uma breve introdução incluindo a justificativa do projeto com objetivos bem definidos. Expõe e explica os procedimentos que serão realizados. Cita os possíveis desconfortos e riscos previstos em relação aos procedimentos. Cita os benefícios esperados. Tem garantia de esclarecimento a qualquer momento. Explica a forma de recusa em participar do projeto, sem prejuízo para o participante. Traz garantia de sigilo, privacidade, anonimato e acesso aos resultados. Traz compromisso de divulgação dos resultados em meio científico. Faz referência a forma de ressarcimento de despesas. Existe explicação de que os resultados dos exames e/ou dados da pesquisa serão de responsabilidade dos pesquisadores. Informa o nome dos responsáveis e o telefone e endereço para contato em caso de necessidade. Traz espaço para o nome do paciente(ou responsável) e local para sua assinatura. Informa o contato do comitê de ética (endereço e e-mail ou telefone). Informa sobre possíveis indenizações em caso de dano. A linguagem é acessível. O contato do comitê de ética está correto.

Recomendações:

Nenhuma recomendação a fazer.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto está aprovado.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto está aprovado. Cabe ressaltar que o pesquisador se compromete em anexar na Plataforma Brasil um relatório ao final da realização da pesquisa. Pedimos a gentileza de utilizar o modelo de relatório final que se encontra na página eletrônica do CEP-UNISUAM (http://www.unisuam.edu.br/index.php/ introducao-comite-etica-em-pesquisa). Além disso, em caso de evento adverso, cabe ao pesquisador relatar, também através da Plataforma Brasil

Continuação do Parecer: 981.458

RIO DE JANEIRO, 11 de Março de 2015

Assinado por:
SUSANA ORTIZ COSTA
(Coordenador)

ANEXO 2 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM)
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

Você está sendo convidado para participar da pesquisa: **Avaliação dos limites de estabilidade postural: confiabilidade e associação com a prática de atividades físicas em indivíduos com lesão medular**. O objetivo do presente estudo é determinar a confiabilidade teste-reteste das medidas de limite de estabilidade postural, e investigar o impacto da prática de atividades físicas no controle postural de tronco de indivíduos com lesão da medula espinhal.

Explicação do procedimento: Neste estudo não será utilizado nenhum tipo de tratamento e não haverá nenhum procedimento invasivo. Os procedimentos de avaliação serão realizados através de um questionário (entrevista) e através também de um teste de limite de estabilidade. Na parte da entrevista, será realizada uma série de perguntas simples e diretas sobre a idade, altura e peso do participante. Durante o teste você deverá realizar alguns movimentos, sentado sobre uma plataforma de força. Para realização do teste será necessária a utilização de roupas confortáveis, que não impeçam a movimentação corporal. Durante o teste, você ficará sentado sobre a plataforma de força que estará sob uma bancada de madeira e deverá manter os braços apoiados nas coxas. Você deverá inicialmente apenas permanecer sobre essa plataforma, quieto e de olhos abertos. Posteriormente o avaliador solicitará que você realize movimentos com seu corpo na direção de pontos específicos que estarão evidenciados numa tela à sua frente. Cada movimento deverá ser repetido por três vezes. Sempre haverá um pesquisador na sala, e este dará instruções necessárias a cada momento. Os movimentos não são cansativos, mas, ainda assim, se você sentir algum desconforto poderá parar o teste a qualquer momento. Esse procedimento não é invasivo e nem oferece risco potencial nem incômodo para você. Sendo você um indivíduo categorizado como do grupo controle, o teste será realizado em duas sessões distintas, com um intervalo mínimo de uma semana entre elas.

Benefícios do estudo: Embora não haja garantia de benefício pessoal, a sua participação na pesquisa certamente ajudará o avanço do conhecimento acerca do controle da estabilidade postural. Esse projeto pode ajudar a entender melhor como o sistema nervoso controla a postura sentada em humanos. Além disso, a atividade física pode ser empregada para melhorar o controle postural em pessoas com lesão medular.

Liberdade de participação: Sua participação não é obrigatória e fica comprometida a respeito ao desejo de você não querer participar do estudo, mesmo depois de iniciada a sua participação.

Desconforto e risco: Este estudo não trará nenhum tipo de risco à sua saúde, não existirá nenhum tipo de procedimento invasivo e o único desconforto possível é a do desprendimento de um tempo para realizar as tarefas e o possível cansaço físico leve durante a realização do teste. Caso haja algum dano ou prejuízo advindo comprovadamente pela participação na pesquisa, será garantido o seu acesso ao atendimento de saúde e indenização.

Participação Financeira: Este trabalho não trará nenhum tipo de benefício financeiro ou custo ao executante e a participação dos envolvidos é puramente voluntária.

Sigilo de identidade: As informações obtidas nesta pesquisa não serão associadas a identidade de nenhum participante, respeitando assim seu anonimato. Estas informações serão utilizadas para fins estatísticos e científicos em publicações de revistas, anais de eventos e congressos, desde que não revelada a identidade dos participantes. Além disso, os resultados da pesquisa e dos testes serão de responsabilidade do pesquisador. O pesquisador responsável pelo presente estudo é Paula Britto Rodrigues dos Santos CPF 106.990.836-30, telefone (21) 98784-3886, aluna do mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM), endereço Praça das Nações, nº 34, Bonsucesso, Rio de Janeiro, RJ, telefone (21) 3882-9797, ramal 1015 e e-mail: secretariamestrado@unisuam.com.br.

Você receberá uma cópia deste termo com o telefone e o endereço do pesquisador principal. Você poderá solicitar informações durante todas as fases da pesquisa, inclusive após a publicação da mesma. Além disso, você poderá tirar dúvidas diretamente com o Comitê de Ética em Pesquisa da UNISUAM, pelo telefone (21) 3868-5063 ou pelo e-mail: comitedeetica@unisuam.edu.br.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM)
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

Avaliação dos limites de estabilidade postural: confiabilidade e associação com a prática de atividades físicas em indivíduos com lesão medular

Eu,_____, identidade nº_____, abaixo assinado, concordo em participar do estudo acima citado. Fui devidamente informado e esclarecido pelo pesquisador sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido o sigilo das informações e que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer penalidade ou interrupção de meu acompanhamento/ assistência/tratamento.

Data _____ /_____ / _____

_____
Assinatura do participante

_____
Assinatura do pesquisador (Paula Britto Rodrigues dos Santos)

ANEXO 3 – Folha de Rosto do Manuscrito Submetido

Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports - PROOF

SCANDINAVIAN JOURNAL OF MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS

Seated limits-of-stability of athletes with disabilities with regard to competitive levels and sport classification

Journal:	*Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*
Manuscript ID	Draft
Manuscript Type:	Original Article
Date Submitted by the Author:	n/a
Complete List of Authors:	Santos, Paula; Centro Universitario Augusto Motta, Graduate Program in Rehabilitation Sciences Vigário, Patrícia; Augusto Motta University Center (UNISUAM), Rehabilitation Sciences Master's Program Mainenti, Míriam; Escola de Educação Física do Exército Ferreira, Arthur; Centro Universitário Augusto Motta/UNISUAM, Praça das Nações 34, 3º andar, Bonsucesso, CEP 21041-010, Rio de Janeiro, Brazil, Postgraduate Program in Rehabilitation Science Lemos, Thiago; Centro Universitario Augusto Motta, Graduate Program in Rehabilitation Sciences
Keywords:	seated postural control, trunk stability, wheelchair rugby, adapted sports

SCHOLARONE™
Manuscripts

APÊNDICE 1 – Ficha de Avaliação dos Limites de Estabilidade

Avaliador _____ Data ____ / ____ / ____ Hora ____ : ____

Nome do participante _____ Modalidade _____

CÓDIGO do voluntário _____

Idade _____ (anos) Massa corporal _____ (kg) Estatura _____ (cm)

Classificação Funcional: _____ Nível da Lesão: _____

Teste [ ] Resteste [ ]

BASE DE SUPORTE
(i) distância entre trocânter maior e epicôndilo lateral do fêmur direito ___ (cm) 75% ___
(ii) distância entre trocânter maior direito e esquerdo _____ (cm)

MEDIDAS DO TRONCO
(i) distância entre o vértex do crânio e o cóccix _____ (cm)
(ii) distância entre a C7 e o cóccix _____ (cm)

ORDEM DAS DIREÇÕES TESTE DE LIMITE DE ESTABILIDADE
[ ] 7 / 1 / 5 / 2 / 4 / 3 / 8 / 6
[ ] 8 / 4 / 3 / 5 / 6 / 2 / 1 / 7
[ ] 4 / 6 / 3 / 2 / 5 / 1 / 7 / 8
[ ] 2 / 7 / 5 / 8 / 1 / 4 / 6 / 3

Observações
_____
_____
_____
_____

APÊNDICE 2 – Ficha de Avaliação das Características do Esporte

Data da avaliação: ____/____/_____ Horário da avaliação:_____

Preenchido por:

_____

Nome:_____

_____

Modalidade esportiva:_____ Posição:

_____

Classificação funcional na sua modalidade esportiva: _____

Data da lesão: _____

Tipo de lesão: _____

Causa da lesão: _____

01- Praticava algum esporte antes da deficiência física?

( ) Não ( ) Sim

Qual (is)? _____ Posição: _____

Durante quanto tempo?_____

Parou há quanto tempo?_____

02- Sua atual modalidade esportiva

Tempo de prática (anos): _____

a) Frequência de treino (total = físico + técnico-tático)/semana: _____

Duração dos treinos (horas/minutos): _____

b) Frequência de treino/ semana (físico): _____

Duração dos treinos (horas/minutos):

c) Frequência de treino/ semana (técnico-tático): _____

Duração dos treinos (horas/minutos):_____

03- Você disputa competições a nível: ( ) Regional ( ) Nacional ( ) Internacional

04- Qual foi a última competição que você participou? _____

Mês/ ano: _____

05- Ganhou alguma competição? ( ) Não ( ) Sim Qual? _____

06- Melhor resultado ao longo da carreira: _____

07- Qual foi a competição mais importante que você participou? _____

_____

08- Você pratica outra modalidade esportiva (ou exercício físico), além da sua atual?

( ) Não ( ) Sim

Modalidade 1:_____

Há quanto tempo?_____

Frequência de treinamento: _____/semana. _____horas/ semana

Modalidade 2:_____

Há quanto tempo?_____

Frequência de treinamento: _____/semana. _____horas/ semana

09 – Após a sua lesão, você praticava outra modalidade esportiva adaptada antes da sua atual modalidade?

( ) Não ( ) Sim Qual?_____

Praticou durante quanto tempo?_____

Parou de praticar há quanto tempo?_____

Participou de competições?_____

Qual foi a sua melhor colocação?_____