

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE – CEFID  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO  
HUMANO - PPGCMH**

**DANIELA PACHECO DOS SANTOS**

**INFLUÊNCIA DO RESFRIAMENTO CUTÂNEO NA CAPACIDADE DE REPRODUÇÃO  
DE FORÇA ISOMÉTRICA DO TORNOZELO EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS: ESTUDO  
RANDOMIZADO CONTROLADO CRUZADO**

**FLORIANOPOLIS – SC**

**2011**

**DANIELA PACHECO DOS SANTOS**

**INFLUÊNCIA DO RESFRIAMENTO CUTÂNEO NA CAPACIDADE DE REPRODUÇÃO  
DE FORÇA ISOMÉTRICA DO TORNOZELO EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS: ESTUDO  
RANDOMIZADO CONTROLADO CRUZADO**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte – CEFID, da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Marcos A. de Noronha

**FLORIANÓPOLIS – SC**

**2011**

**DANIELA PACHECO DOS SANTOS**

**INFLUÊNCIA DO RESFRIAMENTO CUTÂNEO NA CAPACIDADE DE REPRODUÇÃO  
DE FORÇA ISOMÉTRICA DO TORNOZELO EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS: ESTUDO  
RANDOMIZADO CONTROLADO CRUZADO**

Trabalho de dissertação apresentado ao Curso de Pós-Graduação: Mestrado em Ciências do Movimento Humano, do Centro Ciências da Saúde e do Esporte – CEFID, da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

**Banca Examinadora:**

**Orientador:**

\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Marcos A. de Noronha**  
**Universidade do Estado de Santa Catarina**

**Membro**

\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Leonardo Oliveira Pena Costa**  
**Universidade da Cidade de São Paulo**

**Membro**

\_\_\_\_\_  
**Profa. Dra. Anamaria Fleig Mayer**  
**Universidade do Estado de Santa Catarina**

**Membro**

\_\_\_\_\_  
**Profa. Dra. Stella Maris Michaelsen.**  
**Universidade do Estado de Santa Catarina**

**Florianópolis, 8 de dezembro de 2011.**

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus pais, meus primeiros professores, pelo incentivo desde a educação infantil;

À minha irmã, pelo auxílio e opiniões durante o trabalho;

Aos meus cunhados e sogros pela torcida;

Aos meus sobrinhos André e Felipe, pelos momentos de alegria, relaxamento e descontração;

Amo todos vocês.

Em especial...

Ao meu amor, Alessandro, exemplo de determinação e princípios...agradeço por todo apoio, amizade, amor, paciência e compreensão. Obrigada por me ensinar a aceitar minhas limitações e me incentivar a vencer meus próprios desafios. Te amo e tenho muita sorte por tê-lo como meu companheiro!

Ao meu orientador, professor Marcos, por aceitar-me como orientanda, sabendo da minha pequena experiência com pesquisa e dificuldades com a língua inglesa; obrigada pelas horas destinadas ao meu aprendizado e pela troca de experiências;

À minha “nova” irmã e cunhada, Carol, por toda a ajuda, desde a organização do projeto, até sua versão final...agradeço de coração por todo o conhecimento compartilhado;

Aos membros da banca, por todas as contribuições desde o momento da qualificação do projeto;

Aos sujeitos que participaram da coleta de dados, pela disponibilidade;

E a todas as pessoas (professores, colegas e funcionários) que de uma forma ou de outra contribuíram e torceram para que eu chegasse até aqui...

*Obrigada!*

“Sábio é aquele que conhece os limites da própria ignorância”.

*Sócrates*

## RESUMO

A análise da propriocepção do tornozelo é geralmente realizada através da capacidade de percepção do senso de posição e da velocidade e direção de movimento. Poucos estudos investigaram a propriocepção através da capacidade de reprodução de força, e em especial a influência do resfriamento tecidual cutâneo sobre esta forma de medida proprioceptiva. Este estudo randomizado controlado, com delineamento cruzado teve por objetivo analisar a influência do resfriamento cutâneo sobre a capacidade de reprodução de força isométrica dos músculos flexores dorsais do tornozelo. Participaram deste estudo 20 indivíduos saudáveis de ambos os sexos os quais foram alocados em dois grupos: Grupo 1 e Grupo 2. O grupo 1 (Com-Sem Gelo) foi avaliado primeiramente sob efeito do resfriamento e posteriormente submetido a mesma avaliação sem resfriamento. O grupo 2 (Sem-Com Gelo) foi submetido as mesmas avaliações do grupo 1, no entanto em ordem inversa. As medidas analisadas foram o erro e o erro absoluto, calculados a partir da diferença entre o valor realizado pelo sujeito e os valores alvos, correspondentes a 20 e 50% da contração voluntária máxima (CVM) e a variabilidade do erro absoluto, medido a partir da média dos desvios padrão. A coleta de dados de força foi realizada com o uso de uma célula de carga extensométrica colocada sob uma prancha inclinada. Foram realizadas 10 tentativas de reprodução de força para cada porcentagem da CVM. Os dados foram analisados através da ANOVA para medidas repetidas com dois fatores (condição de resfriamento cutâneo – com ou sem – e porcentagem da CVM – 20 e 50%). Em todos os testes estatísticos foi adotado um p-valor menor que 0,05. O erro absoluto foi maior após a aplicação de gelo, apresentando diferenças significativas entre as forças alvo ( $p < 0,001$ ) e entre as situações Sem Gelo e Com Gelo ( $p = 0,007$ ). Os valores encontrados indicam que o erro foi maior para a condição Com Gelo e em 50% da CVM. A aplicação da crioterapia com conseqüente alteração da percepção tátil parece reduzir a capacidade proprioceptiva de reprodução de força isométrica.

**Palavras - chave:** Propriocepção. Tornozelo. Resfriamento cutâneo. Reprodução de força.

## ABSTRACT

Proprioception at the ankle is usually evaluated by means of position sense, movement velocity and direction sense. Few studies have investigated proprioception by the capacity to reproduce force, and specially, the influence of superficial cold application to this proprioceptive measurement. This cross-over, randomized controlled trial aimed to investigate the effect of superficial cold application on the ability to reproduce isometric force by the dorsiflexors of the ankle. Twenty healthy participants were randomly allocated to Group 1 or Group 2. Group 1 (Ice – no Ice) was first evaluated immediately after superficial cold application then, with at least 48 hour interval, the group was again evaluated but without any cold application. Group 2 (no Ice – Ice) was submitted to the same evaluations as Group 1, however the order of superficial cold application was inverted. We following variables were used for analysis: relative error, absolute error (calculated by the difference between the target force and the performed force) and the variability of the absolute error (calculated by the mean of the standard deviations of the differences). We used two target forces, 20% and 50% of the maximum voluntary contraction (MVC). For data collection we used a load cell force attached to a inclined board. Ten trials were performed by each participant for each target force in each session. We performed a repeated measures analysis of variance (ANOVA) to investigate whether there was a difference between condition (cold application and control) and target force (20% and 50% of MVC). For all tests significance was considered with  $p < 0.05$ . The absolute error was greater for the superficial cold application condition ( $p = 0.007$ ) and it was also greater for the target force of 50% when compared to the target force of 20% of the MVC ( $p < 0.001$ ). There were no interaction between condition (superficial cold application and control) and target force (20% and 50% of the MVC). The findings indicate that superficial cold application, and consequent change in tactile sense, decreases the ability to reproduce isometric force by the ankle dorsiflexors.

**Keywords:** Proprioception; Ankle; Cryotherapy, Force reproduction.

# SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>7</b>
1.1 O PROBLEMA E A JUSTIFICATIVA.....	7
1.2. OBJETIVOS .....	9
1.2.1 <i>Objetivo geral</i> .....	9
1.2.2 <i>Objetivos específicos</i> .....	10
1.3 HIPÓTESES .....	10
1.4 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO .....	10
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>11</b>
2.1 PROPRIOCEPÇÃO E CONTROLE MUSCULAR.....	11
2.2 PROPRIOCEPÇÃO E TORNOZELO .....	14
2.3 REPRODUÇÃO DE FORÇA COMO MEDIDA PROPRIOCEPTIVA DO TORNOZELO .....	16
2.4 SENSÇÃO CUTÂNEA E PROPRIOCEPÇÃO .....	19
2.5 RESFRIAMENTO TECIDUAL (CRIOTERAPIA) E PROPRIOCEPÇÃO .....	20
<b>3. MÉTODO.....</b>	<b>25</b>
3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO .....	25
3.2 PARTICIPANTES DA PESQUISA .....	25
3.2.1 <i>Randomização</i> .....	25
3.3 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS .....	26
3.4 INSTRUMENTOS DE MEDIDA.....	30
3.5 VARIÁVEIS DE CONTROLE .....	32
3.6 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS DO ESTUDO.....	33
3.7 PROCESSAMENTO DOS DADOS .....	34
3.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO .....	35
<b>4. RESULTADOS .....</b>	<b>36</b>
<b>5. DISCUSSÃO.....</b>	<b>39</b>

<b>6. CONCLUSÃO .....</b>	<b>44</b>
<b>7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>45</b>

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 O PROBLEMA E A JUSTIFICATIVA

“Propriocepção refere-se à sensação de posição, movimento, tensão e velocidade do movimento advinda de sinais aferentes gerados pelas articulações e receptores cutâneos e musculares” (GANDEVIA, 1996). Segundo Deshpande (2003), além destes, o sistema visual e vestibular também são responsáveis pela capacidade proprioceptiva.

Em virtude de sua importância na prevenção de falhas durante o movimento ou para os reajustes do equilíbrio, na predição de lesões e no controle motor a propriocepção tem sido objeto de vários estudos (PAYNE *et al.*, 1997; JONG *et al.*, 2005) realizados em diferentes articulações e situações de análise.

Devido à alta incidência de lesões nas atividades da vida diária e na prática esportiva (ASHTON-MILLER *et al.* 2001; HERTEL, 2008; PAYNE *et al.*, 1997), com conseqüente desenvolvimento tardio de instabilidade crônica e osteoartrose (HERTEL, 2008), a propriocepção do tornozelo tem sido amplamente estudada em diferentes populações como atletas, adultos jovens e idosos de ambos os sexos com ou sem história de lesão no tornozelo (DESHPANDE *et al.*, 2003; SPANOS *et al.*, 2008). As medidas comumente analisadas e utilizadas para a avaliação de propriocepção do tornozelo incluem sensação de posição (HOLME *et al.*, 1999; BOYLE *et al.*, 1998; GROSS, 1987), reprodução da posição (DJUPSJOBACKA *et al.*, 2005; WADDINGTON *et al.*, 1999a; 1999b) detecção de movimento (JONG *et al.*, 2005; LEE; KILBREATH, 2005; NORONHA *et al.*, 2007; WADDINGTON, 1999b), e discriminação da velocidade de movimento do tornozelo (DJUPSJOBACKA, 2005; FITZPATRICK, 1994).

Outra forma de avaliação proprioceptiva menos comum diz respeito à variação da contração muscular como resposta imediata a uma força externa. Um exemplo desta abordagem são os estudos que avaliam a propriocepção através da reprodução de força (*force sense, force reproduction*) (DOCHERTY; ARNOLD, 2008; DOCHERTY *et*

*al.*, 2004, DOCHERTY *et al.*, 2006). Em geral esses estudos envolvem a tentativa de reprodução de uma força alvo e atualmente a literatura dispõe de estudos não restritos à articulação do tornozelo, incluindo também ombro, cotovelo, joelho e tronco (DESCARREAUX *et al.*, 2005; DOVER; POWERS, 2003; ESPINDOLA *et al.*, 2011; KRISHNAN; WILLIAMS, 2010; TRACY, 2007). Dentre estes estudos existe uma variação quanto ao uso ou não de feedback, alternância de membros, influência de fadiga ou doença, características como sexo e idade dos sujeitos e nível de atividade física (DESCARREAUX *et al.*, 2005; SALONIKIDIS *et al.*, 2009; SIMON; FERRIS, 2008; VUILLERME; BOISGONTIER, 2008).

Os estudos encontrados na literatura sobre a reprodução de força para a articulação do tornozelo fizeram-na somente nos movimentos de inversão e eversão em indivíduos com instabilidade funcional de tornozelo (ARNOLD; DOCHERTY, 2006; DOCHERTY; ARNOLD, 2008). Docherty *et al.*, (2006, 2008) verificaram que indivíduos com instabilidade funcional do tornozelo apresentam déficits na capacidade de reprodução de força em inversão e eversão do tornozelo. No entanto um dos problemas encontrados nesta forma de avaliação proprioceptiva é a dificuldade de eliminação ou redução dos sinais aferentes advindos do contato entre o equipamento que resiste ao movimento e a pele e tecidos subjacentes do próprio pé. Essa situação repete-se na prática clínica durante as avaliações funcionais ou no período de reabilitação.

Refletindo sobre a realização desta avaliação indaga-se se o indivíduo que está sendo avaliado para a reprodução da força utiliza a informação advinda dos receptores musculares para reconhecer a intensidade da contração ou reconhece-a através da pressão sofrida pelos tecidos em contato com o pé durante a realização da força.

Algumas avaliações de propriocepção foram realizadas sob anestesia (KONHANDSEN, 1993; CARLO, 1986), no entanto tal procedimento pode não ser viável já que o método além de extremamente doloroso, pode reduzir não somente a sensação tátil, mas também afetar musculatura necessária na realização da tarefa.

Outra possibilidade já utilizada em avaliações proprioceptivas de outras articulações como pé, perna, coxa e antebraço é a aplicação da pomada anestésica EMLA, composta por lidocaína e prilocaína (BJORKMAN *et al.*, 2005; LUNGBORG *et*

*al.*, 2010; AGEBERG *et al.*, 2010). No entanto um fator limitante para sua utilização é a possibilidade de permanência da sensibilidade ao tato e à pressão.

O resfriamento por gelo é uma forma de intervenção utilizada como método para a avaliação proprioceptiva encontrada na literatura (COSTELLO; DONELLY, 2010; RUBLEY *et al.*, 2003; CRAIG *et al.*, 2007) e constitui uma modalidade terapêutica que reduz a aferência sensorial em virtude dos efeitos fisiológicos decorrentes de sua aplicação (CARVALHO; CHIERICHETTI, 2006; STEVENS, 1979; BUJAG, 1975; MCMEEKEN *et al.*, 1984; HOCCUT, 1981; HOCUTT; JAFFE; RYLANDER, 1982). Além disso, é um recurso amplamente utilizado no tratamento de lesões articulares ou em combinação com outras modalidades terapêuticas que necessitam de uma integridade na percepção sensorial cutânea para sua eficácia e correta utilização (CARVALHO; CHIERICHETTI, 2006).

Por considerarmos possível a ocorrência de sobreposição de sistemas proprioceptivos durante a reprodução de força isométrica, o resfriamento cutâneo por gelo constitui uma alternativa para avaliação proprioceptiva, através da qual se busca reduzir o potencial viés advindo dos receptores cutâneos com a sua utilização nas regiões de contato entre pele e equipamento.

Neste contexto, com o intuito de distinguir se o sistema cutâneo exerce influência sobre a avaliação proprioceptiva da capacidade de reprodução de força isométrica surge a questão problema deste estudo: **“Qual a influência do resfriamento cutâneo na capacidade de reprodução da força isométrica do tornozelo?”**

## 1.2. OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo geral

- Analisar a influência do resfriamento cutâneo na capacidade de reprodução da força isométrica do tornozelo;

### 1.2.2 Objetivos específicos

- Comparar o desempenho na reprodução de força isométrica dos músculos flexores dorsais do tornozelo após a aplicação de gelo à realização da mesma tarefa sem aplicação de gelo.
- Comparar a capacidade de reprodução de força isométrica dos músculos flexores dorsais entre as duas situações testadas (Com Gelo e Sem Gelo) em diferentes níveis de força (20 e 50% da força isométrica máxima).

### 1.3 HIPÓTESES

- A redução da temperatura, promovida através da imersão em água e gelo, reduz a capacidade de reprodução de força isométrica do tornozelo;
- Em 20% da força isométrica máxima o erro é maior que em 50%;

### 1.4 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Este estudo limitou-se a verificar a influência do resfriamento cutâneo através da imersão em água e gelo na capacidade de reprodução da força isométrica dos músculos flexores dorsais do tornozelo. Para a avaliação da força isométrica foi utilizada uma prancha inclinada com uma célula de carga. Foram avaliados 20 indivíduos de ambos os sexos, com idade entre 18 e 40 anos, sem história de lesão nos membros inferiores nos últimos 60 dias anteriores à coleta de dados. Cada indivíduo realizou os procedimentos em dois dias distintos (Com ou Sem Gelo) num intervalo de dois a sete dias entre as coletas.

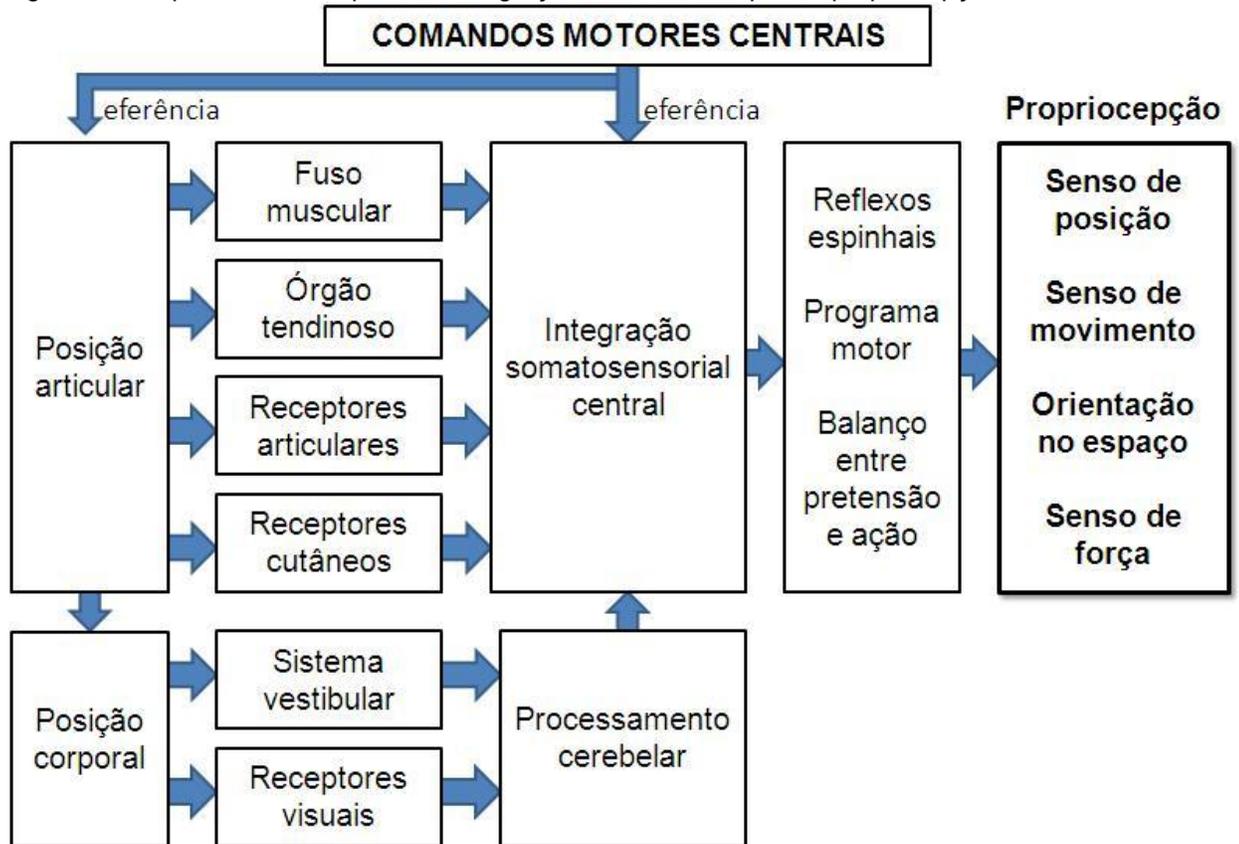
## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 PROPRIOCEPÇÃO E CONTROLE MUSCULAR

Para Jerosch e Prymka (1996) não há ainda uma definição aceita entre os cientistas para a propriocepção, mas apesar disso, sua importância é um consenso. Segundo Sargent (2000), a propriocepção refere-se à percepção voluntária e involuntária da posição articular, e é considerada parte crucial para o restabelecimento do controle neuromuscular e estabilidade funcional. A propriocepção pode também ser definida como a percepção consciente da posição e do movimento articular e, portanto é dependente do sistema somatosensorial (RIEMANN; LEPHART, 2002a, 2002b).

Envolvidos com a sensação e captação de informação para o posicionamento e manipulação do ambiente externo ao corpo existem diversos órgãos e receptores, dentre eles os receptores: vestibulares, visuais, cutâneos, musculares e articulares. A estimulação destes receptores depende do local e da magnitude de forças que, no dia a dia, agem sobre as estruturas músculo-esqueléticas (DESHPANDE *et al.*, 2003; JEROSCH; PRYMKA, 1996; SARGANT, 2000). A integração desses sistemas e a priorização dentre eles são dependentes da tarefa e do sistema nervoso central (Figura 1).

Figura 1 – Esquema dos receptores e integração dos sistemas para a propriocepção.



Fonte: Adaptado de Jerosch e Prymka (1996).

Os autores que estudam sobre o tema acreditam que a propriocepção é parte integrante da execução dos movimentos. Acredita-se que propriocepção tem papel tanto na execução de um movimento primário, mas também é responsável por aferências que irão colaborar nos movimentos de correção, os quais podem ser considerados secundários (RIEMANN; LEPHART, 2002a, 2002b).

A literatura sugere que em atividades funcionais a informação advinda dos receptores proprioceptivos tem o papel de verificar o desenrolar da ação para corrigi-la antes que um desequilíbrio articular aconteça (JEROSCH; PRYMKA, 1996). Um exemplo disso pode ser o apoio inadequado do pé no solo e sua correção para evitar uma entorse de tornozelo (KONRADSEN, 2002).

A aferência proprioceptiva é gerada a partir de receptores que estão distribuídas em diferentes estruturas corporais. Os receptores proprioceptivos são freqüentemente classificados em receptores cutâneos, articulares e musculares (JEROSCH; PRYMKA,

1996; SARGANT, 2000). Os receptores encontrados na pele são os corpúsculos de Paccini e Ruffini, além das variadas terminações nervosas livres (JOHNSON, 2001). Esses receptores geram mensagens que são interpretadas como sensação de toque, pressão, frio, calor, vibração e dor. Nas articulações e nos ligamentos temos os mesmos tipos de receptores encontrados na pele, porém especializados para a captação dos movimentos articulares, bem como suas respectivas velocidades. Os receptores encontrados nos músculos são o fuso muscular e o órgão tendinoso de Golgi, responsáveis por gerar o grau de contração muscular e o tônus da musculatura. Além disso, estes receptores musculares são responsáveis por parte dos reflexos excitatórios e inibitórios para o auxílio nos movimentos (JEROSCH; PRYMKA, 1996; RIEMANN; LEPHART, 2002a, 2002b).

Segundo Deshpande *et al.* (2003) a propriocepção constitui um sistema complexo que requer a integração do input sensorial entre muitos receptores. Considerando que para realizar o que é chamado de propriocepção o corpo depende de receptores com características diversas, a avaliação da propriocepção vem sendo realizada de forma variada (JEROSCH; PRYMKA, 1996). As formas mais comuns de se avaliar a propriocepção envolvem a avaliação da sensação de posição articular, sensação de movimento, sensação de velocidade e sensação de força (ABBOUD *et al.*, 1999; ERGEN; ULKAR, 2008).

Baseado nestes dados pode-se concluir que o conjunto de todas essas informações que compõem a propriocepção nos permite reconhecer o espaço ocupado pelo nosso corpo, as forças que estão agindo sobre ele e os ajustes que são necessários para o sucesso na realização de nossas atividades de vida diária e de lazer.

Também há de se considerar que para a realização das atividades de vida diária há contração muscular geralmente numa pequena porcentagem quando comparada a capacidade máxima de contração. A forma de avaliação da propriocepção menos freqüente na literatura e capaz de analisar estas capacidades de contração muscular envolve a reprodução de força. Déficits na propriocepção têm sido relacionados a lesões ligamentares e osteoartrose (DESHPANDE *et al.*, 2003). Alguns estudos que analisaram o tornozelo e a reprodução de força encontraram que indivíduos que

possuem um tornozelo instável, definido através de entorses de repetição, têm menor capacidade de reprodução de força de 10 a 30% da contração voluntária máxima (DOCHERTY; ARNOLD, 2008; DOCHERTY *et al.*, 2006), sugerindo que o déficit na capacidade de reprodução de força é conseqüência de uma lesão, podendo ser considerado um fator de risco para futuras lesões.

## 2.2 PROPRIOCEPÇÃO E TORNOZELO

Atualmente a propriocepção do tornozelo é foco de estudo de muitos pesquisadores em virtude da alta importância para o controle motor, para a identificação de alterações conseqüentes às lesões e a alta incidência de entorses de tornozelo (ERGEN; ULKAR, 2008; KONRADSEN, 2002; MCKEON *et al.*, 2010; MUNN *et al.*, 2010).

Estudos envolvendo a análise da influência da aferência sensorial cutânea sobre a propriocepção do tornozelo foram realizados por Simoneau *et al.*, (1997) e Spanos *et al.*, 2008). Simoneau *et al.* (1997) analisaram as mudanças na propriocepção da articulação do tornozelo decorrentes do uso de bandagens elásticas colocadas em frente e atrás da articulação talocrural. As variáveis estudadas foram a percepção do movimento e da posição da articulação do tornozelo em 20 homens jovens saudáveis sob duas situações: com e sem a sustentação do peso. Os resultados encontrados neste estudo apontam que o aumento do feedback sensorial cutâneo promovido pelo uso da bandagem elástica pode ajudar a melhorar a percepção da posição durante uma posição sem descarga de peso, especialmente para a flexão plantar, no entanto, a bandagem elástica não alterou a percepção do movimento dos participantes estudados.

Spanos *et al.* (2008) numa análise semelhante verificaram o efeito da bandagem elástica na propriocepção do tornozelo em atletas lesionados também durante uma posição sem descarga de peso. A propriocepção foi avaliada pela capacidade de reprodução de quatro ângulos nos movimentos de inversão e flexão plantar do tornozelo. Como no estudo de Simoneau *et al.* (1997) os resultados demonstram que a bandagem elástica aumentou a consciência de posição do tornozelo sem descarga de

peso. Com base nestes estudos é possível perceber a importância da aferência sensorial sobre a capacidade de percepção do posicionamento articular.

Vuillerme *et al.* (2006), em seu estudo introduziram o uso do biofeedback tátil para avaliar o senso de posição articular do tornozelo. Com o objetivo de avaliar se o sistema nervoso central é capaz de integrar-se a um sistema de biofeedback artificial emitido através da estimulação eletrotátil da língua, Vuillerme *et al.* (2006) analisaram nove sujeitos saudáveis e compararam o senso de posição do tornozelo (acurácia e variabilidade de posicionamento), sob duas condições: com e sem o uso do biofeedback. O resultado do estudo revela que o senso de posição articular é maior com o uso do biofeedback.

Portanto, tanto os estudos com o uso de bandagem elástica quanto com o uso de biofeedback, sugerem que a avaliação da propriocepção pode ser potencializada por elementos externos.

O estudo da propriocepção em diferentes populações, composta por grupos mistos de diferentes faixas etárias e características antropométricas já foram em parte investigados (ABBOUD *et al.*, 1999; DESHPANDE *et al.*, 2003). Abboud *et al.* (1999) avaliaram o senso de posição articular ativa e passivamente em cinco adultos sem história de lesão em membros inferiores e com características diversificadas. Seus achados revelam que não houve diferenças significativas em variáveis relacionadas à idade, peso e estatura para os movimentos passivo e ativo.

Deshpande *et al.* (2003) analisaram a capacidade das medidas proprioceptivas de detectarem diferenças entre três grupos distintos compostos por indivíduos de diferentes faixas etárias. O limiar para percepção do movimento passivo, erros nas atividades de reprodução da posição, velocidade e torque foram avaliados para movimentos de flexão dorsal e plantar. Os valores de referência deste estudo calculados a partir da Contração Voluntária Máxima (CVM) foram de até 50% para que não houvesse influência da fadiga durante as avaliações. A conclusão do estudo revela que diferenças na propriocepção entre o grupo de adultos idosos, e os grupos jovem e de média idade foram melhores detectadas na capacidade de percepção do movimento passivo. Os resultados destes estudos demonstram que a acuidade proprioceptiva do tornozelo pode não estar vinculada às características físicas dos indivíduos.

A correlação entre as avaliações proprioceptivas e a incidência de lesões também já foi investigada (JONG *et al.* 2005; Payne *et al.*, 1997). Buscando verificar se o desempenho em testes proprioceptivos pode estar correlacionado às entorses recorrentes de tornozelo, Jong *et al.* (2005) concluíram que a propriocepção geral não pode ser inferida por um único teste proprioceptivo. Em seu estudo Jong *et al.* (2005) avaliaram a detecção e a discriminação dos movimentos de inversão e eversão em três diferentes velocidades e afirmam que os desempenhos em diferentes testes proprioceptivos não estão bem correlacionados e, portanto déficits num aspecto proprioceptivo não implicam em déficits em todas as demais medidas proprioceptivas. Este estudo aponta para a necessidade de uma avaliação mais ampla da propriocepção, envolvendo um maior número de métodos da avaliação proprioceptiva, de forma a melhor avaliar os déficits advindos de lesões do tornozelo.

A propriocepção também foi avaliada como possível fator de risco para as entorses de tornozelo. Payne *et al.* (1997) estudando atletas colegiais de basquetebol concluíram que déficits proprioceptivos podem ser preditores de lesão em homens e mulheres.

A partir destes estudos pode-se perceber que mais pesquisas são necessárias para esclarecer sobre as formas de avaliação da propriocepção e a relação dos déficits proprioceptivos às altas incidências de lesões na articulação do tornozelo.

### 2.3 REPRODUÇÃO DE FORÇA COMO MEDIDA PROPRIOCEPTIVA DO TORNOZELO

Segundo Hertel, (2008), outra área da propriocepção de tornozelo que tem recebido atenção na literatura em anos recentes é o senso de força, o qual representa a habilidade de um indivíduo em recriar uma força específica de um grupo muscular em particular. De acordo com o autor a redução no senso de força é causada por déficits proprioceptivos advindo de disfunções dos fusos musculares e órgãos tendinosos de Golgi em unidades músculo-tendíneas após lesões articulares.

Alguns estudos demonstram que o senso de força pode ser influenciado por variáveis como a idade, fadiga e doença (DOCHERTY *et al.*, 2004; TRACY, 2007; VUILLERME; BOISGONTIER, 2008)

Dentre os estudos que analisaram a propriocepção a partir do controle de força está o de Tracy (2007). Neste estudo a variação da força dos músculos flexores plantares e dorsais foi avaliada em adultos jovens e idosos através da capacidade de reprodução de força isométrica de 2,5, 5, 10, 30, 50 e 80% da contração voluntária máxima (CVM). Os resultados deste estudo demonstram que a CVM dos músculos flexores plantares foi menor para os idosos. Não foi encontrado diferença entre os grupos para a CVM de flexão dorsal. Para a flexão plantar, o coeficiente de variação foi maior para os idosos nos percentuais de 2,5 e 5% da CVM, similar para 10, 50 e 80% da CVM. Na reprodução do valor equivalente a 30 % da CVM o coeficiente de variação da força foi maior para os adultos jovens. Já para a reprodução de força dos músculos flexores dorsais, o coeficiente de variação foi semelhante entre os grupos para todos os percentuais de reprodução de força, porém, apresentando maior variabilidade quando comparada a flexão plantar. Esta diferença foi mais significativa na reprodução dos menores percentuais de força. Os achados deste estudo revelam que o controle da força muscular é deteriorado nos flexores plantares de adultos idosos.

Docherty *et al.* (2004) objetivaram determinar as relações entre o senso de força, senso de reposição articular e rigidez do tornozelo. Seus resultados apontam correlações entre senso de força e rigidez, mas tal correlação não foi observada entre senso de posição e rigidez articular. Os autores afirmam que mais estudos são necessários para a compreensão de tais relações, envolvendo estudos sobre o SNC e as respostas musculares.

No ano de 2006, Docherty *et al.* (2006) investigaram a existência de correlação entre déficits no senso de reprodução de força contralateral e a presença de instabilidade funcional do tornozelo. Neste estudo, sessenta adultos jovens de ambos os sexos foram avaliados para os movimentos de eversão quanto ao senso de força e reposição ativa contralateral ao tornozelo acometido. A reprodução de força contralateral foi realizada sem uso de feedback visual. Os achados do estudo apontam que na presença de instabilidade funcional do tornozelo os indivíduos têm déficit no

senso de reprodução de força em percentuais baixos (10 e 30% da CVM), mas não na reposição ativa da articulação. Dando continuidade aos estudos envolvendo propriocepção e força, Docherty *et al.* (2008) comparam déficits na reprodução do senso de força entre indivíduos saudáveis e com instabilidade para o movimento de eversão da articulação do tornozelo. Neste estudo foram avaliados 60 indivíduos para percentuais equivalentes a 10, 20 e 30% da CVM e senso de posicionamento articular ativo. A conclusão deste estudo foi de que tornozelos instáveis estão associados a déficits na capacidade de reprodução de força. Não foram encontradas correlações entre o senso de posicionamento articular e instabilidade. Esses percentuais baixos em que ocorreu erro na reprodução de força assemelham-se ao grau de contração muscular realizado pelos sujeitos durante suas atividades de vida diária, deixando-os mais suscetíveis às lesões.

Vuillerme *et al.* (2008) analisaram a repercussão da fadiga dos músculos flexores plantares sobre a capacidade de reprodução de força do tornozelo. As variáveis utilizadas neste estudo para quantificar a variabilidade de força foram o erro absoluto e o erro variável. O estudo conclui que a fadiga reduz o senso de força da articulação do tornozelo.

Em 2009 Vuillerme *et al.* (2009) avaliaram a efetividade do biofeedback eletrotátil sobre a língua na capacidade de desenvolvimento do senso de força seguido a fadiga dos músculos flexores plantares em 11 adultos jovens saudáveis combinando quatro diferentes situações: com e sem fadiga e com e sem o uso do biofeedback. Os autores concluíram que na condição sem feedback a fadiga aumenta o erro absoluto e variável. Porém, com o uso do feedback não foram observadas diferenças significativas nas condições com e sem fadiga. Estes resultados sugerem que os sujeitos são aptos a integrar informações sensoriais advindas da estimulação tátil na língua para suprimir os efeitos adversos da fadiga dos músculos flexores plantares sobre o senso de força.

A partir destes estudos conclui-se que uma série de variáveis devem ser analisadas e controladas no estudo da reprodução de força de tornozelo, incluindo a fadiga, a idade, condição funcional articular e o uso de feedback.

## 2.4 SENSACÃO CUTÂNEA E PROPRIOCEPÇÃO

Os receptores cutâneos têm papel e função determinados na propriocepção. Os quatro mecanorreceptores aferentes são: os discos de Merkel e os corpúsculos de Meissner, Pacini e Ruffini. Os discos de Merkel captam a sensibilidade à pressão contínua sobre a pele, são de adaptação lenta e usados para a percepção da textura. Os corpúsculos de Meissner adaptam-se rapidamente a qualquer movimento na superfície da pele (como por exemplo, no ajuste da pressão necessária para segurar um objeto que está escorregando da mão), além disso, captam a vibração de baixa frequência. Os corpúsculos de Ruffini se ajustam de forma lenta e na pele são responsáveis pela sensação de um objeto mais pesado. Já os corpúsculos de Pacini respondem rapidamente e são capazes de detectar pressão e vibração de alta frequência (JOHNSON, 2001).

A percepção da pele, da posição articular e a contração muscular podem ser integradas para a execução de diversas tarefas motoras (RIEMANN; LEPHART, 2002a; 2002b). Como existe essa integração em determinadas tarefas, alguns autores com o objetivo de entender melhor esse processo desenvolveram estudos para analisar esta relação (COLLINS *et al.*, 2005; EDIN, 2001; LOWREY *et al.*, 2010).

Collins *et al.* (2005) destacam que os receptores cutâneos contribuem para a cinestesia. Para provar esta hipótese, os autores simularam o deslocamento dos dedos, ombro e joelho através do esticar da pele dos participantes da pesquisa e da realização de vibração sobre alguns tendões musculares, indagando aos participantes sobre a percepção do movimento em seus membros. A ilusão do movimento ocorreu tanto para a vibração (evocada a partir do tendão muscular) como para o estiramento da pele (evocada a partir dos receptores cutâneos) e foi otimizada pela junção de ambos. Segundo os autores isso quer dizer que existe uma integração dos dois sistemas para a percepção do movimento podendo ora se somar os estímulos e ora um atrapalhar o outro. Os autores relatam também que para a avaliação da propriocepção isso deve ser considerado, pois uma vez que essa integração existe deve-se ter cuidado ao realizar um teste propioceptivo tanto para a sua execução, quanto para sua interpretação, principalmente ao se analisar somente um tipo de modalidade propioceptiva.

Edin (2001) e Aimonetti *et al.*, (2010) analisaram por microneurografia a relação entre movimento articular, estimulação da pele e seu efeito sobre a percepção de movimento. O primeiro autor realizou esta experiência na articulação do joelho e o segundo no tornozelo. Ambos os estudos concluíram que a estimulação da pele está relacionada à percepção do movimento e que, portanto pode influenciá-lo.

Lowrey *et al.* (2010) analisaram a relação da sensação tátil no dorso do pé à capacidade de reposicionamento articular do tornozelo. Esses autores encontraram que com a diminuição da sensibilidade tátil os indivíduos obtiveram mais erros de reposicionamento do ângulo selecionado.

A partir desses estudos pode-se afirmar que existem evidências de que a estimulação tátil influencia na percepção de movimento em diferentes articulações do corpo, o que é justificado pela integração entre os diferentes tipos de receptores envolvidos com a propriocepção. Cabe ainda, verificar se esta relação e influência também ocorrem para a reprodução de força.

## 2.5 RESFRIAMENTO TECIDUAL (CRIOTERAPIA) E PROPRIOCEPÇÃO

Entende-se por crioterapia a aplicação de qualquer substância ao corpo que vise abaixar a temperatura tecidual pela remoção de calor corporal (CARVALHO; CHIERICHETTI, 2006). Knight (2000) define crioterapia como “terapia com frio” englobando toda e qualquer modalidade que utilize o frio para fins terapêuticos. A crioterapia consiste em um recurso amplamente utilizado para a redução da dor, no tratamento de traumas agudos e pós-cirúrgicos imediatos. Sua aplicação justifica-se, pois o frio gera um decréscimo do fluxo sanguíneo local com conseqüente redução da resposta inflamatória, da formação do edema e da hipóxia secundária à lesão (KANLAYANAPHOTPORN; JANWANTANAKUL, 2005).

Além destes benefícios terapêuticos, a aplicação de frio também provoca algumas alterações neuro-musculares importantes (CARVALHO; CHIERICHETTI, 2006; KNIGHT, 2000) como diminuição na velocidade de transmissão do impulso nervoso e o aumento da duração do potencial de ação do nervo sensitivo. A soma desta redução da velocidade de transmissão nervosa associada ao aumento do limiar necessário para a

estimulação nervosa gera insensibilidade cutânea (CARVALHO; CHIERICHETTI, 2006). Dover e Powers (2004) somam a estas modificações, alterações que ocorrem no potencial eletrofisiológico de contração muscular decorrentes da redução de sódio e potássio e da difusão do cálcio nos nervos e placa motora.

Apesar da grande utilização e simplicidade da técnica de aplicação da crioterapia, existe na literatura e na prática clínica controvérsias a respeito de sua utilização. Tal fato pode ser atribuído às diferentes naturezas etiológicas das patologias, à compreensão incompleta das respostas fisiológicas ao frio e à variedade de modalidades de aplicação (CHESTERTON *et al.*, 2002).

A forma de aplicação mais eficaz para a promoção de resfriamento tecidual é bastante discutida na literatura (BELITSKY *et al.*, 1987; DYKSTRA *et al.*, 2009; KANLAYANAPHOTPORN; JANWANTANAKUL, 2005).

Dykstra *et al.* (2009) afirmam que a aplicação de frio sob a forma de imersão em água e gelo constitui o método mais eficaz de resfriamento tecidual. Em seu estudo os autores avaliaram e compararam a efetividade do resfriamento por cubos de gelo, gelo picado e gelo molhado nas mudanças de temperatura superficial e intramuscular aplicados por 20 minutos sobre o gastrocnêmio direito de doze sujeitos. Cada participante recebeu todas as modalidades com um intervalo de quatro dias entre as sessões de tratamento. A medida da temperatura foi realizada antes e a cada 30 segundos durante os 20 minutos de aplicação da modalidade e durante os 120 minutos decorridos da mesma. A modalidade gelo molhado mostrou-se mais eficaz na redução da temperatura superficial; enquanto o gelo molhado e o gelo em cubo produziram temperaturas intramusculares mais baixas.

Com objetivo semelhante, Kanlayanaphotporn e Janwantanakul (2006) compararam a temperatura superficial da pele durante a aplicação de quatro modalidades de crioterapia (pacote de gelo, bolsa de gel, ervilhas congeladas e mistura de água e álcool) sobre o músculo quadríceps femoral direito de 50 mulheres jovens. A temperatura da pele foi aferida a cada minuto durante os 20 minutos de aplicação. Ao longo dos 20 minutos de aplicação da crioterapia, o pacote de gelo e a mistura de água e álcool apresentaram temperaturas significativamente mais baixas na temperatura da pele comparadas às ervilhas congeladas e à bolsa de gel.

Belitsky *et al.* (1987), avaliaram e compararam gelo triturado, gelo seco e pacotes de cryogen para a capacidade de redução da temperatura da pele e manutenção do resfriamento tecidual afim de determinar se o efeito de resfriamento na pele estendia-se para além da área de superfície em contato com o agente crioterápico. Dez voluntários do sexo feminino participaram do estudo, e cada uma das três modalidades de frio foi aplicado aleatoriamente sobre a pele que do tríceps sural direito. Após 15 minutos de aplicação do frio, a menor temperatura média da pele foi alcançada com a modalidade gelo triturado. Não houve resfriamento tecidual nos 1 cm proximais ou distais ao local de aplicação após os 15 minutos de intervenção.

Além do método de aplicação mais eficaz para promoção do resfriamento cutâneo, outras pesquisas abordando diferentes protocolos de aplicação da crioterapia foram realizadas. Estas pesquisas buscavam descobrir a eficácia de protocolos intermitentes, influência da quantidade de gelo e eficácia da técnica e a repercussão do uso da crioterapia sobre medidas de propriocepção articular (BLEAKLEY *et al.*, 2006; COSTELLO; DONNELLY, 2010; KANLAYANAPHOTPORN; JANWANTANAKUL, 2005; RUBLEY *et al.*, 2003; WASSINGER *et al.*, 2007).

Janwantanakul (2009) analisou o efeito da quantidade de gelo e o tamanho da área de contato sob a temperatura da pele. Três pacotes de gelo de diferentes tamanhos foram aplicados por 20 minutos sobre a coxa direita de 20 homens jovens saudáveis. Os resultados do estudo indicam que o tamanho da área de contato não alterou o grau de resfriamento da pele. As mais baixas temperaturas foram alcançadas após 8 a 9 minutos de resfriamento.

Pela interrupção dos sinais aferentes decorrentes de sua aplicação, a crioterapia tornou-se ferramenta de avaliação proprioceptiva. O estudo de Wassinger *et al.*, (2007) avaliaram os efeitos da crioterapia sobre a propriocepção do ombro e acurácia do arremesso de 22 sujeitos universitários saudáveis. Neste estudo a crioterapia foi realizada por 20 minutos sobre o ombro dominante para avaliação do senso de reposição articular ativo e índice de desempenho funcional. Os resultados deste estudo afirmam que a propriocepção e a acurácia do movimento são reduzidas após a aplicação da crioterapia.

Em uma revisão sistemática sobre o efeito da aplicação do frio sobre o senso de posição articular em sujeitos saudáveis, utilizando como palavras chaves (descritores) *crioterapia e propriocepção*, *crioterapia e senso de posição articular e crioterapia*, e *propriocepção*, Costello e Donnelly (2010) analisaram sete estudos envolvendo as articulações do joelho (n=3), tornozelo (n=3) e ombro (n=2) e encontraram um aumento no erro de posicionamento articular. Os autores concluíram que estas evidências são limitadas e sugerem a necessidade de mais estudos e cautela aos profissionais na prescrição de tarefas que requerem informações proprioceptivas imediatamente após a aplicação da crioterapia.

Rublely *et al.* (2003) investigaram alterações na sensação de pressão, discriminação de dois pontos e variabilidade na produção de força isométrica submáxima após a aplicação da crioterapia. A análise da sensação foi realizada na região palmar sobre os dedos indicador e polegar. A sensação de pressão, a discriminação de 2-pontos e a força isométrica foram mensuradas após 15 minutos de imersão no gelo. A força submáxima foi equivalente a 10, 25 e 40% da CVM e mantida por 30 segundos para o movimento de pinça.

Os resultados deste estudo demonstram que a sensação de pressão foi menor após a imersão no gelo, com os polegares sendo mais afetados que os indicadores. Porém, a discriminação de 2-pontos e a força isométrica não foram afetadas pela crioterapia. Estes resultados sugerem que a aplicação da crioterapia e a redução na sensação de pressão parecem ter pouco efeito sobre o controle motor dos dedos e apóiam a hipótese de que o uso do frio não é contra-indicado na promoção da analgesia anteriormente aos exercícios de reabilitação que envolvem forças isométricas submáximas.

Segundo o autor do estudo, muitos pesquisadores têm reportado que o frio reduz a destreza e a sensibilidade da mão e dos dedos. Porém o decréscimo na destreza manual pode ser o resultado do efeito do frio sobre a velocidade de condução nervosa, propriocepção e função muscular. Nesta situação a percepção do estímulo pode estar alterada, pois as vias aferentes estão mais lentas pela redução da temperatura. Adicionalmente, a ativação da unidade motora pode estar alterada pelas mudanças na condução nervosa, possivelmente gerando alterações na força produzida pela

contração muscular. Neste caso, se a força produzida depende de um estímulo tátil, esta alteração pode acarretar em um aumento na variabilidade da força executada (com redução da precisão) e aumento na taxa de erro.

A partir destes estudos pode-se concluir que embora bastante utilizada na prática clínica, os efeitos da crioterapia sobre a propriocepção e capacidade de reprodução de força isométrica são pouco conhecidos.

## **3 MÉTODO**

### **3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO**

Esta pesquisa caracteriza-se como experimental através de um delineamento cruzado ou *crossover* (HULLEY, *et al.*, 2008). O estudo foi registrado no Australian New Zealand Clinical Trials Registry (ANZCTR) sob o número ACTRN 12611000290998.

### **3.2 PARTICIPANTES DA PESQUISA**

Participaram do estudo 20 indivíduos saudáveis de ambos os sexos, com idade entre 18 e 40 anos, sem história de lesão em membros inferiores nos 60 dias antecedentes à coleta de dados. Os critérios de exclusão incluíam doenças vasculares ou circulatórias, diabetes ou qualquer comprometimento de sensibilidade. Anteriormente a coleta dos dados os participantes preencheram o termo de consentimento livre e esclarecido.

#### **3.2.1 Randomização**

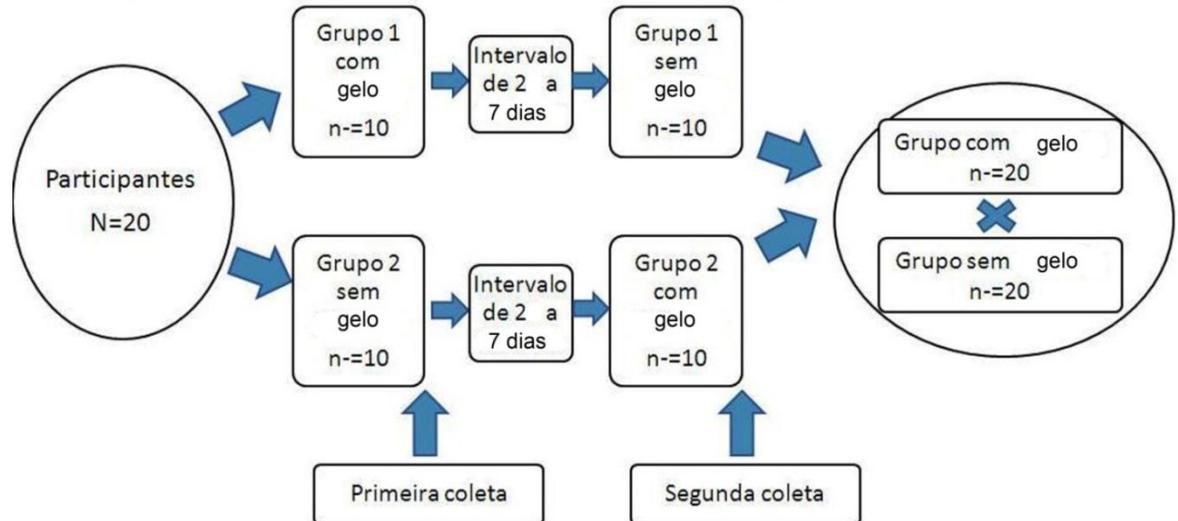
A randomização dos participantes deu-se através de envelopes selados, sendo que os participantes foram divididos em dois grupos constituídos de 10 participantes cada. A alocação dos sujeitos em grupos para o tratamento dos dados foi realizada de forma secreta através de códigos compostos por números e cores de modo a garantir o cegamento do avaliador e impedir o reconhecimento do participante e das situações de coleta Com e Sem Gelo.

O grupo 1 recebeu a aplicação de gelo na primeira avaliação e fez a segunda avaliação sem a intervenção. O grupo 2 realizou o processo em ordem inversa, na primeira avaliação sem a utilização de gelo e na segunda avaliação com gelo, de

acordo com o delineamento cruzado (Figura 2). Somente um dos membros inferiores foi submetido à avaliação, o qual foi selecionado de forma randomizada através de sorteio.

Dentro de cada grupo foi realizada a randomização da ordem de realização dos percentuais de reprodução de força isométrica para cada sujeito (20 e 50%). Esta ordem de reprodução foi a mesma nos dois dias de coleta de dados.

Figura 2 – Esquema do delineamento dos grupos e condições da coleta de dados.



Fonte: próprio autor

### 3.3 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS

Após agendamento da coleta, assinatura do termo de consentimento e explicações sobre o protocolo de coleta dos dados foi realizado o sorteio do membro e da ordem dos percentuais de reprodução de força. No segundo dia de coleta de dados foi utilizado o mesmo membro inferior e a mesma ordem de reprodução de força utilizados no primeiro dia. A coleta de dados aconteceu no laboratório do Grupo de Estudos do Aparelho Locomotor (GEAL) da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC). Durante a coleta de dados somente os pesquisadores estavam junto do participante da pesquisa de forma a garantir silêncio e capacidade de concentração ao mesmo.

### **Posicionamento do participante**

Sentado sobre uma cadeira com encosto, com os membros superiores cruzados em frente ao tórax, mantendo o tronco a aproximadamente  $90^\circ$ , com o membro alocado posicionado de maneira que o tornozelo fosse mantido a  $90^\circ$  sobre a superfície de apoio da prancha inclinada e sem o contato dos artelhos com o equipamento, joelho posicionado em  $45^\circ$  - medido com o uso de um inclinômetro (sendo aceita uma variação de no máximo cinco graus). Para ajustar tal angulação a altura do assento e a distância entre a cadeira e a prancha de apoio foram modificadas quando necessário (Figura 3).

Figura 3 - Representação do posicionamento do participante



Fonte: próprio autor

### **Contração Voluntária Máxima (CVM)**

Realizada após um período de familiarização com o equipamento ajustado à necessidade de cada participante (através de até cinco contrações submáximas), a CVM dos músculos flexores dorsais foi executada uma única vez e mantida isometricamente por cinco segundos (dois segundos até a estabilização da curva de força x tempo e manutenção da força pelos três segundos seguintes), conforme “Caldwell Regimen” proposto por (CALDWELL *et al.*, 1974). A opção da CVM ser

realizada uma única vez deve-se ao fato de que esta serviu somente para a determinação dos percentuais equivalentes a 20 e 50% da mesma e, portanto não se buscava descobrir a capacidade máxima de realização de força pelo participante. Para a execução da CVM foi solicitado ao participante a não movimentação do tronco durante a realização da força isométrica. Foi utilizado durante a CVM encorajamento verbal para a aquisição do máximo de força do participante.

### **Força Alvo - Reprodução dos percentuais equivalentes a 20 e 50% da CVM**

Foram realizados dois tipos de treinamentos imediatamente antes à coleta de dados em cada porcentagem. O primeiro foi realizado com o auxílio de feedback visual, (realizado em três repetições e observado na tela do computador). Era demonstrado ao participante o valor correspondente a 20 ou 50% (conforme ordem pré-estabelecida) do valor máximo de força isométrica (CVM) dos músculos flexores dorsais do tornozelo. No segundo treinamento, era então solicitado ao participante a reprodução destes valores sem o auxílio do feedback visual, tendo o participante somente o feedback verbal promovido pelo avaliador. Esse feedback verbal para reconhecimento das forças específicas foi igualmente realizado três vezes imediatamente antes do início da reprodução de cada percentual de força. Nesta etapa o sujeito realizava as repetições com os olhos vendados. Finalizada a etapa de treinamento, era dado início a coleta de dados. Para cada percentual o sujeito realizou dez tentativas de reprodução da força. Cada contração foi mantida por cinco segundos e o tempo de intervalo entre as execuções para os dois percentuais de reprodução de força isométrica foi de 15 segundos. Após a quinta repetição era proporcionado ao participante mais um feedback verbal realizado uma única vez, sendo excluída da análise de coleta de dados essa curva de força.

### **Resfriamento por gelo**

Realizado em apenas um dos dias da coleta em duas aplicações não consecutivas através da imersão do pé em um recipiente retangular contendo água e gelo e capaz de manter toda a superfície plantar em contato com o gelo de forma a garantir o resfriamento das regiões desejadas. Para a região dorsal foi aplicada uma

bolsa com água e gelo sobre a região. Os dedos do pé foram mantidos apoiados na borda do recipiente que continha o gelo e a água, evitando seu resfriamento. A técnica de aplicação da crioterapia realizada a partir da imersão em água e gelo é considerada como meio eficaz para a promoção do maior resfriamento tecidual (DYKSTRA *et al.*, 2009).

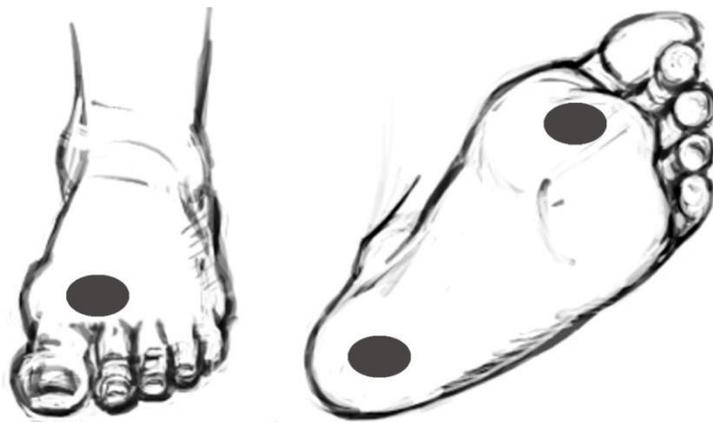
*Primeira aplicação:* realizada após a execução da CVM e aferição da temperatura da pele. Mantida por 20 minutos, anteriores a execução da reprodução do primeiro percentual de força.

*Segunda aplicação:* realizada sobre a mesma região do pé anteriormente a reprodução do segundo percentual de força e mantida por dez minutos. Este tempo de reimersão foi selecionado através de estudo piloto baseado no estudo de Janwantanakul (2009) o qual afirma que o tempo de 20 minutos é o mais comumente utilizado nas aplicações de gelo e que entre cinco e nove minutos é atingido o máximo resfriamento tecidual.

#### **Aferição da temperatura**

Após a realização da CVM, era aferida a temperatura da pele dos participantes nas regiões plantares (calcâneo e metatarso) e dorsais (metatarso) do pé (Figura 4).

Figura 4 - Regiões de aferição de temperatura



Fonte: <http://super-ligados.blogspot.com/2010/06/curiosidades-sobre-os-pes.html>

Para a medida de temperatura da pele do pé do participante foi utilizado um termômetro infravermelho, modelo MT-350 da marca Minipa do Brasil LTDA. Para a aferição da temperatura foi utilizada uma distância padrão de cinco centímetros entre o equipamento e a pele do pé do participante. A medida da temperatura foi realizada antes, entre e após a reprodução de cada um dos percentuais (20 ou 50%) de força e aplicação do gelo. A partir do monitoramento da temperatura durante a aplicação da crioterapia, era esperada uma redução média de 15 a 20°C na temperatura da pele como obtida no estudo piloto. Esta faixa de redução de temperatura é citada na literatura como capaz de promover as alterações fisiológicas desejadas (KENNET *et al.*,2007).

### **Cegamento**

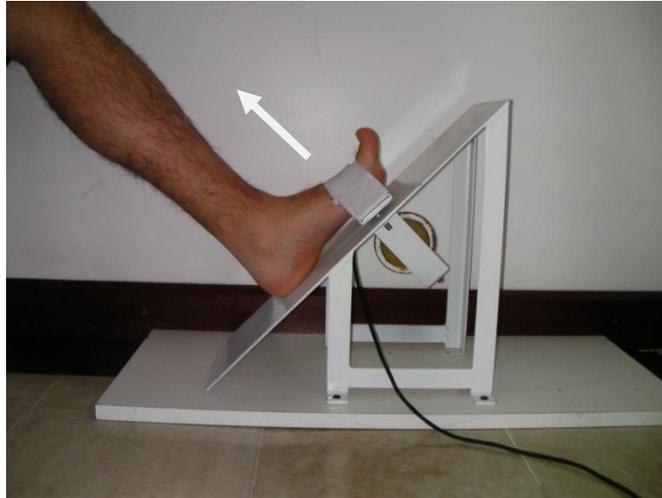
De forma a garantir o cegamento dos pesquisadores, cada uma das etapas da pesquisa (randomização dos grupos, coleta de dados e processamento dos dados) foi realizada por um dos pesquisadores envolvidos.

- Randomização dos grupos: confecção dos envelopes selados para alocação dos sujeitos em grupos 1 e 2, conforme a ordem de participação na coleta;
- Coleta de dados (sorteio da ordem de reprodução dos percentuais de força e do membro inferior a ser avaliado).
- Processamento dos dados (criação de pastas individuais com codificação em cores - verde e amarelo- para as situações com e sem gelo e números - 1 a 20 - para nomear os sujeitos, de modo a garantir o cegamento do avaliador que conduziu as análises das curvas e análises estatísticas).

## **3.4 INSTRUMENTOS DE MEDIDA**

a) Célula de carga: extensométrica, em forma de anel, com sensibilidade de 2 N e erro menor que 1% colocada sob uma prancha inclinada (45°) para medir as forças de tração provocadas pela ação dos músculos flexores dorsais (Figura 5).

Figura 5 - Equipamento para a coleta de dados e posicionamento do pé do participante para realização da força com representação esquemática do sentido da força.



Fonte: próprio autor

Para a aquisição, condicionamento e transformação dos sinais foi utilizado o Sistema de aquisição e processamento de dados ADS2000-IP (AC2122, Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA) composto por (a) uma placa condicionadora de 16 canais para ponte de Wheatstone; (b) um conversor analógico-digital de 16 bits e limite máximo de 60 kHz; (c) *software* AqDados 7.02; e (d) um microcomputador portátil (Figura 6). Foi utilizada uma taxa de aquisição de 50 Hz, com ganho de 2000 e filtro de *hardware* de 60 Hz.

Figura 6 - Sistema de aquisição de dados ADS-IP conectado ao microcomputador portátil.



Fonte: próprio autor

b) Termômetro infravermelho modelo MT- 350 da Minipa do Brasil LTDA: utilizado para mensuração da temperatura das superfícies plantar e dorsal do pé. Possui faixa de temperatura de  $-30^{\circ}\text{C}$  até  $550^{\circ}\text{C}$  e precisão de  $\pm 2^{\circ}\text{C}$ .

Figura 7 - Termômetro infravermelho modelo MT- 350



Fonte: [www.minipa.com.br](http://www.minipa.com.br)

### 3.5 VARIÁVEIS DE CONTROLE

Todos os testes foram realizados junto ao laboratório do Grupo de Estudos do Aparelho Locomotor (GEAL) do CEFID - UDESC. Para a realização deste estudo foram controladas as seguintes variáveis:

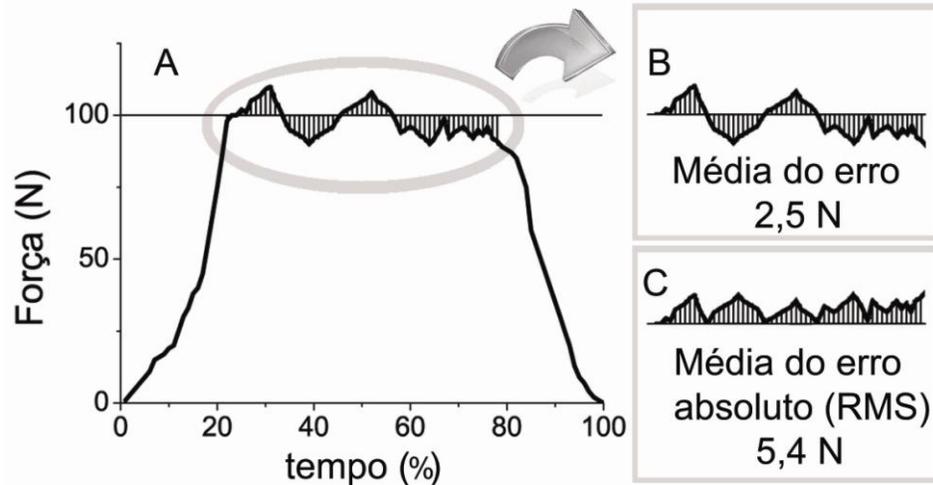
- a) Todos os participantes foram orientados a não executarem atividade física de alta intensidade no dia anterior à coleta de dados;
- b) Antes da coleta dos dados os participantes tiveram um tempo para a familiarização com o aparelho através da realização de até cinco contrações submáximas, obtido através de simulações de reprodução de força;
- c) Durante a coleta dos dados todos os participantes tiveram um mesmo tempo de aplicação de gelo: um tempo inicial de 20 minutos de imersão em água e gelo anterior à reprodução do primeiro percentual de força seguido por 10 minutos de reimersão anteriormente a realização do segundo percentual.
- d) Temperatura: a alteração da temperatura superficial da pele obtida através da aplicação de gelo. A temperatura foi mensurada com o uso de um termômetro infravermelho modelo MT – 350 antes e após cada uma das aplicações de gelo e reproduções de força.

### 3.6 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS DO ESTUDO

a) Variável dependente: correspondeu à capacidade de reprodução de força dos percentuais 20 e 50% identificados a partir da contração voluntária máxima (CVM). Para sua análise esta variável foi subdividida sob três aspectos:

- *Erro*: diferença entre a força alvo e a média da força realizada pelo participante durante as 10 tentativas em cada condição de coleta, expresso em N, conforme Figura 8.
- *Erro absoluto*: diferença entre a força alvo e a média da força realizada pelo participante durante as 10 tentativas em cada condição de coleta, e calculado a partir da raiz quadrada média (RMS - *root mean square*), expresso em N (Figura 8).

Figura 8 – A) Exemplo de curva da força realizada pelo indivíduo com identificação da força alvo solicitada (linha horizontal). A zona destacada representa a parte da curva que foi selecionada para os cálculos – parte analisada; B) Erro e C) Erro absoluto obtido a partir da RMS.



Fonte: próprio autor

- *Variabilidade do erro*: foi calculada através da média dos desvios padrão do erro absoluto calculado para cada tentativa, e em cada condição de coleta, expresso em N.

b) Variável independente:

- *Crioterapia*: Aplicação de gelo na superfície da pele nas regiões de contato com o instrumento de medida da força.
- *Variação da porcentagem de força*: solicitação de diferentes percentuais da CVM para a reprodução da força, equivalentes a 20 e 50%.

### 3.7 PROCESSAMENTO DOS DADOS

Após a aquisição, os dados foram exportados com a utilização do software AqDanalysis 7.03 (Lynx Tecnologia LTDA) e tratados com o software Scilab (INRIA), através dos seguintes passos: (1) correção do offset, (2) filtragem (filtro butterworth passa baixa 10 Hz), (3) identificação da força alvo (diferentes % da CVM), (4) análise da

estabilização da curva para a verificação da força executada (após dois segundos), (5) cálculo do erro, (6) cálculo do erro absoluto e (7) cálculo da variabilidade do erro.

### 3.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Foram calculados os valores de média e desvio padrão para cada variável. A análise dos dados foi realizada através da ANOVA para medidas repetidas, considerando-se dois fatores: a condição de temperatura cutânea (Com ou Sem Gelo) e o percentual de reprodução da CVM (20 ou 50%). O nível de significância adotado foi de  $p < 0,05$ . Todos os procedimentos foram realizados com a utilização do pacote SPSS 17.0 for Windows.

## 4 RESULTADOS

A capacidade de reprodução de força tem sido utilizada como medida para análise da propriocepção articular. Neste trabalho as variáveis analisadas para tal investigação incluíram a força alvo, força média realizada, erro, erro absoluto e variabilidade do erro.

Vinte participantes divididos em dois grupos de 10 participantes cada realizaram a coleta e receberam a intervenção – aplicação de gelo - em diferentes dias de coleta (primeiro ou segundo dia, conforme Figura 2) sem ter ocorrido perda amostral.

Dez homens e 10 mulheres com idade média de 26,7 anos participaram da pesquisa, dos quais 16 possuíam dominância inferior direita e quatro esquerda. Somente cinco dentre os participantes (25% da população) realizaram a coleta com membro inferior não dominante (conforme randomização).

Os dados da média da temperatura nos três locais de aplicação da crioterapia nas diferentes etapas da coleta, na condição Com Gelo, estão expressos na Tabela 1.

Tabela 1 – Média da temperatura (°C) durante a coleta de dados na condição Com Gelo

<b>Etapa Local</b>	<b>Pré-aplicação</b>	<b>1ª aplicação 20 minutos</b>	<b>Reprodução 1º % da CVM</b>	<b>2ª aplicação 10 minutos</b>	<b>Reprodução 2º % da CVM</b>
<b>Calcâneo</b>	26±3	15±4	22±2	14±6	21±2
<b>Metatarso dorso</b>	28±3	12±5	23±4	12±5	22±4
<b>Metatarso planta</b>	31±2	13±5	23±4	13±5	23±5

- As aferições de temperatura foram feitas imediatamente após cada etapa representada na Tabela 1.

Fonte: próprio autor

Conforme os dados da Tabela 1 pode ser observado que houve uma redução média de 15°C da temperatura da pele e que esta redução foi mantida com a segunda

aplicação da crioterapia, não sendo observadas importantes variações de temperatura para as reproduções da força alvo (% da CVM) .

Os resultados encontrados demonstram que os valores da força alvo entre as condições Sem Gelo e Com Gelo, não apresentaram diferença significativa ( $p=0,41$ ), sendo os valores de  $49,7\pm 14,0$  e  $51,6\pm 14,1$ N para 20% da CVM e  $123,9\pm 35,9$  e  $128,9\pm 35,2$  N para 50% da CVM, respectivamente.

A força média realizada apresentou diferença entre as forças alvo ( $p<0,001$ ) e semelhança dos valores sem gelo e com gelo ( $p=0,62$ ). Os valores apresentados foram  $44,7\pm 15,1$  e  $46,3\pm 18,0$ N para 20% da CVM e  $121,5\pm 43,4$  e  $114,9\pm 34,3$ N para 50% da CVM.

Os valores encontrados para as variáveis variabilidade do erro, erro e erro absoluto estão expressos na Tabela 2.

Tabela 2 – Média e desvio padrão das variáveis erro absoluto, variabilidade do erro e erro nas duas condições de coleta

Variável	Força Alvo (% da CVM)	Condição	
		Sem Gelo	Com Gelo
Variabilidade do erro *	20%	$1,5\pm 0,9$	$1,6\pm 1,8$
	50%	$3,6\pm 2,1$	$4,3\pm 2,3$
Erro	20%	$5,0\pm 6,8$	$5,3\pm 10,8$
	50%	$2,4\pm 17,8$	$13,9\pm 20,7$
Erro Absoluto * **	20%	$9,9\pm 4,7$	$12,2\pm 6,2$
	50%	$19,0\pm 7,55$	$24,1\pm 11,6$

\* representa diferença significativa  $p < 0,05$  entre 20% e 50% da CVM,

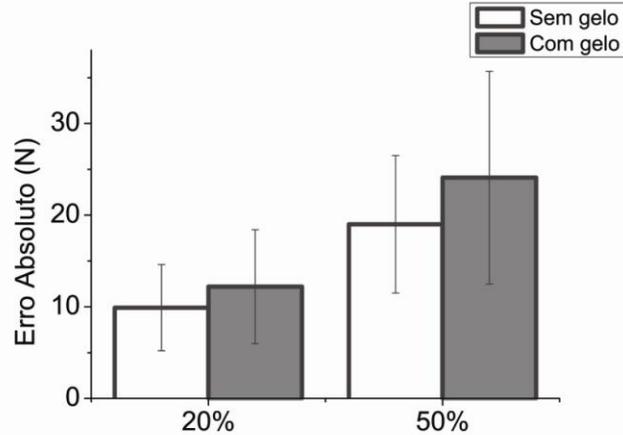
\*\* representa diferença significativa  $p < 0,05$  entre a condição Com e Sem Gelo.

Fonte: próprio autor

A variável erro não apresentou diferença entre a condição Com e Sem Gelo ( $p=0,10$ ), entre as forças alvo ( $p=0,32$ ) ou interação ( $p=0,09$ ).

Para o erro absoluto foram encontradas diferenças significativas entre as forças alvo ( $p<0,001$ ) e entre as condições Sem Gelo e Com Gelo ( $p= 0,007$ ; Figura 10). Não houve interação entre condição e forças alvo ( $p=0,31$ ) para a variável erro absoluto. Os valores encontrados indicam que o erro absoluto foi maior para a condição Com Gelo e em 50% da CVM.

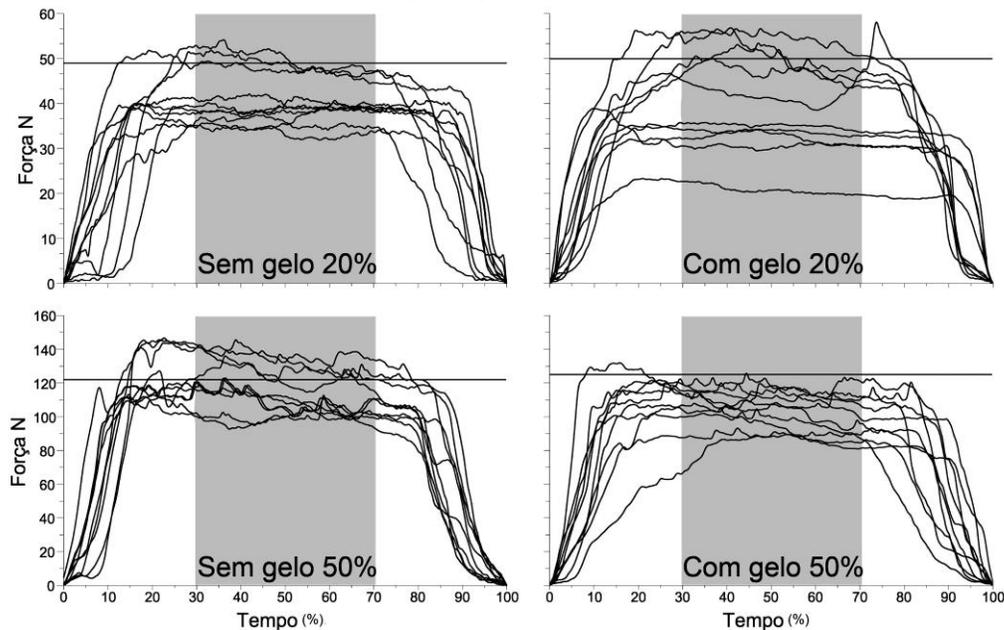
Figura 9 – Representação do erro absoluto médio nas condições com e sem gelo.



Fonte: próprio autor

Para a variabilidade do erro não ocorreu diferença entre as condições ( $p=0,23$ ) ou interação entre as forças alvo e condição ( $p=0,26$ ). A variação de resposta na força foi maior para 50% da CVM com diferença estatisticamente significativa ( $p<0,001$ ). A Figura 10 representa esquematicamente as situações Com e Sem Gelo, mostrando a variabilidade na execução da força nos dois percentuais de reprodução.

Figura 10 - Representação das situações de coleta com identificação da força alvo e representação das 10 tentativas realizadas por um participante



Fonte: próprio autor

## 5 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do resfriamento tecidual cutâneo sobre a capacidade de reprodução da força isométrica dos músculos flexores dorsais do tornozelo. Nossas hipóteses eram de que a utilização do resfriamento tecidual cutâneo, e conseqüente alteração da percepção tátil acarretariam em menor capacidade de reprodução da força isométrica; e que em forças alvo menores (equivalente a 20% da CVM) o erro na reprodução da força seria maior, devido ao ajuste necessário para alcançar tal precisão. Os resultados do estudo comprovam nossa primeira hipótese de que em temperaturas mais baixas da pele a propriocepção é alterada, no entanto a segunda hipótese não foi confirmada, já que o erro encontrado na reprodução de força foi maior para força alvo equivalente a 50% da CVM.

O aumento no erro decorrido da aplicação da crioterapia pode estar relacionado a fatores como alteração na percepção de pressão e sensação tátil (RUBLEY *et al.*, 2003), redução da velocidade de condução nervosa (BUJAG, 1975; MCMEEKEN *et al.*, 1984; CARVALHO; CHIERICHETTI, 2006) e alterações metabólicas (HOCCUT, 1981; HOCUTT; JAFFE; RYLANDER, 1982). A afirmativa de que a crioterapia é capaz de alterar a sensibilidade tátil e a percepção de pressão baseia-se no estudo de Rubley *et al.* (2003), que afirma que a crioterapia não teve efeito sobre a força isométrica dos dedos indicador e polegar e sobre a discriminação de dois pontos, mas reduziu a sensação de pressão destas regiões. No estudo de McMeecken *et al.* (1984) a redução na temperatura da pele ( $\pm 26^{\circ}\text{C}$ ) foi acompanhado pelo decréscimo de 12% na velocidade de condução nas fibras do nervo ulnar, constatado por eletroneuromiografia. Já as alterações metabólicas foram relatadas por Hoccut (1981) numa revisão de literatura, através da descrição das respostas fisiológicas em relação ao tempo de aplicação da crioterapia, relatando haver diferenças nas respostas fisiológicas dependentes do tempo de aplicação da técnica. Além disso, Bujag (1975) afirma que o resfriamento abaixo de  $20^{\circ}\text{C}$  causa uma ampla redução na produção de acetilcolina e na taxa de condução nervosa que varia de acordo com o tamanho das fibras, produzindo assincronia dos impulsos nervosos.

Em nosso estudo, a média da temperatura local após as aplicações de gelo vai ao encontro àquela citada na literatura como capaz de promover tais alterações - faixa entre 10° e 15°C, citadas por Kennet *et al.* (2007). Portanto, no estudo presente, como todos os tecidos circundantes foram submetidos à aplicação de gelo, não podemos isolar o resfriamento tecidual cutâneo e a alteração na percepção tátil como único fator responsável pelas alterações na capacidade proprioceptiva de reprodução de força. Contudo, Knight (2000) afirma que a primeira resposta fisiológica dos tecidos às aplicações de frio é uma diminuição da temperatura do tecido ao qual o agente crioterápico é aplicado e que as outras alterações fisiológicas acontecem em resposta à diminuição da temperatura.

Deve-se ainda lembrar que decorrente das aplicações da crioterapia, não somente receptores de frio são estimulados, mas também os nociceptores polimodais-C, os quais respondem tanto a estímulos térmicos como mecânicos de alta intensidade simultaneamente. Stevens e Pierce, (1989) em seu estudo sobre temperatura e discriminação de dois pontos utilizando três tipos de estimuladores (quente, morno e frio) sobre diferentes locais do corpo, afirmam que os mecanorreceptores (receptores de pressão) respondem também à estimulação térmica. Para os autores a capacidade de percepção resulta da estimulação termal dos mecanorreceptores ou da rede de receptores polimodais C, variando de acordo com a espessura do objeto, temperatura do objeto ou da pele e/ou da diferença de temperatura entre os mesmos. Considerando que na presente investigação houve um estímulo mecânico gerado pelo contato entre pele e equipamento logo após a aplicação de gelo, acredita-se que estes receptores tenham também sido estimulados.

Outro motivo que nos leva a acreditar na influência da crioterapia e da aferência sensorial cutânea sobre a capacidade de reprodução de força baseia-se no estudo de Palmer *et al.* (1996) sobre a mudança na temperatura superficial da pele e dedos através da aplicação repetida de pacotes de gelo. Os resultados encontrados por Palmer *et al.* (1996) demonstram que as temperaturas da pele e do tecido subcutâneo diminuem rapidamente após a aplicação do gelo enquanto a temperatura dos tecidos profundos diminui a uma velocidade mais lenta do que as temperaturas superficiais;

apoiando estudos prévios (BIERMAN; FRIEDLANDER, 1940; BUJAG, 1975; HOCUT, 1981; HOCUTT; JAFFE; RYLANDER, 1982).

Bierman e Friedlander (1940) analisaram o efeito penetrativo do frio através de um estudo sobre as mudanças ocorridas na temperatura superficial da pele, tecido subcutâneo e tecido muscular, com a aplicação de uma bolsa de gelo sobre a região do tríceps sural e medição da temperatura pelo uso de um termopar intradérmico. Os resultados do estudo demonstram que a menor temperatura na pele foi alcançada após 15 a 20 minutos de aplicação. Diferentemente da pele, o tecido subcutâneo e muscular atingiram a menor temperatura de forma mais lenta, após decorridos 60 e 120 minutos do início da aplicação, respectivamente. Além disso, estudos realizados por Hoccut (1981, 1982) afirmam ocorrer uma redução média de 8 a 11°C por hora de aplicação de gelo nos músculos profundos.

Estes estudos nos levam a acreditar que os receptores sensoriais cutâneos são primeiramente afetados e, portanto, capazes de gerar alterações na percepção tátil que modificam a capacidade proprioceptiva de reprodução de força, antes mesmo que estruturas e tecidos mais profundos tenham sido alterados. Portanto, é possível que o resultado verificado no presente estudo seja em grande parte decorrente da alteração nos receptores cutâneos, já que as aferições foram realizadas imediatamente após a aplicação do gelo.

Apesar da crioterapia não ter sido utilizada de maneira convencional, com objetivos terapêuticos, os resultados deste estudo podem ter relevantes implicações para a prática clínica. Uma vez que, decorrente da crioterapia, tem-se alteração na capacidade proprioceptiva de reprodução de força isométrica e alteração na percepção tátil, há de se ter cautela para sua aplicação anteriormente a tarefas que necessitem de integridade do sistema proprioceptivo ou para a imediata utilização de recursos eletrotermoterápicos, os quais necessitam de sensibilidade cutânea preservada.

Diferentemente da primeira hipótese, nossa segunda hipótese não foi confirmada. Os resultados do estudo indicam erro maior na situação de reprodução de força do valor equivalente a 50% da CVM. A justificativa para isso pode estar baseada no estudo de Kroemer e Marras, (1981) no qual a partir de um modelo teórico de regulação da força muscular foi comparada a complexidade na tarefa de contração

muscular isométrica máxima à submáxima (correspondente a 25, 50 e 75% da CVM). Os dois tipos de contração muscular foram analisados em relação à curva de força x tempo, adquiridas com o uso de um dinamômetro em 40 sujeitos para forças de extensão e flexão do joelho e flexão do cotovelo e dedo. Para a execução da força muscular máxima, o pico de força foi atingido rapidamente, mas para a realização da força submáxima os sujeitos levaram maior tempo para atingir os valores solicitados. Os autores presumem que a manutenção de uma força submáxima isométrica é uma tarefa, teoricamente, mais complexa de ser realizada comparada à contração voluntária máxima, pois para a manutenção de forças submáximas são necessários constantes ajustes através dos sistemas de feedback e feedforward realizados pelo Sistema Nervoso Central. Estes constantes ajustes de força em menores porcentagens da CVM seriam causados pela sincronização das unidades motoras, e tal sincronização seria menos eficiente em porcentagens mais elevadas da CVM.

Maiores erros em percentuais mais elevados na reprodução de forças alvo foram também encontrados por Docherty *et al.* (2004, 2006, 2008) e Vuillerme e Boisgontier (2008). Os trabalhos do grupo de Docherty analisaram movimentos de inversão e eversão do tornozelo através da reprodução de força de 10, 20 e 30% da CVM, encontrando maior erro para os percentuais mais altos da reprodução de força nas situações de presença de instabilidade funcional (DOCHERTY; ARNOLD; HURWITZ, 2006; DOCHERTY; ARNOLD, 2008) e em sujeitos com e sem história de entorse prévia (DOCHERTY, *et al.*, 2004). Vuillerme e Boisgontier (2008) analisaram o movimento de flexão plantar para a capacidade de reprodução de 50 e 150N, na situação com e sem fadiga, e encontraram erro maior para a reprodução de 150N e na presença de fadiga.

Quanto à variabilidade na reprodução de força, outros estudos encontraram resultados semelhantes aos do presente estudo (RUBLEY *et al.*, 2003; SCHIFFMAN *et al.*, 2002). Rubley *et al.* (2003) testaram a reprodução da força isométrica entre o polegar e o indicador em 15 sujeitos nas porcentagens de 10, 25 e 40% da CVM com e sem o uso da crioterapia. Diferentemente dos resultados encontrados em nosso estudo, Rubley *et al.* (2003) apontam que a crioterapia não afetou a capacidade de resposta para a tarefa. Porém, para a variabilidade do erro, o estudo obteve igual resposta: maior variabilidade na execução da maior porcentagem de reprodução de força. Schiffman

(2002) analisou a variabilidade da força na tarefa de manutenção da força isométrica durante a extensão do joelho em 20 e 60% da CVM, encontrando iguais resultados. Já Salonikidis (2009) encontrou um resultado diferente, ao analisar a variabilidade para a tarefa de manutenção da força isométrica para a flexão de punho o autor encontrou que quanto maior a força desenvolvida menor a variabilidade. Os motivos pelos quais os resultados deste estudo diferiram do presente estudo podem ser o maior período de familiarização com o equipamento (três sessões de 40 minutos em uma semana), a utilização de feedback visual para a execução da reprodução da força alvo, e a articulação investigada. Acreditamos que para a realização de atividades da vida diária, a articulação do punho (através do movimento de flexão) seja mais solicitada à execução de maiores percentuais de CVM do que as articulações dos dedos para os movimentos de pinça e do tornozelo para o movimento de flexão dorsal.

A partir do exposto, concluímos que parece haver uma divergência entre os achados dos estudos reportados na literatura para a variabilidade da força. Essa diferença pode ocorrer conforme a realização da tarefa variando de acordo com os grupos musculares envolvidos, tipos de movimentos (amplos ou precisos), grau de dificuldade da tarefa, intensidade da contração muscular, presença ou não de feedback e nível de atividade física. Outros fatores podem também alterar a capacidade de reprodução e a variabilidade de força, como a fadiga, a idade, rigidez articular e lesões prévias (VUILLERME; BOISGONTIER, 2008; TRACY, 2007; DOCHERTY *et al.*, 2004; DOCHERTY; ARNOLD, 2008; PROSKE *et al.*, 2004).

A diferença na capacidade de reprodução de diferentes níveis de força e a variabilidade da força isométrica pode ter repercussões bastante importantes para a prática de atividades físicas e no processo de reabilitação. Deve-se considerar que tais tarefas exigem aprimorado controle muscular com manutenção de força de valores maiores de CVM, como treino de equilíbrio, exercícios funcionais com simulação de atividades da vida diária, treino de gestos esportivos e exercícios de fortalecimento isométrico. Portanto, justificam-se futuras investigações que tenham como objetivo verificar a existência de relação entre controle muscular e risco de lesões.

## 6 CONCLUSÃO

O resfriamento tecidual promovido pela imersão em água e gelo altera a capacidade de reprodução da força isométrica, reduzindo a precisão na realização da força alvo. O erro absoluto na reprodução de força isométrica é maior em forças alvo equivalentes a percentuais mais altos de CVM. O uso de modalidades crioterápicas parece requerer cautela para sua prescrição imediata em situações que necessitem de propriocepção íntegra, no entanto futuros estudos devem ser desenvolvidos para melhor entendermos tal relação.

Para uma maior compreensão e aplicabilidade dos resultados encontrados sugerem-se continuidade deste trabalho buscando-se conhecer os efeitos tardios do resfriamento cutâneo sobre a capacidade proprioceptiva de reprodução de força, estudos envolvendo outras articulações e diferentes modalidades de força.

## 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABBOUD, R. J.; AGARWAL, S. K.; RENDALL, G. C.; ROWLEY, D. I. A direct method for quantitative measurement of ankle proprioception. **The Foot**, v. 9, p. 27-30, 1999.

AIMONETTI, J.; ROLL, J.; RIBOT, E. Cutaneous afferents provide a neuronal population vector that encodes the orientation of human ankle movements. **Journal of Physiology**, v. 2, n. 2007, p. 649-658, 2010.

ARNOLD B. D. C. Low-load eversion force sense, self-reported ankle instability, and frequency of giving way. **Journal Athletic Training**, v. 41, n. 3, p. 233-238, 2006.

ASHTON-MILLER, J.; WOJTYS, E.; HUSTON, L.; FRY-WELCH, D. Can proprioception really be improved by exercises? **Knee Surgery Sports Traumatology and Arthroscopy**, v. 9, p. 128-136, 2001.

BELITSKY, R. B.; ODAM, S. J.; HUBLEY, C. Evaluation of the effectiveness of wet ice, dry ice, and cryogenic packs in reducing skin temperature. **Physical Therapy**, v. 67, n. 7, p. 1080-4, 1987.

BIERMAN, W.; FRIEDLANDER, M. The penetrative effect of cold. **Archives of Physical Therapy**, p. 585 - 592, 1940.

BLEAKLEY, C. M.; MCDONOUGH, S. M.; MACAULEY, D. C.; BJORDAL, J. Cryotherapy for acute ankle sprains: a randomised controlled study of two different icing protocols. **British Journal of Sports Medicine**, v. 40, n. 8, p. 700-5, 2006.

BOYLE, J.; NEGUS, V. Joint position sense in the recurrently sprained ankle. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 44, n. 3, p. 159-13, 1998.

BUJAG, R. The cooling, analgesic, and rewarming effects of ice massage on localized skin. **Physical Therapy**, v. 55, n. 1, p. 11 - 18, 1975.

CALDWELL, L. S.; CHAFFIN, D. B.; DUKES-DOBOS, F. N. *et al.* A proposed standard procedure for static muscle strength testing. **American Industrial Hygiene Association Journal**, v. 35, p. 201 - 206, 1974.

CARVALHO, G.; CHIERICHETTI, H. avaliação da sensibilidade cutânea palmar nas aplicações de crioterapia por bolsa de gelo e bolsa de gel. **Ciência & Movimento**, v. 14, n. 61, p. 23-32, 2006.

CHESTERTON, L. S.; FOSTER, N. E.; DPHIL; ROSS, L.; PHYS, G. D. Skin Temperature Response to Cryotherapy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, p. 543 - 549, 2002.

COLLINS, D. F.; REFSHAUGE, K. M.; TODD, G.; GANDEVIA, S. C. Cutaneous Receptors Contribute to Kinesthesia at the Index Finger , Elbow , and Knee. **Journal of Neurophysiology**, v. 94, p. 1699-1706, 2005.

COSTELLO, J. T.; DONNELLY, A. E. Cryotherapy and joint position sense in healthy participants: a systematic review. **Journal of Athletic Training**, v. 45, n. 3, p. 306-16, 2010.

DESCARREAU, M.; BLOUIN, J.; TEASDALE, N. Isometric force production parameters during normal and experimental low back pain conditions. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 6, p. 1-6, 2005.

DESHPANDE, N.; CONNELLY, D. M.; CULHAM, E. G. *et al.* Reliability and Validity of Ankle Proprioceptive Measures. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. c, p. 883-889, 2003.

DJUPSJOBACKA M. D. D. Correlation analysis of proprioceptive acuity in ipsilateral position-matching and velocity-discrimination. **Somatosensory & Motor Research**, v. 22, p. 85-93, 2005.

DOCHERTY, C. L.; ARNOLD, B. L. Force Sense Deficits in Functionally Unstable Ankles. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 26, n. November, p. 1489-1493, 2008.

DOCHERTY, C. L.; ARNOLD, B. L.; HURWITZ, S. Contralateral Force Sense Deficits Are Related to the Presence of Functional Ankle Instability. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 24, n. July, p. 1412-1419, 2006.

DOCHERTY, C. L.; ARNOLD, B. L.; ZINDER, S. M.; GRANATA, K.; GANSNEDER, B. M. Relationship between two proprioceptive measures and stiffness at the ankle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, p. 317-324, 2004.

DOVER, G.; POWERS, M. E. Cryotherapy does not impair shoulder joint position sense. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 8, p. 1241-6, 2004.

DOVER, G.; POWERS, M. E. During Internal and External Rotation of the Shoulder. **Journal of Athletic Training**, v. 38, n. 4, p. 304-310, 2003.

DYKSTRA, J. H.; HILL, H. M.; MILLER, M. G. *et al.* Comparisons of cubed ice, crushed ice, and wetted ice on intramuscular and surface temperature changes. **Journal of Athletic Training**, v. 44, n. 2, p. 136-41, 2009.

EDIN, B. B. Cutaneous afferents provide information about knee joint movements in humans. **Journal of Physiology**, v. 531, n. 1, p. 289-297, 2001.

ERGEN, E.; ULKAR, B. Proprioception and Ankle Injuries in Soccer. **Clinical Sports Medicine**, v. 27, p. 195-217, 2008.

ESPINDOLA, B. M.; RUSCHEL, C.; FONTANA, H. B. *et al.* RELATIVE ERROR ANALYSIS DURING REPRODUCTION OF ISOMETRIC FORCE OF KNEE EXTENSORS IN YOUNG ADULTS. **Portuguese Journal of Sport Sciences**, v. 11, n. 2, p. 871-874, 2011.

FITZPATRICK R, M. D. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. **Journal of Physiology**, v. 478, n. Pt 1, p. 173-186, 1994.

GANDEVIA, S. Kinesthesia: roles for afferent signals and motor commands. In: **L.Rowell and J.T. Shepherd. Integration of Motor, Circulatory, Respiratory and Metabolic Control During Exercise.** John Wiley and Sons, London, 1996, p. 128-172.

GROSS, M. T. Effects of recurrent lateral ankle sprains on active and passive judgments of joint position. **Physical Therapy**, v. 67, n. 10, p. 1505-1509, 1987.

HERTEL, J. Sensorimotor Deficits with Ankle. **Clinical Sports Medicine**, v. 27, p. 353-370, 2008.

HOCUT, J. J. E. Cryotherapy. **American Family Physician**, v. 23, n. 3, p. 141 - 144, 1981.

HOCUTT, J. E.; JAFFE, R.; RYLANDER, R. B. J. Cryotherapy in ankle sprains. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 10, n. 5, p. 316 - 319, 1982.

HOLME, E.; MAGNUSSON, S. P.; BECHER, K.; BIELER, T.; AAGAARD, P. K. M. The effect of supervised rehabilitation on strength , postural sway , position sense and re-injury risk after acute ankle ligament sprain. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 9, n. 2, p. 104-109, 1999.

HULLEY, S. B.; CUMMINGS, S. R.; BROWNER, W. S.; GRADY, D. G.; NEWMAN, T. **Delineando a pesquisa clínica.** 3. ed. Porto alegre: Artmed, 2008. p. 384

JEROSCH, J.; PRYMKA, M. Proprioception and joint stability. **Knee Surgery Sports Traumatology and Arthroscopy**, v. 4, p. 171-179, 1996.

JOHNSON, K. The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors. **Current Opinion in Neurobiology**, p. 461-461, 2001.

JONG, A.; KILBREATH, S.; REFSHAUGE, K.; ADAMS, R. Performance in different proprioceptive tests does not correlate in ankles with recurrent sprain. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, n. 11, p. 2101-2105, 2005.

KANLAYANAPHOTPORN, R.; JANWANTANAKUL, P. Comparison of Skin Surface Temperature During the Application of Various Cryotherapy Modalities. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, n. 7, p. 1411-1415, 2005.

KILBREATH, M. J.; LEE, L. K. Movement detection at the ankle following stroke is poor. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 51, n. 1, p. 19-24, 2005.

KNIGHT, K. L. **Crioterapia no Tratamento das Lesões Esportivas**. São Paulo: Manole, 2000.

KONRADSEN, L. Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12, p. 199-203, 2002.

KRISHNAN, C.; WILLIAMS, G. N. Error associated with antagonist muscle activity in isometric knee strength testing. **European Journal of Applied Physiology**, v. 109, p. 527-536, 2010.

KROEMER, K.; MARRAS, W. Evaluation of maximal and submaximal muscle static muscle exertion. **The Human Factor Society**, v. 23, n. 6, p. 643-653, 1981.

LOWREY, C. R.; STRZALKOWSKI, N. D. J.; BENT, L. R. Skin sensory information from the dorsum of the foot and ankle is necessary for kinesthesia at the ankle joint. **Neuroscience Letters**, v. 485, n. 1, p. 6-10, 2010.

MCKEON, P. O.; BOOI, M. J.; BRANAM, B.; JOHNSON, D. L.; MATTACOLA, C. G. Gait & Posture Lateral ankle ligament anesthesia significantly alters single limb postural control. **Gait & Posture**, v. 32, n. 3, p. 374-377, 2010.

MCMEEKEN, J.; LEWIS, M.; COCKS, S. Effects of Cooling with Simulated Ice on Skin Temperature and Nerve Conduction Velocity. **The Australian Journal of Physiotherapy**, v. 30, n. 4, p. 111-114, 1984.

MUNN, J.; SULLIVAN, S. J.; SCHNEIDERS, A. G. Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: A systematic review with meta-analysis. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 13, p. 2-12, 2010.

NORONHA M.; REFSHAUGE K. M.; KILBREATH S. L.; CROSBIE, J. Loss of proprioception or motor control is not related to functional ankle instability: an observational study. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 53, n. 3, p. 193-198, 2007.

PAYNE, K. A.; BERG, K.; LATIN, R. W. Ankle Injuries and Ankle Strength, Flexibility, and Proprioception in College Basketball Players. **Journal of Athletic Training**, v. 32, n. 3, p. 221-225, 1997.

PROSKE, U.; GREGORY, J. E.; MORGAN, D. L. *et al.* Force matching errors following eccentric exercise. **Human Movement Science**, v. 23, p. 365 - 378, 2004.

RIEMANN, B. L.; LEPHART, S. M. The Sensorimotor System , Part I: The Stability. **Journal of Athletic Training**, v. 37, n. 1, p. 71-79, 2002a.

RIEMANN, B. L.; LEPHART, S. M. The Sensorimotor System , Part II: The Role. **Journal of Athletic Training**, v. 37, n. 1, p. 80-84, 2002b.

RUBLEY, M. D.; DENEGAR, C. R.; BUCKLEY, W. E.; NEWELL, K. M. Cryotherapy, Sensation, and Isometric-Force Variability. **Journal of Athletic training**, v. 38, n. 2, p. 113-119, 2003.

SALONIKIDIS, K.; AMIRIDIS, I. G.; OXYZOGLU, N. *et al.* Force variability during isometric wrist flexion in highly skilled and sedentary individuals. **European Journal of Applied Physiology**, v. 107, p. 715-722, 2009.

SARGANT, D. AJPM Proprioception: how does it work? **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 34, n. 3, p. 86-92, 2000.

SCHIFFMAN, J. M.; LUCHIES, C. W.; RICHARDS, L. G.; ZEBAS, C. J. The effects of age and feedback on isometric knee extensor force control abilities. **Clinical Biomechanics**, v. 17, p. 486 - 493, 2002.

SIMON, A. M.; FERRIS, D. P. Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort. **Experimental Brain Research**, v. 187, p. 129-138, 2008.

SIMONEAU, G. G.; DEGNER, R. M.; KRAMPER, C. A.; KITTLESON, K. H. Changes in Ankle Joint Proprioception Resulting From Strips of Athletic Tape Applied Over the Skin. **Journal of Athletic Training**, v. 32, n. 2, p. 141-147, 1997.

SPANOS, S.; BRUNSWIC, M.; BILLIS, E. The effect of taping on the proprioception of the ankle in a non-weight bearing position , amongst injured athletes. **Sports Medicine**, v. 18, p. 25-33, 2008.

STEVENS, J. C.; PIERCE, J. B. Temperature and the Two-Point Threshold. **Somatosensory & Motor Research**, v. 6, n. 3, p. 275-284, 1989.

TRACY, B. L. Force control is impaired in the ankle plantar flexors of elderly adults. **European Journal of Applied Physiology**, v. 101, p. 629-636, 2007.

VUILLERME, N.; BOISGONTIER, M. Muscle fatigue degrades force sense at the ankle joint. **Gait & Posture**, v. 28, p. 521-524, 2008.

WADDINGTON, G.; ADAMS, R. Ability to discriminate movements at the ankle and knee is joint specific. **Perceptual Motor Skills**, v. 89, p. 1037-1041, 1999a.

WADDINGTON, G.; ADAMS, R. Discrimination of active plantar flexion and inversion movements after ankle injury. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 45, n. 1, p. 7-13, 1999b.

WADDINGTON, G.; ADAMS, R.; JONES, A. Wobble board (ankle disc) training effects on the discrimination of inversion movements. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 45, n. 2, p. 95-101, 1999.

WASSINGER, C. A; MYERS, J. B. GATTI, J. M. CONLEY, K. M.; LEPHART, S. M. Proprioception and throwing accuracy in the dominant shoulder after cryotherapy. **Journal of Athletic Training**, v. 42, n. 1, p. 84-9, 2007.