

EDGARDO ALVARES DE CAMPOS ABREU

**CONFIABILIDADE DAS VARIÁVEIS DINÂMICAS MENSURADAS NO  
*CAMPUSBOARD* EM ESCALADORES ESPORTIVOS**

Belo Horizonte

2014

EDGARDO ALVARES DE CAMPOS ABREU

**CONFIABILIDADE DAS VARIÁVEIS DINÂMICAS MENSURADAS NO  
*CAMPUSBOARD* EM ESCALADORES ESPORTIVOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências do Esporte.

Orientador: Professor Dr. Hans-Joachim Menzel

Dedico este trabalho a minha madrinha, tia Helena, que ao conduzir meus pais sobre a minha educação desde muito cedo, possibilitou que hoje eu tivesse condições para finalizar este mestrado.

## Agradecimentos

Agradeço em especial a minha esposa Mariane, que me inspirou a iniciar e principalmente me ajudou a finalizar esta etapa com muito carinho e energético.

Mãe e ao pai por deixarem seus filhos sonharem.

Dico, Lelé, e Leu, família é bom demais.

Ao professor Hans que sem me conhecer, me deixou sair do laboratório com uma célula de força no primeiro dia e acreditou na minha dedicação.

Aos integrantes do BIOLAB em especial a professora Sílvia, Fabíola e ao André que nunca me deram respostas prontas e assim me fizeram aprender de verdade.

Ao pessoal da Secretaria e da Biblioteca, turma que a gente procura nos apertos e sempre dão um jeito de nos ajudar.

Ao pessoal da Das Pedras e da Moquiwa pelo apoio ao projeto.

Ao programa de Pós-Graduação em Ciências Do Esporte pela oportunidade de realizar o mestrado e adquirir novos conhecimentos e amigos.

CAPES pela bolsa de estudos que permitiu que me dedica-se ao projeto.

## Resumo

O *Campusboard* é um equipamento construído em madeira com agarras dispostas verticalmente, onde os escaladores apóiam as mãos, e sem a ajuda dos membros inferiores deslocam a massa corporal no eixo vertical. Este equipamento vem sendo associado empiricamente à melhora do rendimento na escalada esportiva. Apesar de amplamente utilizado há uma carência de estudos que investiguem as razões destas supostas melhoras no desempenho como consequência da utilização do *Campusboard*. O objetivo deste estudo foi averiguar a confiabilidade das variáveis dinâmicas mensuradas no *Campusboard* em escaladores esportivos. A coleta de dados foi realizada na academia de escalada Moquiwa na cidade de Belo Horizonte, Minas Gerais. A amostra foi composta por 22 escaladores esportivos do sexo masculino, com idade ( $31,7 \pm 6,1$ ) anos, massa corporal ( $69,7 \pm 7,2$ ) kg, altura ( $176,0 \pm 7,4$ ) centímetros e sem lesões músculo-esquelética de membros superiores nos últimos 6 meses. Os voluntários tinham um mínimo de três anos de experiência em escalada esportiva e já utilizavam o *Campusboard* em sua rotina de treinamento a mais de um ano. Os voluntários foram submetidos a dois exercícios denominados sem contramovimento e com contramovimento; realizados em dois dias com intervalo de 48 horas por um único avaliador. Para cada exercício foram realizadas cinco execuções máximas com intervalo de um minuto. Para medir as variáveis dinâmicas duas células de força foram adaptadas no *Campusboard*. A confiabilidade estimada para a força máxima total ( $CCI_{(2,1)} = 0,91$ ;  $IC_{95\%} = 0,844-0,957$  e para o impulso total  $CCI_{(2,1)} = 0,90$ ;  $IC_{95\%} = 0,828-0,952$  indicaram boa confiabilidade. Os valores estimados pelo erro padrão de medida da força máxima total  $38,78 \text{ N}$   $IC_{95\%} \pm 76,0 \text{ N}$  e do impulso total  $11,92 \text{ N}\cdot\text{s}$   $IC_{95\%} \pm 23,3 \text{ N}\cdot\text{s}$  foram confiáveis. Os dados permitem concluir que as variáveis dinâmicas mensuradas no *Campusboard* em escaladores esportivos são confiáveis para os exercícios sem contramovimento e com contramovimento.

Palavras-chave: confiabilidade; variáveis dinâmicas; *Campusboard*.

## Abstract

The Campusboard is built in wood with holds placed vertically equipment where climbers supporting hands, and without the help of the lower limbs moving the body mass on the vertical axis. This equipment has been empirically associated with improved performance in sport climbing. Although widely used, there is lack of studies that investigate the reasons for these supposed improvements in performance as a result of the use of *Campusboard*. The aim of this study was to examine the reliability of dynamic variables measured in *Campusboard* in sport climbers. Data collection was performed in Moquiwa climbing gym in the city of Belo Horizonte, Minas Gerais. The sample consisted of 22 male sport climbers, aged ( $31,7 \pm 6.1$  years), body mass ( $69,7 \pm 7,2$ ) kg, height ( $176,0 \pm 7,4$ ) centimeters and without musculoskeletal upper limb injury in the last 6 months. The volunteers had a minimum of three years experience in sport climbing and already use the *Campusboard* in your training routine more than a year. The volunteers underwent two exercises called without countermovement and with countermovement; conducted over two days with an interval of 48 hours by a single evaluator. For each exercise five maximum runs with one minute of interval were performed. To measure the dynamic variables, two load cells were adapted in *Campusboard*. The reliability estimated for total maximum force  $CCI_{(2,1)} 0,91$ ;  $IC_{95\%} 0,844-0,957$  and of total momentum  $CCI_{(2,1)} 0,90$ ;  $IC_{95\%} 0,828-0,952$ , indicated good reliability. The values estimated by the standard error of measurement of total maximum force  $38,78 \text{ N}$   $IC_{95\%} \pm 76,0 \text{ N}$  and total momentum  $11,92 \text{ N}\cdot\text{s}$   $IC_{95\%} \pm 23,3 \text{ N}\cdot\text{s}$  were reliable. It was concluded that dynamic variables measured in *Campusboard* in sport climbers are reliable.

Keywords: reliability; dynamic variables; *Campusboard*.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – Conversão do grau de dificuldade.....	14
FIGURA 2 – Evolução da escalada ao longo dos anos.....	15
FIGURA 3 – Tipos de agarras mais utilizadas.....	18
FIGURA 4 – Campusboard.....	21
FIGURA 5 – Modelo de estruturação da capacidade força muscular.....	22
FIGURA 6 – Local de coleta.....	27
FIGURA 7 – Equipamento Campusboard utilizado para coleta de dados.....	29
FIGURA 8 – Base de saída.....	29
FIGURA 9 – Base de chegada.....	30
FIGURA 10 – Envergadura.....	31
FIGURA 11 – Exercício Sem Contramovimento.....	33
FIGURA 12 – Exercício Com Contramovimento.....	34
FIGURA 13 – Gráfico Força-tempo exercício CM.....	35
FIGURA 14 – Gráfico Força-tempo utilizado para determinar o peso corporal.....	36
QUADRO 1 – Tipos de movimentos unilaterais e bilaterais.....	24

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Caracterização da amostra.....	38
Tabela 2 – Análise descritiva normalizada dia 1.....	39
Tabela 3 – Análise descritiva normalizada dia 2.....	39
Tabela 4 – Confiabilidade Fmax intra-sessão Sem Contramovimento.....	40
Tabela 5 – Confiabilidade Fmax intra-sessão Contramovimento.....	40
Tabela 6 – Confiabilidade Fmax entre-sessão Sem Contramovimento.....	41
Tabela 7 – Confiabilidade Fmax entre-sessão Contramovimento.....	41
Tabela 8 – Erro Padrão da Medida Fmax dia1.....	42
Tabela 9 – Confiabilidade Impulso intra-sessão Sem Contramovimento.....	42
Tabela 10 – Confiabilidade Impulso intra-sessão Contramovimento.....	43
Tabela 11 – Confiabilidade Impulso entre-sessão Sem Contramovimento.....	43
Tabela 12 – Confiabilidade Impulso entre-sessão Contramovimento.....	43
Tabela 13 – Erro Padrão da Medida Impulso dia 1.....	44



## LISTA DE ABREVIATURAS

CB – *Campusboard*

SCM – Exercício sem Contramovimento

CM – Exercício Contramovimento

CCI – Índice de correlação intraclasse

EPM – Erro padrão da medida

IC – Intervalo de confiança

DP – Desvio padrão

CVM – Máxima contração voluntária

F – Força

F<sub>max</sub> – Força máxima

I – Impulso

N – Newton

kg – Quilograma

IS% – Índice de simetria

m – massa

a – Aceleração

M – Metros

p – Página

$\rho$  – Significância

s – Segundos

BIOLAB – Laboratório de Biomecânica

CENESP – Centro de Excelência Esportiva

EEFFTO – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	10
<b>2 OBJETIVOS</b> .....	12
<b>3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	13
3.1 Evolução da Escalada Esportiva.....	13
3.2 Fatores de influência do desempenho na Escalada Esportiva .....	16
3.3 Análise de força muscular em escaladores esportivos .....	17
3.4 Capacidade Força Muscular.....	21
3.5 Simetria Bilateral .....	23
3.4 Confiabilidade da medida .....	24
<b>4 MÉTODOS</b> .....	27
4.1 Cuidados Éticos.....	27
4.2 Amostra .....	28
4.3 Instrumentos .....	28
4.4 Procedimentos .....	32
4.5 Descrição da técnica dos exercícios SCM e CM .....	33
4.6 Variáveis .....	34
4.7 Normalização dos dados .....	35
4.8 Análise Estatística.....	36
<b>4 RESULTADOS</b> .....	38
4.1 Resultados descritivos.....	38
4.2 Confiabilidade da Fmax .....	40
4.3 Confiabilidade do impulso.....	42
<b>5 DISCUSSÃO</b> .....	45
<b>6 CONCLUSÃO</b> .....	49
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	50

## 1 INTRODUÇÃO

A Escalada Esportiva se distingue da maioria dos esportes uma vez que o sucesso nesta modalidade depende principalmente dos membros superiores para deslocar a massa corporal ao longo do eixo vertical (GILES *et al.*, 2006; QUAINÉ; MARTIN, 1999; SHEEL, 2004; WARME; BROOKS, 2000). O desenvolvimento de novos procedimentos de segurança, o crescente número de praticantes e a organização de campeonatos internacionais, conseqüentemente elevaram o grau de dificuldade máxima na escalada esportiva, exigindo maiores níveis de preparação física (MERMIER, 2000).

O rendimento na escalada esportiva é determinado por uma combinação de fatores que se interagem de maneira complexa; e aparentemente as variáveis treináveis são mais relevantes para aumentar o desempenho do atleta do que as características antropométricas (GILES *et al.*, 2006; SHEEL, 2004; WATTS, 2004). Os fatores determinantes do desempenho na escalada esportiva não são claros, embora as medidas de força do antebraço sejam significativamente correlacionadas ao desempenho (SCHWEIZER; FURRER, 2007). Vários métodos de treinamento e equipamentos foram desenvolvidos por escaladores na tentativa de aumentar a força muscular dos membros superiores (WATTS, 2004; SCHWEIZER, 2001) dentre eles o mais difundido é o *Campusboard*.

O *Campusboard* (CB) foi desenvolvido em 1985, desde então sua utilização vem sendo associada empiricamente à melhora do rendimento. Este equipamento é construído em madeira com agarras dispostas verticalmente, onde os escaladores apóiam as mãos, e sem a ajuda dos membros inferiores deslocam a massa corporal no eixo vertical. O padrão de movimento executado no CB assemelha-se ao movimento do teste de salto vertical em aspectos importantes como: simplicidade da técnica, superação do peso corporal aplicando força sobre uma superfície rígida e uma fase de vôo com a maior alteração da velocidade (HATZE, 1998; KIBELE, 1998; LINTHORNE, 2001).

Os testes de saltos verticais são utilizados por treinadores e pesquisadores de esportes como voleibol e futebol para verificar a demanda de força muscular, analisar a condição física e verificar o efeito de diferentes métodos de treinamento da força muscular nos membros inferiores (KLAVORA, 2000). Tais testes também permitem verificar a simetria bilateral dos membros inferiores, considerada um dos fatores que influencia no desempenho esportivo (JONES & BAMPOURAS, 2010); sendo tradicionalmente mensurada por meio da força máxima e mais recentemente pelo impulso (MENZEL *et al.*, 2013).

Para que um teste cumpra seu papel de medir efetivamente uma determinada variável, é necessário que ele atenda a três critérios básicos: objetividade, reprodutibilidade e validade (MORROW *et al.*, 2003). O principal método utilizado para medir a força de preensão manual nos escaladores foi o dinamômetro manual (WATTS *et al.*, 1993; GRANT, 1996; MERMIER, 2000). Entretanto, a validade de tais testes para escaladores vem sendo questionada, já que as agarras utilizadas durante a prática da escalada diferem da posição da mão no teste com dinamômetro manual (GILES; RHODES; TAUNTON, 2006). Com base neste questionamento, vários métodos vêm sendo propostos com intuito de medir a demanda de força na escalada de maneira mais específica (BOURDIN *et al.*, 1999; GRANT *et al.*, 1996; NOÉ, 2006; SCHWEIZER; FURRER, 2007). A utilidade de qualquer medida fornecida por meio de testes está em quanto os pesquisadores podem confiar nos dados como indicadores precisos e significativos do comportamento investigado; assim o primeiro requisito para qualquer teste é a confiabilidade da medida (PORTNEY; WATKINS, 2009). A confiabilidade refere-se à reprodutibilidade dos resultados de um teste aplicado sucessivas vezes nos mesmos indivíduos nas mesmas condições (HOPKINS, 2000).

Portanto, escaladores esportivos e seus treinadores ainda necessitam de um teste de força específico para esta modalidade que possibilite a análise da condição física, o monitoramento da carga de treinamento e que aprimore a compreensão sobre como uma prescrição mais adequada do treinamento de força em escaladores deva ser delineada.

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 Objetivo geral

Em função dos aspectos apresentados o objetivo geral desta pesquisa foi averiguar a confiabilidade das variáveis dinâmicas mensuradas no *Campusboard* em escaladores esportivos.

### 2.2 Objetivo específico

Verificar por meio do método de teste re-teste a confiabilidade relativa e absoluta para a variável força máxima, impulso e seus respectivos índices de simetria, em dois diferentes exercícios de impulsão vertical pelos membros superiores.

### 3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

#### 3.1 Evolução da Escalada Esportiva

A escalada esportiva é a modalidade mais nova do montanhismo, sua origem data meados da década de oitenta quando estruturas artificiais dentro de ginásios esportivos foram construídas simulando as vias<sup>1</sup> de escaladas conquistadas em paredões rochosos por toda Europa. Estas estruturas tinham como finalidade permitir aos escaladores a prática contínua do esporte durante o inverno, mantendo seu condicionamento físico para a temporada de escalada ao ar livre (BERTUZZI, *et al.*, 2011; DRAPER; CANALEJO; FRYER, 2011; GILES; RHODES; TAUNTON, 2006; QUAINÉ; MARTIN; BLANCHI, 1997). Com o tempo, a escalada esportiva deixa de ser apenas um meio de manter-se condicionado e passa a ser a atividade fim, com praticantes, regras específicas e equipamentos próprios (BERTUZZI, 2001; MACLEOD *et al.*, 2007).

Nos últimos 20 anos, o número de praticantes aumentou atingindo mais de cinco milhões de escaladores ao redor do mundo no ano de 2006 (KUBIAK *et al.*, 2006). Prova da crescente popularidade desta desafiante modalidade esportiva é o aumento de 40 para mais de 254 academias de escalada entre os anos de 1988 e 2003 no Reino Unido (GILES *et al.*, 2006). Este aumento do número de praticantes da escalada esportiva, pode ser explicado por diversos motivos: o desenvolvimento de técnicas, equipamentos de segurança mais eficientes e confortáveis, a facilidade de acesso aos locais de prática e a busca por diferentes formas de exercitar-se (DANION, 2008; DONATH *et al.*, 2013; KUBIAK *et al.*, 2006; SHEEL, 2004; WARME; BROOKS, 2000; WATTS, 2004). Recentemente, o Comitê Olímpico internacional aceitou a candidatura feita pela Federação Internacional de Escalada Esportiva, o

---

<sup>1</sup> Vias de escalada são caminhos ou rotas estabelecidas por meio de proteções fixadas na rocha onde escaladores posicionam os equipamentos de segurança.

que conseqüentemente tornou a escalada esportiva ainda mais popular, com a transmissão ao vivo das principais competições da modalidade.

Com a crescente notoriedade era de se esperar que a escalada, antes uma atividade recreacional, se transformasse em um esporte de alto nível onde o grau de dificuldade máximo desempenhado atualmente é alcançado apenas por atletas dedicados e altamente especializados. O grau de dificuldade das vias de escalada pode ser classificado com base em vários sistemas que utilizam números e letras para ranquear uma determinada via (BERTUZZI; FRANCHINI, 2007). As tabelas de graduação de grau são desenvolvidas por escaladores experientes e normalmente cada país possui seu próprio sistema o que dificulta a comparação entre os escaladores de diferentes regiões, surgindo assim tabelas de conversão entre os vários sistemas (FIGURA 1). Entender o grau de escalada utilizado pelos escaladores é de fundamental importância para pesquisadores interessados em estudar esta modalidade, uma vez que os parâmetros estudados estão geralmente relacionados a algum sistema de graduação, meio que mede o desempenho na escalada.

França	EUA	Brasil
III	5.6	4
IV	5.7	5
V	5.8	
V+	5.9	5sup
	5.10a	6
6a	5.10b	
6a+	5.10c	6sup
6b	5.10d	
6b+	5.11a	7a
6c	5.11b	7b
6c+	5.11c	
7a	5.11d	7c
7a+	5.12a	8a
7b	5.12b	8b
7b+	5.12c	8c
7c	5.12d	9a
7c+	5.13a	9b
8a	5.13b	9c
8a+	5.13c	10a
8b	5.13d	10b
8b+	5.14a	10c
8c	5.14b	11a
8c+	5.14c	11b
9a	5.14d	11c

FIGURA 1 – Conversão do grau de dificuldade das vias de escalada na França, nos Estados Unidos e no Brasil.

Fonte: <http://www.escalada.esp.br/tabeladegraduacao.htm>

Nos últimos cinquenta anos observa-se um aumento do grau máximo da escalada desempenhado por praticantes desta modalidade no mundo. Nos Estados Unidos,

este avanço no grau máximo de escalada foi documentado a partir da década de 60 (FIGURA 2).

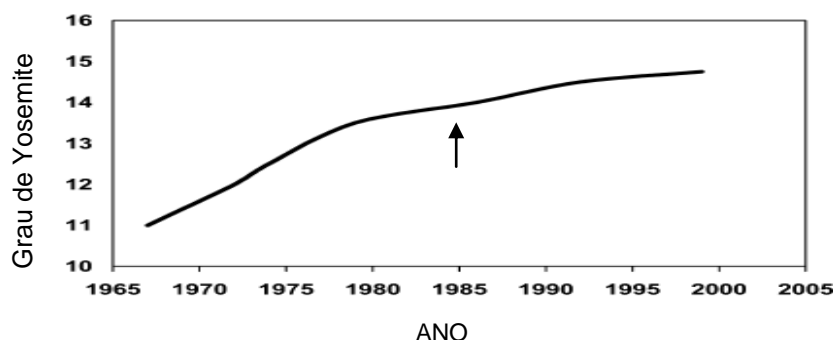


FIGURA 2 – Evolução da escalada ao longo dos anos nos Estados Unidos da América. A seta indica o ano de criação do *Campusboard*.  
Fonte: adaptado de Watts (2004).

A combinação entre o crescimento do número de praticantes, aumento do grau de dificuldade e a necessidade de preparação física cada vez mais eficaz, teve como consequência a identificação de inúmeras lesões características da escalada esportiva. Esta onda de registro de lesões provenientes da prática da escalada, chamou a atenção da comunidade científica para a modalidade (BANNISTER; FOSTER, 1986).

Em 1986, Bannister & Foster publicaram estudo sobre quatro casos de lesões nos membros superiores em escaladores atribuindo tais lesões ao treinamento da escalada. Os autores explicam que com a melhora nas técnicas de segurança e com o aumento do número de praticantes da escalada é esperada uma mudança nos tipos de lesões registradas, de quedas e acidentes para lesões relacionadas com o treinamento (BANNISTER; FOSTER, 1986). Dois anos mais tarde, foram entrevistados 86 escaladores que relataram um total de 115 lesões, cerca de 50% delas ocorreram durante o treinamento (BOLLEN, 1988). Os relatos associando as lesões registradas ao treinamento da escalada esportiva ainda desafiam os pesquisadores (KUBIAK *et al.*, 2006; SCHÖFFL *et al.*, 2007, 2013; VIGOUROUX *et al.*, 2008). A associação de lesões agudas e crônicas ao treinamento cada vez mais intenso e específico realizado pelos escaladores (ROHRBOUGH *et al.*, 2000),



naturalmente levou os pesquisadores a investigar os fatores determinantes para o desempenho na escalada.

### 3.2 Fatores de influência do desempenho na Escalada Esportiva

Os fatores determinantes do desempenho na escalada esportiva não são claros, acredita-se que uma combinação entre variáveis seja responsável pelo aumento do rendimento dos atletas (SCHWEIZER; FURRER, 2007). Um dos primeiros fatores até então estudados é o perfil antropométrico dos praticantes (WATTS *et al.*, 1993). As características antropométricas como altura, massa corporal e percentual de gordura foram as mais investigadas. O estereotipo do escalador tradicional: alto e de grande massa corporal, foi aos poucos, sendo modificado pelo perfil dos escaladores modernos: baixos, com menor percentual de gordura e massa corporal total (GILES *et al.*, 2006; WATTS, 2004).

No principal estudo antropométrico já realizado com escaladores de elite, 39 semifinalistas de um campeonato internacional foram avaliados, apresentando altura média de  $1,778 \pm 0,065$  metros;  $66,6 \pm 5,5$  kg de massa corporal e percentual de gordura de  $4,7 \pm 1,3\%$  (WATTS *et al.*, 1993). Outra característica antropométrica estudada foi a envergadura dos membros superiores. Mermier (2000) encontrou valores médios para a envergadura em escaladores do sexo masculino iniciantes de  $1,85 \pm 9.6$  metros. Sheel *et al.* (2003) também avaliaram a envergadura  $1,72 \pm 7,1$  metros, assim como Bertuzzi & Franchini (2007) que encontraram valores de envergadura de  $176,8 \pm 2,3$  cm a amostra era composta por escaladores de elite.

Variáveis fisiológicas como frequência cardíaca, concentração de lactato e consumo de oxigênio também vem sendo estudas em escaladores esportivos como possíveis fatores determinantes do rendimento (BERTUZZI; FRANCHINI, 2007; SHEEL, 2004; SHERK *et al.*, 2011).

### 3.3 Análise de força muscular em escaladores esportivos

A maioria das pesquisas relacionadas à força e resistência muscular em escaladores foi realizada no antebraço e mão, utilizando variados tipos de dinamômetros com a finalidade de obter-se o valor da força máxima de preensão manual (GILES; RHODES; TAUNTON, 2006). Os valores absolutos de força, de maneira geral, foram similares entre os diferentes grupos estudados (escaladores de elite, escaladores recreativos e não escaladores) em vários estudos. Entretanto, a posição que as mãos assumem nos equipamentos empregados não é a mesma que os escaladores utilizam para segurar as agarras<sup>2</sup> durante a prática da escalada e portanto é sugerido que esta similaridade da força entre escaladores e não escaladores pode ser consequência do método utilizado (WATTS, 2004).

Existem quatro tipos básicos de agarras: (FIGURA 3A - 3D) agarra aberta, agarra em reglete aberto, agarra em reglete fechado e agarra em pinça (KUBIAK *et al.*, 2006). Grant *et al.* (1996) compararam a força entre escaladores de elite, recreacionais e não escaladores, utilizando um equipamento especialmente desenvolvido pela universidade de Glasgow. Neste equipamento os escaladores permaneciam sentados, cotovelo apoiado sobre uma mesa regulável formando um ângulo de 90 graus entre o braço e tronco e braço e antebraço. Uma placa de metal fixada sobre uma célula de carga permitia que vários tipos de agarras fossem avaliadas. Os autores concluíram que escaladores de elite possuem uma força maior ( $446 \pm 30$  N) que escaladores recreacionais ( $359 \pm 29$  N) e não escaladores ( $309 \pm 30$  N) para agarra reglete aberta.

---

<sup>2</sup> Agarras são locais onde escaladores apóiam as mãos e pés para progredir nas vias de escaladas.

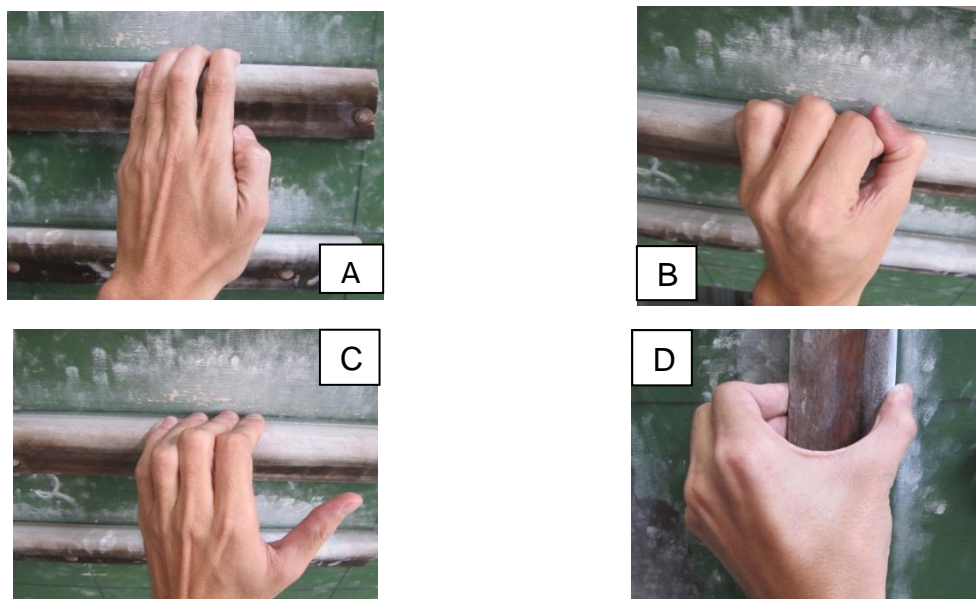


FIGURA 3 – Tipos de agarras mais utilizadas: A – agarra aberta; B - reglete aberto; C - reglete fechado e D – agarra em pinça.

Fonte: arquivo Biolab

Em estudo com objetivo de verificar a resposta cardiovascular durante os exercícios isométricos de antebraço em escaladores foram utilizadas células de carga mono-axiais afim de determinar o valor de força para a contração voluntária máxima (CVM) dos músculos flexores dos dedos. As médias dos valores de força registrados foram  $(713,9 \pm 34,3 \text{ N})$  (FERGUSON; BROWN, 1997).

Outro estudo teve como finalidade comparar o pico de força e o pico do sinal eletromiográfico dos flexores dos dedos com e sem adição de uma massa de 4,5 Kg, que foi posicionada na parte posterior do tronco. Os pesquisadores instalaram em uma parede artificial de escalada, duas plataformas de força e pediram para que os voluntários executassem o movimento “*high-step rock-on*”. Os resultados do pico de força sem adição da massa 4,5 Kg e com adição da massa 4,5 Kg foram respectivamente  $(55.42 \pm 11 \text{ Kg})$  e  $(57.38 \pm 10.11 \text{ Kg})$  e não foram significativamente diferentes. Como também não houve diferença entre a EMG os autores concluíram que adição do peso como forma de aumentar o estímulo do treinamento, não eleva ativação da unidade motora (JENSEN; WATTS, 2008).

Vigouroux *et al.* (2006) elaboraram um equipamento que mensurava a força isométrica de cada dedo individualmente, com o objetivo de estimar as forças geradas nos tendões e polias dos flexores dos dedos nas agarras aberta e reglete aberto. Neste equipamento, os escaladores permaneciam sentados com o braço a um ângulo 45 graus de abdução, o antebraço era apoiado sobre uma mesa com cotovelo a 90 graus, o punho ficava em posição neutra e palma da mão em direção ao solo. Um sensor de força tri-axial foi adaptado, permitindo que apenas a falange distal estivesse apoiada. Apesar das forças registradas para a agarra aberta ( $95.6 \pm 6.4$  N) e reglete aberto ( $97.0 \pm 21.8$  N) não apresentarem diferenças significativas, os autores concluíram que a agarra aberta apresenta menor risco de lesões para escaladores.

Utilizando o mesmo aparato descrito por Grant *et al.* (1996), MacLeod *et al.* (2007) investigaram a resistência muscular dos flexores dos dedos entre escaladores de elite, escaladores recreacionais e não escaladores. Após analisar a contração voluntária máxima (CVM), encontraram valores de ( $485 \pm 65$  N) para escaladores, e de ( $375 \pm 91$  N) para não escaladores. Por meio destes resultados dois protocolos a 40% da CVM foram estabelecidos: o primeiro protocolo utilizou uma contração contínua, já o segundo utilizou contrações intermitentes de 10 segundos com intervalo de 3 segundos, executados até a fadiga. O resultado mostrou que os escaladores de elite foram mais resistentes apenas no protocolo de contrações intermitentes quando comparados aos demais grupos estudados.

Schweizer & Furrer (2007) argumentaram que os métodos até então propostos mensuravam apenas a ação isométrica ou concêntrica, negligenciando a participação da ação excêntrica. Os autores desenvolveram um equipamento isocinético com três diferentes módulos que permitiram medir separadamente movimentos concêntricos e excêntricos. Assim como em outros testes, os voluntários permaneciam sentados e posicionavam antebraço e dedos de forma a simular a agarra reglete aberta. Os valores de força para a flexão concêntrica dos dedos foram em média de ( $441.20 \pm 77.43$  N). Os autores concluíram que a flexão

concêntrica do punho é melhor preditor para o desempenho (grau de escalada) na escalada esportiva.

Recentemente, Fuss & Niegl (2009) montaram sensores de força em agarras artificiais durante competições como método alternativo para tentar quantificar o desempenho em escaladores. Os valores de força para o campeonato nacional e foram ( $117,07 \pm 30,6$  N) e para o campeonato mundial ( $100,07 \pm 30,1$  N) Os valores de impulso foram respectivamente ( $897 \pm 296$  Ns) e ( $786 \pm 435$  Ns) para o campeonato nacional e mundial respectivamente. Os resultados obtidos sugerem que quanto mais experiente é o escalador, menor a força de contato, o tempo de contacto e o impulso. Os autores concluíram que a instrumentalização das agarras de vias podem contribuir para o entendimento das variáveis que determinam o desempenho na escalada.

De maneira geral, os estudos demonstram que o desempenho na escalada está relacionado a variáveis treináveis, principalmente no que diz respeito à capacidade motora força. Os escaladores vêm ao longo dos anos desenvolvendo meios de treinar a força muscular para membros superiores de maneira empírica. Entre os mais conhecidos está o *campusboard* (FIGURA 4), desenvolvido em 1985, pelo escalador alemão Wolfgang Güllich, conhecido mundialmente pela façanha de elevar o grau de dificuldade da escada, com a realização da via *Action Direction* (11c). Este equipamento é considerado pelo senso comum dos escaladores como a maneira mais eficiente de melhorar o desempenho, entretanto apenas dois estudos citam o Campusboard, ambos relacionados a lesões provocadas pelo equipamento (HOCHHOLZER; SCHÖFFL, 2005; SCHÖFFL, 2004).



FIGURA 4 – Campusboard montado na academia Moquiwa.  
Fonte: Arquivo Biolab

### 3.4 Capacidade Força Muscular

A força ( $F$ ) é caracterizada por sua magnitude, direção e ponto de aplicação em um determinado corpo. Por razões éticas e práticas não é possível medir a força muscular de maneira direta em seres humanos. Por isso normalmente esta informação é obtida de maneira indireta pela modificação de forças de reação fora do corpo. Enquanto conceito da mecânica, a força é bem definida, entretanto quando o conceito de força é aplicado à função muscular, os pesquisadores ainda encontram dificuldades para chegarem a um consenso.

Força muscular pode ser definida como: “força ou torque máximo que um músculo ou grupo muscular pode gerar em um determinado movimento articular”, Komi (2003, p. 6). Outra definição é proposta por Platonov (2004, p.298) que entende a força muscular como “a capacidade de superar ou opor-se a uma resistência por meio da atividade muscular”. Os diferentes pontos de vista sobre a definição conceitual da força muscular são menos relevantes para o processo de treinamento, do que compreender a estruturação da capacidade motora força. Um modelo de estruturação da capacidade força muscular é apresentado por Schmidtbleicher e

colaboradores na década de oitenta do século XX (CHAGAS & LIMA, 2013). Neste modelo a capacidade força se manifesta de duas formas: força rápida e a resistência de força (FIGURA 5) A força rápida é definida como “a capacidade do sistema neuromuscular de produzir o maior impulso no tempo disponível”.

Impulso (N.s) é o parâmetro que descreve o tempo em que uma força é aplicada. Quando o impulso atua sobre um objeto, o resultado é uma mudança no momento total do objeto, a relação entre impulso e momento se origina na segunda lei de Newton (HALL, 2009). O impulso pode ser medido por meio da integral da curva força-tempo, e depende de três variáveis: duração da atuação da força; taxa de produção de força e força máxima, assim este parâmetro permite discutir a estruturação da capacidade força muscular e suas componentes. (CHAGAS & LIMA, 2013, Schmidtbleicher, 1987).

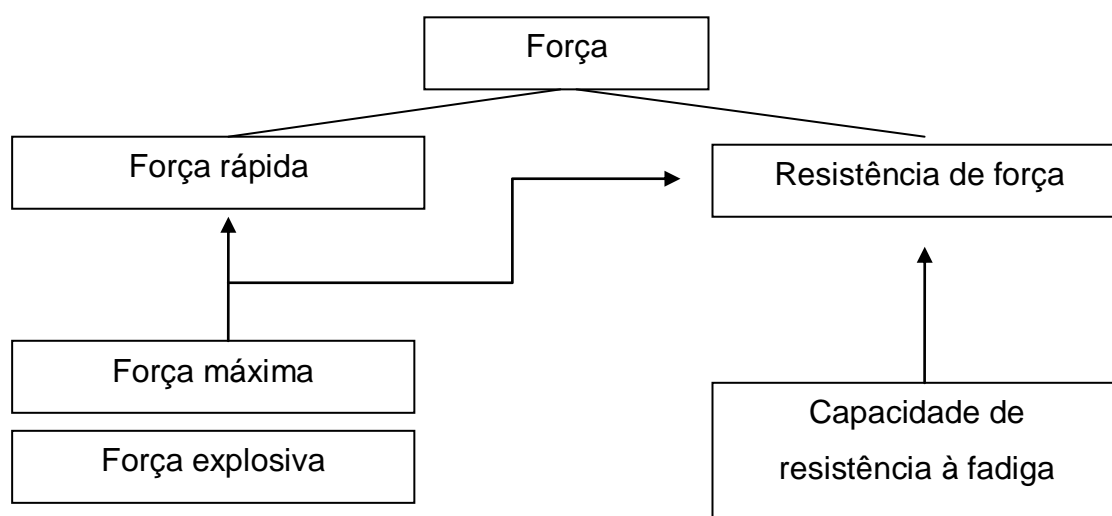


FIGURA 5 – Modelo de estruturação da capacidade força muscular  
 Fonte: SCHMIDTBLEICHER<sup>3</sup> (1984, *apud* CHAGAS; LIMA, 2013)

Quando a aplicação da força é limitada pela disponibilidade de tempo, a força explosiva passa a influenciar de maneira mais significativa a força rápida (CHAGAS & LIMA, 2013). A força explosiva segundo Schmidtbleicher (1984) pode ser

<sup>3</sup> SCHMIDTBLEICHER D. **Strukturanalyse der Motorischen Eigenschaft Kraft**. Lehre der Leichtathletik. 1984; 30 p.356-77

entendida como “a capacidade do sistema neuromuscular de desenvolver uma elevação máxima da força após o início da contração, ou seja, a maior taxa de produção da força por unidade do tempo”. Quanto maior a resistência externa a ser vencida e maior a disponibilidade de tempo para se executar uma ação, maior será a contribuição da força máxima para a força rápida. A força máxima como componente da força rápida é definida como “o maior valor de força que pode ser produzido por meio de uma contração voluntária máxima” (Güllich & Schmidtbleicher, 1999). Sendo assim, em atividades como saltos ou ações motoras onde a maior alteração da velocidade é o objetivo, o parâmetro mecânico que determina o desempenho é o Impulso (MENZEL, 2013).

Na escalada esportiva as duas formas de manifestação da força (força rápida e resistência de força) podem ser relacionada ao desempenho. Em movimentos extremamente difíceis a força rápida tem maior participação, entretanto a capacidade de repetir esforços várias vezes será mais importante em vias de escalada mais longas.

### 3.5 Simetria Bilateral

Nas tarefas cotidianas e nos esportes, a utilização dos membros contralaterais inferiores ou superiores podem ser divididas em dois tipos de movimentos: unilaterais ou bilaterais (QUADRO – 1). Várias condições podem contribuir para que as diferenças bilaterais ocorram, entre elas estão à lateralidade (destro ou canhoto), as demandas específicas do esporte e a recuperação incompleta de lesões. Em geral a importância da análise das diferenças bilaterais esta associada à busca da melhora no desempenho esportivo e na redução dos riscos de lesões (NEWTON *et al.*, 2006).

Em função da variabilidade dos sistemas biológicos sempre haverá diferenças bilaterais, o que deve ser considerado na análise da simetria (SCHOT *et al.*, 1994).



O grau de simetria é quantificado pelo índice de simetria (IS) e varia formas são propostas na literatura para se calcular este índice. Valores de IS superiores a 15% vêm sendo indicado com ponto de corte para classificar diferenças bilaterais nos membros inferiores como relevante para a redução do desempenho e aumento do risco de lesões (IMPELLIZZERI, 2007; JONES; BAMPOURAS, 2010; MENZEL; *et al*, 2013).

QUADRO – 1: Tipos de movimentos unilaterais e bilaterais

<b>Membros</b>	<b>Unilaterais</b>	<b>Bilaterais</b>
Inferiores	Saltos atletismo Corrida	Saltos em ginástica artística Bloqueio Voleibol
Superiores	Escalada esportiva Arremesso de dardo	Levantamento de peso Barras assimétricas

Grant *et al.* (1996) relatam que escaladores de elite tiveram valores de força significativamente superior apenas para mão esquerda, quando comparados a escaladores recreacionais. Outro estudo mais recente analisou por meio de filmagem, o tempo que cada uma das mãos permanecia apoiada durante a escalada de vias com diferentes graus de dificuldade. Donath *et al.* (2013) afirmam que quanto mais elevado o grau de dificuldade, mais simétrica é a demanda entre a mão direita e esquerda e sugerem que diferenças bilaterais na aplicação de forças devem continuar a serem investigadas em escaladores. Relacionar as características da modalidade, treinamento e IS poderá levar a melhora do desempenho.

#### 3.4 Confiabilidade da medida

Medida é o ato de se mensurar e geralmente resulta em um indicador numérico. Para se obter uma medida, utilizamos um teste que é um instrumento ou ferramenta utilizado para realizar a medida. Para que um teste seja útil, este depende de três fundamentos: objetividade, validade e confiabilidade. A objetividade refere-se à reprodutibilidade de um resultado de um teste realizado por diferentes avaliadores. Validade é quando a medida feita por um teste realmente mede o que se propõe a

medir. A confiabilidade refere-se à consistência da medida realizada nas mesmas condições (MORROW *et al.* 2003). Confiabilidade é definida por Atkinson & Nevill (1998) como “a quantidade de erro de medida aceitável para o uso prático de um teste”.

Durante a realização de um teste dois erros são possíveis de ocorrer: o erro sistemático surge quando há uma tendência geral da medida em uma determinada direção (positiva ou negativa) como, por exemplo, a diminuição dos valores de um teste de força muscular devido à fadiga. O segundo tipo é o erro aleatório que pode alterar o resultado da medida para mais ou para menos de maneira imprevisível. A variação biológica do desempenho humano, características mecânicas dos instrumentos e os procedimentos poderiam contribuir para este tipo de erro (PORTNEY; WATKINS, 2009).

Confiabilidade de teste re-teste refere-se a um teste feito por um único avaliador, utilizando o mesmo instrumento, nos mesmos indivíduos, repetidas vezes nas mesmas condições. Este desenho experimental também é denominado na literatura de estudo simples da confiabilidade (HOPKINS, 2000; SHROUT; FLEISS, 1979; WEIR, 2005). Neste tipo de estudo o coeficiente de correlação intraclassa (CCI) é utilizado para discutir a confiabilidade relativa e o erro padrão de medida (EPM) utilizado para analisar a confiabilidade absoluta. A confiabilidade relativa é medida pelo grau de estabilidade do desempenho de um indivíduo comparado a outros no mesmo teste. A confiabilidade absoluta é medida pelo o grau de variação de repetidos testes em um mesmo indivíduo (ATKINSON; NEVILL, 1998).

Vários métodos estatísticos vêm sendo empregados para se estimar a confiabilidade de um instrumento. As diferentes opiniões sobre a escolha da estatística a ser utilizada possivelmente foram originadas pelos vários tipos de estudos de confiabilidade e pelas diferentes disciplinas que compõem as Ciências do Esporte como a fisiologia de exercício, psicologia do esporte e biomecânica e suas respectivas variáveis de interesse (ATKINSON; NEVILL, 1998).

Embora haja discordância sobre qual estatística empregar, os autores concordam em um ponto; ao se utilizar o CCI pesquisadores devem deixar explícito qual tipo de CCI utilizaram, já que existem pelo menos 6 formas diferentes para se calcular este índice (SHOROUT; FLEISS, 1979). Qualquer que seja o tipo de CCI calculado, valores próximos a 1 inferem uma boa confiabilidade da medida enquanto valores próximos a zero indicam uma baixa confiabilidade da medida (ATKINSON; NEVILL, 1998).

## 4 MÉTODOS

A pesquisa foi desenvolvida pelo Laboratório de Biomecânica (BIOLAB) integrante do Centro de Excelência Esportiva (CENESP) localizado na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). A coleta de dados foi realizada na academia de escalada Moquiwa na cidade de Belo Horizonte, Minas Gerais. Uma sala reservada foi disponibilizada e adaptada para proporcionar um ambiente controlado e seguro para pesquisadores e voluntários.

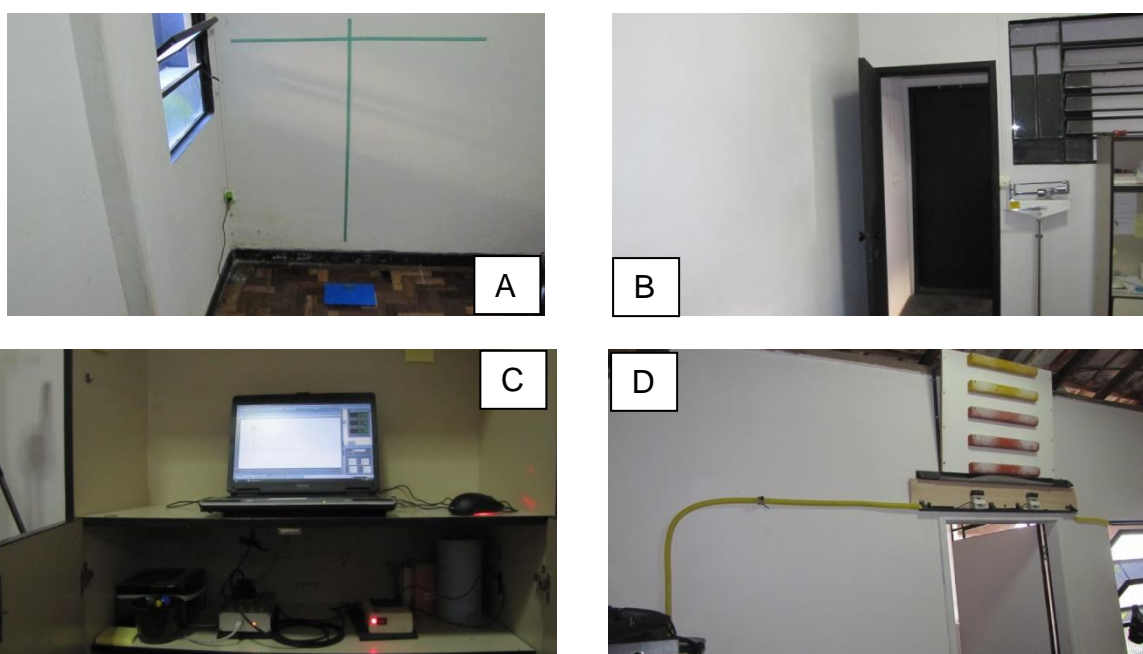


FIGURA – 6: Local de coleta na academia de escalada Moquiwa. A= Balança e local adaptado para medir a envergadura; B= Entrada da sala e Estadiômetro; C= Sistema de coleta de dados; D= equipamento *Campusboard*.

Fonte: arquivo Biolab

### 4.1 Cuidados Éticos

Projeto aprovado pelo Comitê de Ética da UFMG no dia 19/04/2013, parecer número: 257.217, CAAE 01653113.0.0000.5149. Previamente a coleta dos dados, os voluntários foram instruídos quanto aos objetivos, procedimentos, riscos e

assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A). Durante os procedimentos de coleta dos dados todos os termos da Resolução 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde foram cumpridos.

## 4.2 Amostra

Foram recrutados 34 escaladores esportivos do sexo masculino, com idade superior a 18 anos, sem lesões músculo-esquelética de membros superiores nos últimos 6 meses, mínimo de três anos de experiência em escalada esportiva e que já utilizavam o *Campusboard* em sua rotina de treinamento a mais de um ano. Dentre o grupo de voluntários, 6 não conseguiram realizar o teste e foram dispensados. Outros 6 voluntários não retornaram para o segundo dia coleta de dados, sendo que 4 deles relataram algum tipo de desconforto. Portanto, para a análise dos dados foram utilizadas as amostras provenientes de 22 voluntários.

## 4.3 Instrumentos

### 4.3.1 *Campusboard*

As medidas adotadas na construção do equipamento foram semelhantes às encontradas nos ginásios de escalada e nos manuais de construção dos fabricantes de *Campusboard* (FIGURA 7).

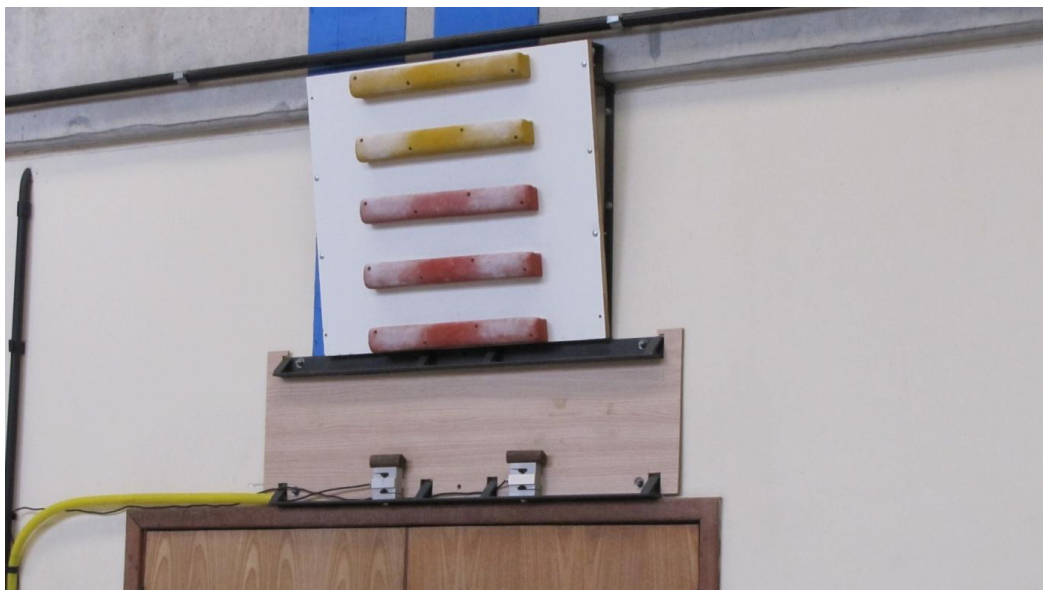


FIGURA 7 – Equipamento Campusboard utilizado para coleta de dados.  
Fonte: arquivo Biolab

O equipamento foi fixado na parede a uma altura de 1,90m em relação ao solo de forma a permitir movimentos livres dos membros inferiores e é composto por duas peças separadas denominadas de base de saída e base de aterrissagem. A base de saída (FIGURA 8) é feita em chapa aço com quatro milímetros de espessura, oito centímetros largura dobrado ao meio em um ângulo de 90 graus e tem 80 centímetros de comprimento. Três furos equidistantes feitos em uma das dobras servem para fixar o equipamento na parede. Na outra dobra dois furos centralizados distantes 50 centímetros um do outro servem para a instalação das células de força. Na parte superior de cada célula de força foi fixada uma agarra de madeira maciça com dez centímetros de comprimento por 2,5 centímetros de profundidade, permitindo o apoio apenas da falange distal.



FIGURA 8 – Base de saída. Composta por duas células de força adaptadas com duas agarras de madeira onde o escalador o inicia o movimento.  
Fonte: arquivo Biolab

A base de chegada (FIGURA 9) está posicionada quinze centímetros acima da base de saída e é composta por uma placa de madeira inclinada a - 20 graus em relação à parede. Cinco agarras de resina idênticas às utilizadas pelos fabricantes de CB com cinquenta centímetros de comprimento por 4 centímetros de largura foram instaladas na placa de madeira, uma a cima da outra com 15 centímetros de distância entre elas. Assim, as 5 agarras da base de chegada tinham em relação base de saída as seguintes distâncias: primeira agarra 15 cm, segunda agarra 30 cm, terceira agarra 45 cm, quarta agarra 60 cm e a quinta agarra 75 cm.

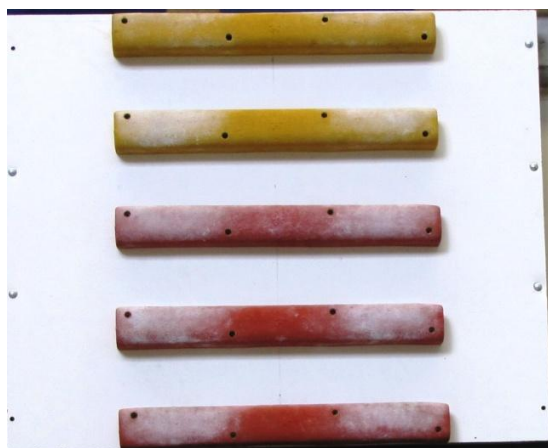


FIGURA 9 – Base de chegada. Composta por cinco agarras de resina distantes 15cm uma das outras onde o escalador finaliza o movimento.

Fonte: arquivo Biolab

#### 4.3.2 Célula de Força

O registro da força no eixo vertical foi feito separadamente para cada mão, utilizando duas células de força (*strain gauge*) da marca Tedeia Huntleigh<sup>®</sup>, modelo 601 com capacidade máxima de 5.000 (N) devidamente calibradas com massas de valor conhecido e aferidas antes do início da coleta de dados. O sinal gerado pelos sensores foi conduzido até a caixa de entrada de sinais da marca *BIOVISION*<sup>®</sup> e posteriormente digitalizado pelo conversor Analógico-Digital modelo DT9800 (12 bits) da marca *National Instrument*<sup>®</sup>. O software *DASYlab*<sup>®</sup> 10.0, foi utilizado para aquisição, armazenamento e análise dos dados. A frequência de amostragem foi de 500 Hz e utilizado filtro digital passa-baixa Butterworth de segunda ordem com

frequência de corte de 10 Hz para remoção de ruído (BOURDIN, TEASDALE, NOUGIER, BARD, & FLEURY, 1999; NOÉ, 2006).

#### 4.3.3 Estadiômetro, Balança e Câmera Fotográfica

Para a mensuração da altura foi utilizado um estadiômetro de metal da marca FILIZOLA® com precisão de 0,1 centímetros. O avaliado permanecia na posição ortostática, cabeça paralela ao solo, em apnéia respiratória e descalço. Para a mensuração da massa corporal foi utilizado balança marca *Carrefour* com precisão 0,1 (Kg) e aferida com massa conhecida de 35,0 Kg.

Para medir a envergadura o voluntário permanecia em pé no local demarcado com ombros em abdução de 90 graus em relação ao tronco, cotovelos estendidos, antebraços supinados e em apnéia respiratória. Foi utilizada uma câmera fotográfica da marca CANON® modelo *PowerShot SX 20 IS*, posicionada com tripé a 5 metros do voluntário. Uma fotografia era feita e posteriormente por meio do programa de análise de imagem *SimiMotion*® determinado o valor da envergadura (FIGURA 10).



FIGURA 10 – Envergadura. Foto utilizada para medir a envergadura por meio do programa *SimiMotion*®.

Fonte: arquivo Biolab



#### 4.4 Procedimentos

A coleta de dados foi realizada de acordo com a disponibilidade dos voluntários e no mesmo horário. Os testes foram realizados em dois dias com intervalo de 48 horas e por um único avaliador. Em cada dia, dois exercícios denominados “sem contramovimento” (SCM) e “contramovimento” (CM), descritos no item 4.5 foram realizados com intervalo de cinco minutos entre eles para diminuir os efeitos da fadiga. No segundo dia, a ordem dos exercícios foi invertida, ou seja, o voluntário que no primeiro dia iniciou com o exercício SCM no segundo dia realizava primeiro o exercício CM e vice-versa.

Para cada exercício, SCM e CM, foram feitas cinco tentativas máximas com intervalo de um minuto, este intervalo foi proposto para que o voluntário pudesse se recuperar da tentativa anterior sem deixar que o mesmo se desconcentrasse. A altura máxima de cada teste para cada voluntário foi determinada de maneira progressiva, ou seja, o voluntário iniciava saltando da base de saída para a primeira agarra da base de chegada e prosseguia para as agarras superiores sempre iniciando da base de saída. A agarra mais alta em que o voluntário foi capaz de se segurar foi apontada como a altura máxima para cada teste para cada dia.

No início de cada sessão era feita a descrição oral simplificada e a demonstração visual dos exercícios SCM e CM, bem como, fornecida informação sobre os intervalos e esclarecidas às dúvidas. Em seguida, os voluntários se posicionavam no CB e praticavam com auxílio externo os exercícios SCM e CM, bem como, suas rotinas de aquecimento cotidianas por 10 minutos. Antes do início do teste também foi solicitado aos voluntários que permanecessem por 3 s dependurados, imóveis na posição inicial do exercício SCM na base de saída para determinar o valor de referência utilizado na normalização dos dados. A familiarização dos exercícios não foi necessária uma vez que os voluntários praticavam movimentos similares em suas rotinas de treinamento no CB, conforme resultados do estudo piloto.

As medidas antropométricas (massa corporal, altura, envergadura) e informações sobre o perfil esportivo como tempo de prática de escalada, tempo de prática de *Campusboard*, e grau máximo já escalado foram coletados no primeiro encontro.

#### 4.5 Descrição da técnica dos exercícios SCM e CM

##### 4.5.1 Sem Contramovimento (SCM)

Posição inicial: Articulação interfalângica distal flexionada entre 90 e 100 graus, articulação interfalângica proximal semi-flexionada, articulação metacarpofalângica estendida, dos dedos II ao V sem participação do polegar. Punho em posição neutra, antebraço pronado, cotovelo estendido com ombro flexionado e escápulas aduzidas. Ação: utilizando somente os membros superiores durante a fase de impulso foi realizada a flexão de cotovelo e extensão de ombro, seguida por uma fase de vôo onde ocorre a extensão de cotovelo e flexão de ombro para alcançar a agarra superior com esforço máximo.

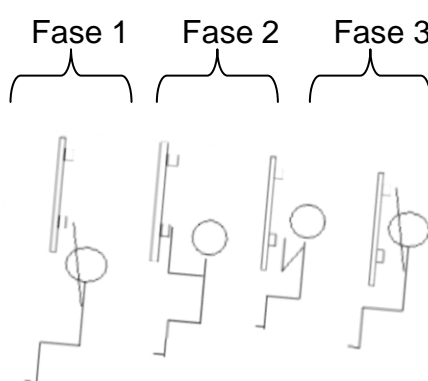


FIGURA 11 – Exercício Sem Contramovimento. Fase 1: posição inicial; Fase 2: saída sem contramovimento; Fase 3: vôo e alcançar a agarra mais alta possível.

#### 4.5.2 Contramovimento

Posição inicial: Articulação interfalângica distal flexionada entre 90 e 100 graus, articulação interfalângica proximal semi-flexionada, articulação metacarpofalângica estendida, dedos II ao V sem participação do polegar sem participação do polegar. Punho em posição neutra, antebraço pronado, cotovelo flexionado com ombro estendido e escápulas aduzidas. Ação: utilizando apenas os membros superiores durante a fase de impulso primeiro ocorre à extensão do cotovelo e flexão de ombro. Imediatamente após alcançar a posição inicial do exercício SCM ocorre à flexão de cotovelo e extensão de ombro seguida por uma fase de vôo onde ocorre a extensão de cotovelo e flexão de ombro para alcançar a agarra superior com esforço máximo.

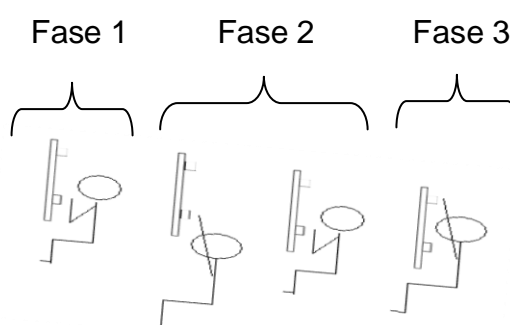


FIGURA 12 – Exercício Contramovimento. Fase 1: posição inicial; Fase 2: saída com contramovimento; Fase 3: vôo e alcançar a agarra mais alta possível.

#### 4.6 Variáveis

Neste estudo, a Força Máxima ( $F_{max}$ ) foi determinada pelo maior valor da curva força-tempo e o Impulso ( $I$ ) determinado pela integral da curva força-tempo. As variáveis foram medidas na mão esquerda, direita e para o somatório das mãos (Força total; Impulso total). Para determinar o início e o fim do movimento nas curvas de força-tempo da mão esquerda e direita, a curva total foi utilizada como referência. (FIGURA 13).

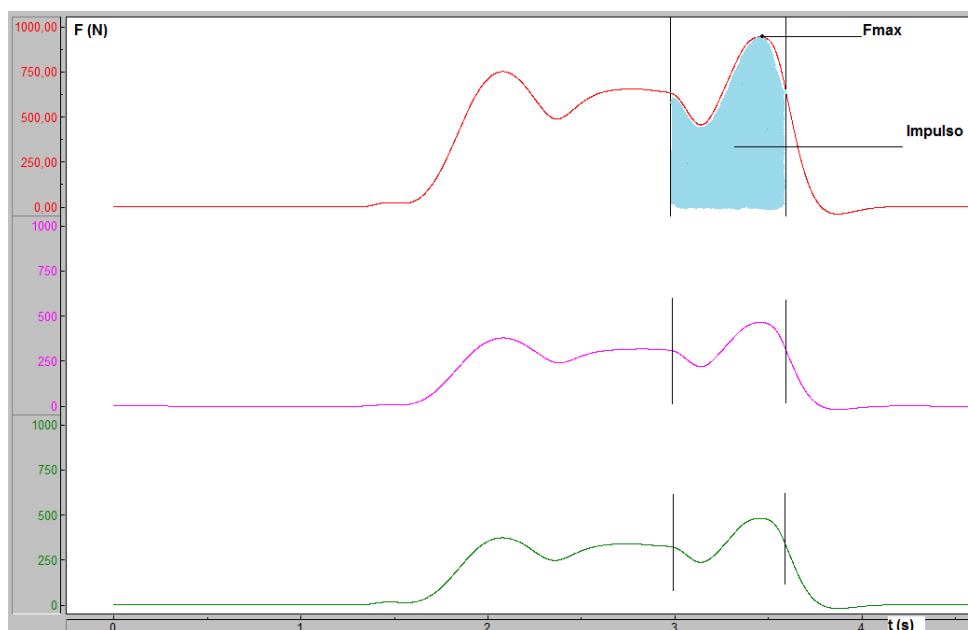


FIGURA 13 – Gráfico Força-tempo exercício CM - Linha vermelha curva total (somatório da mão esquerda e direita); linha roxa referente à curva força-tempo mão esquerda; linha verde referente à curva força-tempo mão direita; Fmax = maior valor da curva; Impulso = área em azul em baixo da curva força-tempo.

Fonte: dados de coleta

O Índice de Simetria (IS) das variáveis dinâmicas foi determinado da seguinte forma:  $IS\% = ((\text{valor lado direito} - \text{valor lado esquerdo}) / \text{maior valor}) \times 100$ , conforme proposto por Clark (2001).

#### 4.7 Normalização dos dados

As variáveis selecionadas foram normalizadas para que fosse possível comparar os resultados entre os voluntários. Sendo assim, as variáveis de interesse foram normalizadas da seguinte maneira: (i) O peso corporal total foi utilizado para normalizar a curva total; (ii) para a curva da mão esquerda e direita a metade do valor do peso corporal total foi utilizado para normalização. Para definir o valor do peso corporal total foi utilizada a curva de referência coletada no início de cada sessão como descrito no fim do terceiro parágrafo do item 4. O peso corporal total foi obtido por meio da média aritmética simples dos valores da Força total entre os pontos A e B (FIGURA 14). O ponto A foi posicionado um segundo após o momento

em que valor da força eleva-se do 0,1. O ponto B foi determinado um segundo antes do momento em que o valor da força retorna a zero, assegurando assim a apreciação da curva em sua porção mais estável.

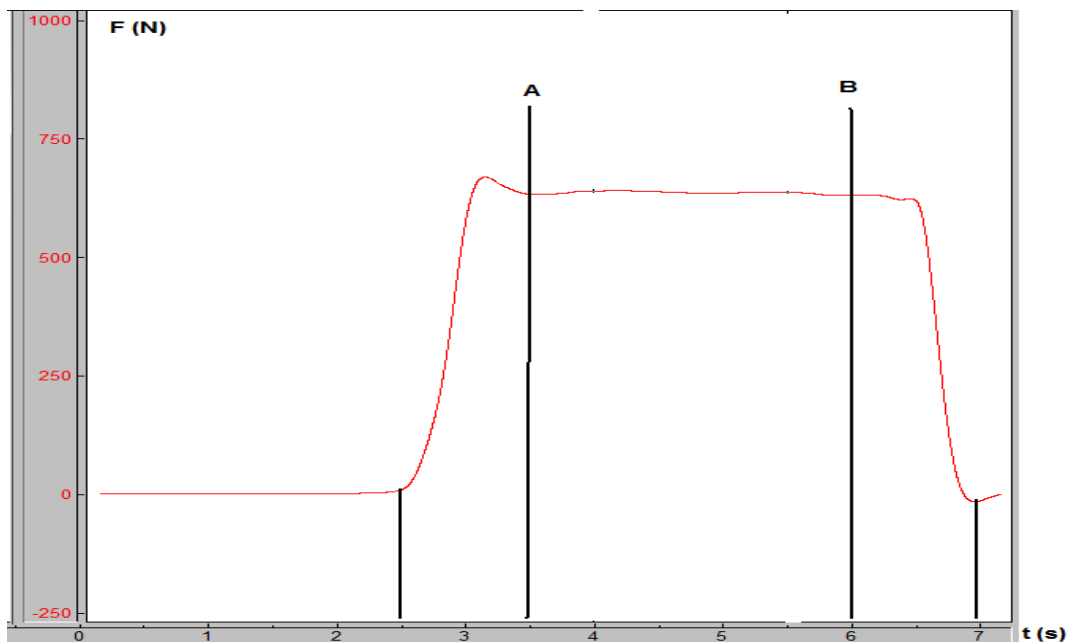


FIGURA 14– Gráfico Força-tempo utilizado para determinar o peso corporal.  
Fonte: arquivo biolab

## 4.8 Análise Estatística

A caracterização da amostra foi apresentada por meio média, desvio padrão e coeficiente de variação da massa corporal, altura, envergadura, tempo de prática de escalada, tempo de prática do *Campusboard*, bem como, a frequência do grau máximo já escalado. A análise descritiva para força máxima e impulso para os valores normalizados utilizou apenas a melhor tentativa.

### 4.8.1 Confiabilidade Relativa

Para o cálculo intra-sessão, foram usadas as 5 tentativas máximas de cada exercício. O coeficiente de correlação intraclass  $CCI_{(2,1)}$  foi adotado. Para o cálculo entre-sessão foram utilizadas as médias das 5 tentativas máximas de cada dia e adotado o  $CCI_{(2,2)}$ .

#### 4.8.2 Confiabilidade Absoluta

O erro padrão da medida (EPM) foi estimado segundo a equação:  $EPM = \sqrt{QMe}$  onde QMe é o quadrado médio residual da análise de variância (WEIR, 2005). O Intervalo de Confiança de 95% foi determinado da seguinte maneira:  $IC_{95\%} = \text{escore observado} \pm 1.96 (EPM)$  (ATKINSON; NEVILL, 1998).

O programa *Statistical Package for the Social Sciences*® (SPSS Inc.) versão 18, foi utilizado nas análises. Nível de Significância foi  $\alpha \leq 0,05$ .

## 4 RESULTADOS

A apresentação dos resultados está dividida em três partes. A primeira parte apresenta as características antropométricas, o perfil esportivo dos voluntários, bem como a análise descritiva das variáveis dinâmicas. Apenas a melhor tentativa (desempenho) foi incluída na análise descritiva. As duas partes finais apresentam a confiabilidade da força máxima e do impulso e seus respectivos índices de simetria.

### 4.1 Resultados descritivos

As características da amostra são apresentadas na tabela 1.

Tabela 1  
Caracterização da amostra

Antropometria/Perfil esportivo	Média	Desvio padrão	Coefficiente de variação%
Idade [anos]	31,7	6,1	19,2
Massa corporal [Kg]	69,7	7,2	10,3
Altura [cm]	176,0	7,4	4,2
Envergadura [cm]	179,0	7,5	4,1
Tempo de prática da escalada [anos]	10,1	5,6	55,4
Tempo de prática no <i>Campusboard</i> [anos]	2,0	1,5	75

Em relação ao grau máximo já escalado na carreira; 2 (9,1%) escalam sétimo grau; 9 (40,9%) relataram escalar até o oitavo grau; 7 (31,8%) afirmaram escalar 9° e 4 (18,2%) escalam vias de décimo grau na escala brasileira que vai até o décimo segundo grau.

A tabela 2 e 3 apresenta os resultados descritivos da força máxima e do impulso normalizados para o dia 1 e dia 2 respectivamente.

Tabela 2  
Análise descritiva normalizada dia 1

	SCM						CM					
	Força (N)			Impulso (N·s)			Força (N)			Impulso (N·s)		
	Total	E	D	Total	E	D	Total	E	D	Total	E	D
Média	351,94	174,93	183,13	105,23	52,76	57,14	410,56	198,36	219,05	93,72	45,54	54,84
D. P.	117,36	54,01	63,53	34,35	17,33	21,19	125,92	63,27	67,22	39,63	28,86	20,52
Máximo	554,76	274,33	301,46	167,64	78,74	100,36	681,97	317,38	370,52	169,09	108,02	105,49
Mínimo	205,47	96,23	93,89	43,15	19,21	14,31	217,52	100,74	102,30	35,88	4,39	14,38

D. P. = desvio padrão; SCM = Sem Contramovimento; CM = Contramovimento; força normalizada (N); impulso normalizado (N·s); Total = somatório da mão esquerda e mão direita; E = mão esquerda; D = mão direita.

Tabela 3  
Análise descritiva normalizada dia 2

	SCM						CM					
	Força (N)			Impulso (N·s)			Força (N)			Impulso (N·s)		
	Total	E	D	Total	E	D	Total	E	D	Total	E	D
Média	344,55	170,50	180,64	111,15	54,98	59,80	401,22	196,38	214,76	99,47	49,16	56,13
D.P.	109,44	48,91	61,74	26,02	12,35	18,85	108,49	52,19	66,02	36,01	23,96	25,05
Máximo	528,27	260,69	289,35	160,61	75,16	100,96	615,84	288,69	345,24	168,76	97,97	98,36
Mínimo	187,62	91,00	96,61	63,24	34,42	29,60	200,17	104,50	93,79	37,54	5,46	12,66

D. P. = desvio padrão; SCM = Sem Contramovimento; CM = Contramovimento; força normalizada (N); impulso normalizado (N·s); Total = somatório da mão esquerda e mão direita; E = mão esquerda; D = mão direita.



## 4.2 Confiabilidade da Fmax

Os resultados da Fmax serão apresentados para a confiabilidade relativa e posteriormente para a confiabilidade absoluta.

### 4.2.1 Confiabilidade Relativa da Fmax

Os resultados da confiabilidade intra-sessão dos exercícios SCM e CM são apresentados respectivamente nas tabelas 4 e 5.

Tabela 4  
Confiabilidade Fmax intra-sessão Sem Contramovimento

	Dia 1			Dia 2		
	CCI	IC <sub>95%</sub>	p	CCI	IC <sub>95%</sub>	p
Força total	0,871	0,781 – 0,936	,001	0,846	0,741 – 0,923	,001
Esquerda	0,839	0,731 – 0,919	,001	0,817	0,699 – 0,907	,001
Direita	0,878	0,792 – 0,940	,001	0,857	0,758 – 0,929	,001
IS	0,781	0,647 – 0,887	,001	0,757	0,615 – 0,874	,001

Força total = somatório mão esquerda e mão direita; IS = Índice de Simetria; CCI<sub>(2,1)</sub> = Índice de Correlação Intraclasse; IC<sub>95%</sub> = Intervalo de confiança.

Tabela 5  
Confiabilidade Fmax intra-sessão Contramovimento

	Dia 1			Dia 2		
	CCI	IC <sub>95%</sub>	p	CCI	IC <sub>95%</sub>	p
Força total	0,911	0,844 – 0,957	,001	0,896	0,819 – 0,949	,001
Esquerda	0,908	0,839 – 0,955	,001	0,865	0,771 – 0,933	,001
Direita	0,887	0,806 – 0,945	,001	0,900	0,827 – 0,951	,001
IS	0,710	0,552 – 0,846	,001	0,790	0,660 – 0,892	,001

Força total = somatório mão esquerda e mão direita; IS = Índice de Simetria; CCI<sub>(2,1)</sub> = Índice de Correlação Intraclasse; IC<sub>95%</sub> = Intervalo de confiança.

No exercício SCM dia 1 e dia 2, todos os valores de CCI foram maior que 0,810 exceto para o índice de simetria, que ficaram abaixo de 0,781. Para o exercício CM

dia 1 e dia 2, todos os valores de CCI foram superiores a 0,860 exceto para o IS que apresentou valores de CCI iguais ou abaixo de 0,710.

Os resultados da confiabilidade entre-sessão são apresentados nas tabelas 6 e 7, respectivamente, para os exercícios SCM e CM. Para os dois exercícios SCM e CM os valores de CCI foram superiores a 0,800.

Tabela 6  
Confiabilidade Fmax entre-sessão Sem Contramovimento

	CCI	IC <sub>95%</sub>	p
Força total	0,895	0,751 – 0,956	,001

Força total = somatório mão esquerda e mão direita; IS = Índice de Simetria; CCI<sub>(2,2)</sub> = Índice de Correlação Intraclasse; IC<sub>95%</sub> = Intervalo de confiança.

Tabela 7  
Confiabilidade Fmax entre-sessão Contramovimento

	CCI	IC <sub>95%</sub>	p
Força total	0,958	0,899 – 0,983	,001

Força total = somatório mão esquerda e mão direita; IS = Índice de Simetria; CCI<sub>(2,2)</sub> = Índice de Correlação Intraclasse; IC<sub>95%</sub> = Intervalo de confiança.

Os valores de CCI para os dois exercícios na confiabilidade entre-sessão foram maiores que 0,890.

#### 4.2.2 Confiabilidade absoluta da Fmax

Os resultados do Erro Padrão da Medida (EPM) para a força máxima são apresentados na tabela 8.

Tabela 8  
Erro Padrão da Medida da Fmax dia1.

	SCM		CM	
	EPM	IC <sub>95%</sub>	EPM	IC <sub>95%</sub>
Força total (N)	38,78	± 76,01	39,76	± 77,93

Força total = somatório mão esquerda e mão direita; SCM = Sem Contramovimento; CM = Contramovimento; EPM = erro padrão medida, IC<sub>95%</sub> = intervalo de confiança.

O EPM para a Força total apresentou valores similares para os exercícios SCM e CM.

#### 4.3 Confiabilidade do impulso

Os resultados do impulso são apresentados para a confiabilidade relativa e posteriormente para a confiabilidade absoluta.

##### 4.3.1 Confiabilidade relativa do impulso

Os resultados da confiabilidade intra-sessão dos exercícios SCM e CM são apresentados respectivamente nas tabelas 9 e 10.

Tabela 9  
Confiabilidade impulso intra-sessão Sem Contramovimento

	Dia 1			Dia 2		
	CCI	IC <sub>95%</sub>	p	CCI	IC <sub>95%</sub>	p
Impulso total	0,879	0,792 – 0,940	,001	0,835	0,725 – 0,917	,001
Esquerda	0,857	0,758 – 0,929	,001	0,749	0,602 – 0,869	,001
Direita	0,823	0,707 – 0,981	,001	0,816	0,696 – 0,907	,001
IS	0,784	0,650 – 0,889	,001	0,725	0,570 – 0,855	,001

Impulso total = somatório mão esquerda e mão direita; IS = Índice de Simetria; CCI<sub>(2,1)</sub> = Índice de Correlação Intraclasse; IC<sub>95%</sub> = Intervalo de confiança.

Tabela 10  
Confiabilidade do impulso intra-sessão Contramovimento

	Dia 1			Dia 2		
	CCI	IC <sub>95%</sub>	p	CCI	IC <sub>95%</sub>	p
Impulso total	0,901	0,828 – 0,952	,001	0,907	0,838 – 0,955	,001
Esquerda	0,898	0,823 – 0,950	,001	0,875	0,786 – 0,938	,001
Direita	0,771	0,633 – 0,882	,001	0,896	0,821 – 0,949	,001
IS	0,836	0,726 – 0,917	,001	0,541	0,352 – 0,734	,001

Impulso total = somatório mão esquerda e mão direita; IS = Índice de Simetria; CCI<sub>(2,1)</sub> = Índice de Correlação Intraclasse; IC<sub>95%</sub> = Intervalo de confiança.

Para o exercício SCM dia 1 e dia 2, todos os valores de CCI foram superiores a 0,810 exceto para a mão esquerda no segundo dia e para o IS em ambos os dias. No exercício CM todos os valores de CCI foram superiores a 0,830. Valores de CCI abaixo de 0,770 foram encontrados para o Impulso da mão direita no dia 1, assim como para o IS no dia 2.

Os resultados da confiabilidade entre-sessão são apresentados nas tabelas 11 e 12 respectivamente para os exercícios SCM e CM.

Tabela 11  
Confiabilidade impulso entre-sessão Sem Contramovimento

	CCI	IC <sub>95%</sub>	p
Impulso total	0,727	0,349 – 0,886	,002

Impulso total = somatório mão esquerda e mão direita; IS = Índice de Simetria; CCI<sub>(2,2)</sub> = Índice de Correlação Intraclasse; IC<sub>95%</sub> = Intervalo de confiança.

Tabela 12  
Confiabilidade impulso entre-sessão Contramovimento

	CCI	IC <sub>95%</sub>	p
Impulso total	0,908	0,782 – 0,962	,001

Impulso total = somatório mão esquerda e mão direita; IS = Índice de Simetria; CCI<sub>(2,2)</sub> = Índice de Correlação Intraclasse; IC<sub>95%</sub> = Intervalo de confiança.

### 4.3.2 Confiabilidade absoluta do impulso

Os resultados referentes à confiabilidade absoluta do impulso são apresentados na tabela 13.

Tabela 13  
Erro Padrão da Medida do Impulso dia 1

	SCM		CM	
	EPM	IC <sub>95%</sub>	EPM	IC <sub>95%</sub>
Impulso total (N-s)	11,92	± 23,36	10,80	± 21,16

Impulso total = somatório mão esquerda e mão direita; SCM = Sem Contramovimento; CM = Contramovimento; EPM = erro padrão medida, IC<sub>95%</sub> = intervalo de confiança.

Para o Impulso total o EPM apresenta valores próximos entre os dois exercícios.

## 5 DISCUSSÃO

Os resultados referentes às características antropométricas dos escaladores esportivos no presente estudo altura  $176,0 \pm 7,4$  cm; envergadura  $179,0 \pm 7,5$  cm e massa corporal  $69,68 \pm 7,1$  kg estão de acordo com estudos realizados anteriormente em escaladores de elite (BERTUZZI; FRANCHINI, 2007; GRANT *et al.*, 1996; WATTS *et al.*, 1993). O perfil esportivo dos voluntários do presente estudo, (tempo de prática de escalada  $9,95 \pm 5,94$  anos), são superiores aos encontrados por Mermier (2000) de  $7,2 \pm 6,1$  anos de prática e por Bertuzzi *et al.* (2007)  $4,6 \pm 2,6$  anos de prática. Considerando as o estudo de Watts (2004) sobre o perfil antropométrico de escaladores de competição e o grau de dificuldade escalado para a classificação de escaladores de elite (7b brasileiro), a amostra do presente estudo foi categorizada como escaladores de elite, já que 91% escalavam grau superior ao oitavo grau brasileiro.

Não foram encontrados na literatura valores para discutir o tempo de prática do *Campusboard*. Sendo assim o valor encontrado no presente estudo sobre a utilização do *Campusboard* média de  $2 \pm 1,5$  anos de prática é a primeira referência quantitativa da utilização deste meio de treinamento em escaladores esportivos.

Em comparação os resultados obtidos no presente estudo, a Força máxima sem normalizar da mão esquerda e da mão direita  $517,71 \pm 59,31$  N e  $526,35 \pm 66,40$  N para o teste SCM e  $548,55 \pm 72,19$  N e  $565,05 \pm 79,62$  N respectivamente são superiores aos valores encontrados por (GRANT *et al.*, 1996; MACLEOD *et al.*, 2007; SCHWEIZER, FURRER, 2007). Estes mesmos valores são inferiores ao apresentado por Ferguson & Brown (1997). Nos estudos citados, o voluntário permanecia sentado com o braço e antebraço em posição fixa durante a realização das medidas. Apesar de estes equipamentos utilizados aproximarem-se de forma mais específica das agarras usadas durante a escalada, quando comparados aos estudos com dinamômetros manuais, a estabilização do membro superior é diferente da demanda de força da escalada.

Na tentativa de medir a demanda de força da escalada, Fuss & Niegl (2009) adaptaram sensores de força em agarras durante campeonatos internacionais, registrando força de  $159,4 \pm 31,7$  N. Estes valores são expressivamente inferiores quando comparados aos valores obtidos no atual estudo, possivelmente devido à utilização das pernas para o deslocamento da massa corporal. A variedade de técnicas possíveis para progredir durante a escalada é considerável, de forma que alguns competidores sequer utilizaram a agarra instrumentalizada. No equipamento *Campusboard* a disposição das agarras é sempre a mesma e as pernas não são utilizadas, diminuindo possibilidade de variação nas técnicas do movimento durante o teste.

A ausência de informações na literatura sobre a confiabilidade em equipamentos ou testes de força aplicados em escaladores esportivos limita a discussão dos resultados encontrados no presente estudo. Sendo assim, a abordagem adotada neste estudo para discutir os resultados referentes a confiabilidade, considerou os valores de CCI propostos por Portney & Watkins (2009); valores maiores que 0,75 indicam boa confiabilidade da medida, e valores menores que 0,75 indicam confiabilidade moderada ou baixa. Além disso, pesquisas que avaliaram a confiabilidade de dinamômetros manuais e testes de saltos verticais foram utilizadas para discutir a confiabilidade de maneira aplicada.

O CCI foi superior a 0,75 para a força total, para a mão esquerda, mão direita e IS nos 2 dias do exercício SCM, indicando boa confiabilidade. Para o exercício CM foram encontrados valores de CCI maiores que 0,8 indicando boa confiabilidade para a força total, mão esquerda e direita no primeiro e segundo dia. Para o IS no primeiro dia o valor de CCI foi 0,71 indicando confiabilidade moderada, já para o segundo dia o IS apresentou CCI com valor de 0,79, indicando boa confiabilidade. A confiabilidade entre-sessão foi verificada apenas para a força total, em ambos os exercícios e valores de CCI maiores que 0,89 indicam boa confiabilidade.

O valor de referência do EPM depende da aplicação prática da medida, de maneira geral quanto menor o valor do EPM mais confiável é a medida. O EPM encontrado para a força total no exercício SCM foi de 38,78 N com intervalo de confiança  $IC_{95\%}$  de  $\pm 76$  N, resultado similar ao do exercício CM com EPM 39,76 N  $IC_{95\%} \pm 77,93$  N.

O CCI do impulso no exercício SCM no primeiro dia, foi maior que 0,78 para o Impulso total, para o Impulso da mão esquerda e da mão direita bem como para o IS indicando boa confiabilidade. No segundo dia os valores de CCI encontrados foram superiores a 0,81 para o impulso total e para a mão direita, refletindo boa confiabilidade; entretanto para a mão esquerda e para o IS os valores de CCI foram menor que 0,74 o que indica confiabilidade moderada. Para o exercício CM foi estimada boa confiabilidade para o impulso total, mão esquerda, mão direita e índice de simetria, apresentando valores maiores que 0,77 durante os testes realizados no primeiro e segundo dia. Valor de CCI de 0,5 foi encontrado para o IS no segundo dia apontando baixa confiabilidade. A confiabilidade entre-sessão CCI 0,72 foi encontrada para o exercício SCM indicando confiabilidade moderada, já para o exercício CM a confiabilidade foi boa uma vez que o CCI foi de 0,90.

Assim menores valores para o impulso total serão necessários para se detectar mudanças reais do desempenho, já que segundo Menzel (2013), o impulso é o parâmetro mecânico que determina o desempenho em atividades como saltos ou ações motoras onde a maior alteração da velocidade é o objetivo.

Dando continuidade a discussão sobre a confiabilidade, iremos relacionar nossos resultados com um estudo sobre a confiabilidade de um dinamômetro manual. Savva, Karagiannis & Rushton (2013) utilizaram o  $CCI_{(2,1)}$  e estimaram boa confiabilidade para o teste, apresentando valores para o CCI de 0,96. O presente estudo encontrou valores de CCI maiores que 0,90 para a força total e impulso total indicando que o teste no CB é tão confiável quanto o dinamômetro manual.



Os testes de saltos verticais com suas variações conhecidas como salto agachado e o salto de contramovimento, inspiradores dos exercícios SCM e CM, vêm sendo amplamente utilizados, pois permitem discriminar a contribuição dos membros inferiores para o desempenho do salto e verificar os efeitos do pré-alongamento (MARKOVIC *et al.*, 2004). Em um estudo que verificou a confiabilidade em diferentes testes de saltos verticais, valores de CCI, para salto agachado e de contramovimento foram 0,97 e 0,98 respectivamente indicando boa confiabilidade da medida, porém não foi possível identificar qual o tipo de CCI utilizado. Supondo que Markovic *et al.* (2004) utilizaram o modelo adequado de CCI, os valores apresentados corroboram os resultados de boa confiabilidade no teste realizado no presente estudo.

## 6 CONCLUSÃO

Os resultados demonstraram que as variáveis dinâmicas mensuradas por meio do *Campusboard* em escaladores esportivos são confiáveis para os exercícios SCM e CM. Sendo assim, o primeiro fundamento para que um teste seja útil foi confirmando, criando oportunidades para novos estudos. O teste no *Campusboard* poderá ser empregado em pesquisa aplicada, como por exemplo, ajudar a estabelecer parâmetros de carga de treinamento ou verificar o efeito de diferentes tipos de treinamento de força muscular dos membros superiores em escaladores esportivos. Outra possibilidade é utilizar este teste em pesquisa de base, contribuindo com informações sobre os mecanismos de produção da força muscular nos membros superiores comparado aos membros inferiores.

Diferente das variáveis dinâmicas, a confiabilidade do índice de simetria necessita de futuras investigações principalmente sobre a utilização do CCI como método para se estimar a confiabilidade, já que este índice pode não obedecer ao pressuposto da distribuição normal necessário para realizar a análise de variância.

Duas limitações metodológicas foram importantes e possivelmente contribuíram para que as medidas não fossem ainda mais confiáveis. A primeira e mais simples de ser resolvida está na utilização dos membros inferiores para gerar impulso por meio de da flexão de quadril. A segunda está na determinação do início do movimento, uma vez que diferentemente dos membros inferiores avaliados em plataformas de força que produzem um sinal constante antes do início do movimento, no CB a curva força-tempo antes do início do movimento é menos estável.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AMCA, A. M.; VIGOUROUX, L.; ARITAN, S.; BERTON, E. Effect of hold depth and grip technique on maximal finger forces in rock climbing. **Journal of sports sciences**, v. 30, n. 7, p. 669–77, jan 2012.
- ATKINSON, G.; NEVILL, A. M. Measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 26, n. 4, p. 217–238, 1998.
- BANNISTER, P.; FOSTER, P. Upper limb injuries associated with rock climbing. **British journal of sports medicine**, v. 20, n. 2, p. 55–55, 1 jun 1986.
- BERTUZZI, R.; FRANCHINI, E. Energy system contributions in indoor rock climbing. **European journal applied physiology**, p. 293–300, 2007.
- BERTUZZI, R. *et al.* Características antropométricas e desempenho motor de escaladores esportivos brasileiros de elite e intermediários que praticam predominantemente a modalidade indoor. **Revista brasileira de ciência e movimento**, p. 7–12, 2001.
- BERTUZZI, R.; PIRES, F. D. O.; LIMA-SILVA, A. E.; GAGLIARDI, J. F. L.; DE-OLIVEIRA, F. R. Fatores determinantes do desempenho na escalada esportiva: umas das contribuições da professora Maria Augusta Kiss para o desenvolvimento das ciências do esporte no Brasil. **Revista brasileira de medicina do esporte**, v. 17, n. 2, p. 84–87, abr 2011.
- BOLLEN, S. R. Soft tissue injury in extreme rock climbers. **British journal of sports medicine**, v. 22, n. 4, p. 145–7, dez 1988.
- BOURDIN, C.; TEASDALE, N.; NOUGIER, V.; BARD, C.; FLEURY, M. Postural constraints modify the organization of grasping movements. **Human movement science**, v. 18, n. 1, p. 87–102, fev 1999.
- CLARK, N. C. Functional performance testing following knee ligament injury. **Physical therapy in sport**, 2(2), 91–105, mar 2001.
- CHAGAS M. H.; LIMA F. V. Capacidade força muscular: estruturação e conceito básico. In: DIETMAR SAMULSKI, HANS-JOACHIM MENZEL, LUCIANO SALES PRADO. **Treinamento esportivo**. 1ed. Barueri, SP: Manole, 2013. 4, 91-110.
- DANION, F. Grip force safety margin in rock climbers. **International journal of sports medicine**, v. 29, n. 2, p. 168–72, fev 2008.
- DONATH, L.; ROESNER, K.; SCHÖFFL, V.; GABRIEL, H. H. W. Work-relief ratios and imbalances of load application in sport climbing: another link to overuse-induced injuries? **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 23, n. 4, p. 406–14, ago 2013.

DRAPER, N.; CANALEJO, J.; FRYER, S. Reporting climbing grades and grouping categories for rock climbing. **Isokinetics and exercise science and exercise science**, v. 19, p. 273–280, 2011.

FERGUSON, R. A.; BROWN, M. D. Arterial blood pressure and forearm vascular conductance responses to sustained and rhythmic isometric exercise and arterial occlusion in trained rock climbers and untrained sedentary subjects. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 76, n. 2, p. 174–180, 1997.

FUSS, F. K.; NIEGL, G. Instrumented climbing holds and performance analysis in sport climbing. **Sports technology**, v. 1, n. 6, p. 301–313, 27 mar 2009.

GILES, L. V.; RHODES, E. C.; TAUNTON, J. E. The physiology of rock climbing. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 36, n. 6, p. 529–45, jan 2006.

GRANT, S.; HYNES, V.; WHITTAKER, A.; AITCHISON, T. Anthropometric, strength, endurance and flexibility characteristics of elite and recreational climbers. **Journal of sports sciences**, v. 14, n. 4, p. 301–9, ago 1996.

GÜLLICH A.; SCHMIDTBLEICHER D. **Struktur der kraftfähigkeiten und ihrer trainingsmethoden**. Deutsche Zeitschrift Sportmedizin. 1999;7 p.223-34

HATZE, H. Validity and reliability of methods for testing vertical jumping performance. **Journal of applied biomechanics**, v. 14, n. 2, p. 127–140, 1998.

HOCHHOLZER, T.; SCHÖFFL, V. R. Epiphyseal fractures of the finger middle joints in young sport climbers. **Wilderness & environmental medicine**, v. 16, n. 3, p. 139–42, jan 2005.

HOPKINS, W. G. Measures of reliability in sports medicine and science. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 30, n. 1, p. 1–15, jul 2000.

IMPELLIZZERI, F. A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. **Medicine & science in sports & exercise**, p. 2044–2050, 2007.

JENSEN, R.; WATTS, P. Vertical hand force and forearm emg during a high-step rock-on climbing move with and without added MASS. **ISBS-Conference**, p. 466–469, 2008.

JONES, P. A.; BAMPOURAS, T. M. A comparison of isokinetic and functional methods of assessing bilateral strength imbalance. **The journal of strength & conditioning research**, v. 24, n. 6, p. 1553–1558, 2010.

KIBELE, A. Possibilities and limitations in the biomechanical analysis of countermovement jumps: a methodological study. **Journal of applied biomechanics**, 1998.

KLAVORA, P. Vertical-jump tests: a critical review. **Strength and conditioning journal**, v. 22, n. 5, p. 70, 2000.

KOMI P. **Strength and power in sport**. London: Blackwell Scientifics Publications; 2003

KUBIAK, E. N.; KLUGMAN, J. A; BOSCO, J. A. Hand injuries in rock climbers. **Bulletin of the NYU hospital for joint diseases**, v. 64, n. 3-4, p. 172–7, jan 2006.

LESLIE G. PORTNEY, MARY P. WATKINS. **Foundations of clinical research: Applications to Practice**. 3ed New Jersey: Pearson Prentice Hall 2008 891

LINTHORNE, N. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. **American journal of physics**, v. 69, n. November, p. 1198–1204, 2001.

MACLEOD, D.; SUTHERLAND, D. L.; BUNTIN, L.; *et al.* Physiological determinants of climbing-specific finger endurance and sport rock climbing performance. **Journal of sports sciences**, v. 25, n. 12, p. 1433–43, out 2007.

MARKOVIC, G.; DIZDAR, D.; JUKIC, I.; CARDINALE, M. Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests. **The journal of strength & conditioning research**, v. 18, n. 3, p. 551–555, 2004.

MENZEL, H. J. .Biomecânica aplicada ao treinameto. In: DIETMAR SAMULSKI, HANS-JOACHIM MENZEL, LUCIANO SALES PRADO.**Treinamento esportivo**. 1ed. Barueri, SP: Manole, 2013. 3, 51-87.

MENZEL, H. J. *et al.* Analysis of lower limb asymmetries by isokinetic and vertical jump tests in soccer players. **The journal of strength & conditioning research**, p. 1370–1377, 2013.

MERMIER, C. M. Physiological and anthropometric determinants of sport climbing performance. **British journal of sports medicine**, v. 34, n. 5, p. 359–365, 1 out 2000.

MORROW, J. R. **Medida e avaliação do desempenho humano**. 2003.

NEWTON, R. U. *et al.* Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. **Journal of strength and conditioning research national strength conditioning association**, v. 20, n. 4, p. 971–7, 2006.

NOÉ, F. Modifications of anticipatory postural adjustments in a rock climbing task: the effect of supporting wall inclination. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 16, n. 4, p. 336–41, ago 2006.

PLATONOV V. N. **Teoria geral do treinamento esportivo olímpico**. Porto Alegre: Artmed; 2004

QUAINE, F.; MARTIN, L. A biomechanical study of equilibrium in sport rock climbing. **Gait & posture**, v. 10, n. 3, p. 233–9, dez 1999.

QUAINE, F.; MARTIN, L.; BLANCHI, J. P. Effect of a leg movement on the organisation of the forces at the holds in a climbing position 3-D kinetic analysis. **Human movement science**, v. 16, n. 2-3, p. 337–346, abr 1997.

ROHRBOUGH, J. T.; MUDGE, M. K.; SCHILLING, R. C. Overuse injuries in the elite rock climber. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 32, n. 8, p. 1369–72, ago 2000.

ROLOFF, I.; SCHÖFFL, V. R.; VIGOUROUX, L.; QUAINE, F. Biomechanical model for the determination of the forces acting on the finger pulley system. **Journal of biomechanics**, v. 39, n. 5, p. 915–23, jan 2006.

SCHÖFFL, V. Radiographic changes in the hands and fingers of young, high-level climbers. **American journal of sports medicine**, v. 32, n. 7, p. 1688–1694, 1 out 2004.

SCHÖFFL, V. R.; HOCHHOLZER, T.; IMHOFF, A. B.; SCHÖFFL, I. Radiographic adaptations to the stress of high-level rock climbing in junior athletes: a 5-year longitudinal study of the German Junior National Team and a group of recreational climbers. **The American journal of sports medicine**, v. 35, n. 1, p. 86–92, jan 2007.

SCHÖFFL, V. R.; HOFFMANN, G.; KÜPPER, T. Acute injury risk and severity in indoor climbing—a prospective analysis of 515,337 indoor climbing wall visits in 5 years. **Wilderness & environmental medicine**, v. 24, n. 3, p. 187–94, set 2013.

SCHOT, P. K.; BATES, B. T.; DUFEK, J. S. Bilateral performance symmetry during drop landing: a kinetic analysis. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 26, n. 9, p. 1153–9, set 1994.

SCHWEIZER, A. Biomechanical properties of the crimp grip position in rock climbers. **Journal of biomechanics**, v. 34, n. 2, p. 217–23, fev 2001.

SCHWEIZER, A.; FURRER, M. Correlation of forearm strength and sport climbing performance. **Isokinetics and exercise science**, v. 15, p. 211–216, 2007.

SCHMIDTBLEICHER D. **Motorische beanspruchungsform kraft – struktur und einflussgroessen, adaptionen, trainingsmethoden, diagnose und trainingssteuerung**. Deutsche Zeitschrift fuer Sportmedizin. 1987; 38 p. 356-77

SCHMIDTBLEICHER D. **Strukturanalyse der motorischen eigenschaft kraft**. Lehre der Leichtathletik. 1984; 30 p.356-77

SHEEL, A W. Physiology of sport rock climbing. **British journal of sports medicine**, v. 38, n. 3, p. 355–359, 1 jun 2004.

SHERK, V. D.; SHERK, K. A; KIM, S.; YOUNG, K. C.; BEMBEN, D. A. Hormone responses to a continuous bout of rock climbing in men. **European journal of applied physiology**, v. 111, n. 4, p. 687–93, abr 2011.

SHROUT, P. E.; FLEISS, J. L. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. **Psychological bulletin**, v. 86, n. 2, p. 420–8, mar 1979.

SUSAN J. HALL. **Biomecânica básica**. 5.ed. Barueri SP: Manole, Brasil 2009

VIGOUROUX, L.; QUAINÉ, F.; LABARRE-VILA, A.; MOUTET, F. Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific sport-climbing grip techniques. **Journal of biomechanics**, v. 39, n. 14, p. 2583–92, jan 2006.

VIGOUROUX, L.; QUAINÉ, F.; PACLET, F.; COLLOUD, F.; MOUTET, F. Middle and ring fingers are more exposed to pulley rupture than index and little during sport-climbing: a biomechanical explanation. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 23, n. 5, p. 562–70, jun 2008.

WARME, W. J.; BROOKS, D. The effect of circumferential taping on flexor tendon pulley failure in rock climbers. **The American journal of sports medicine**, v. 28, n. 5, p. 674–8, 2000.

WATTS, P. B. Physiology of difficult rock climbing. **European journal of applied physiology**, v. 91, n. 4, p. 361–72, abr 2004.

WATTS, P. B.; MARTIN, D. T.; DURTSCHI, S. Anthropometric profiles of elite male and female competitive sport rock climbers. **Journal of sports sciences**, v. 11, n. 2, p. 113–117, 1993.

WEIR, J. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. **The journal of strength & conditioning research**, v. 19, n. 1, p. 231–240, 2005.