

HELLEN VELOSO ROCHA MARINHO

**RELAÇÕES ENTRE ACUIDADE PROPRIOCEPTIVA,
RIGIDEZ ARTICULAR PASSIVA E ESTABILIDADE
FUNCIONAL DO TORNOZELO**

Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte

2014

HELLEN VELOSO ROCHA MARINHO

**RELAÇÕES ENTRE ACUIDADE PROPRIOCEPTIVA,
RIGIDEZ ARTICULAR PASSIVA E ESTABILIDADE
FUNCIONAL DO TORNOZELO**

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

Área de Concentração: Desempenho
Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Sérgio T. Fonseca

Co-orientadora: Prof^a. Dra. Juliana Melo
Ocarino

Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte

2014

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL - Desempenho Funcional Humano
SITE: www.eeffto.ufmg.br/institui E-MAIL: mesreab@eeffto.ufmg.br FONE: (31) 3408-4781/7385

ATA DE NÚMERO 31 (TRINTA E UM) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE
TESE APRESENTADA PELA CANDIDATA **HELLEN VELOSO ROCHA MARINHO** DO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.

Aos 26 (vinte e seis) dias do mês de fevereiro do ano de dois mil e quatorze, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da Tese de Doutorado intitulada: **"RELAÇÕES ENTRE ACUIDADE PROPRIOCEPTIVA, RIGIDEZ ARTICULAR PASSIVA E ESTABILIDADE FUNCIONAL DO TORNOZELO"**. A comissão examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Sérgio Teixeira da Fonseca, Clarissa Cardoso dos Santos Couto Paz, Lidiane Andrea Oliveira Lima, Paula Lanna Pereira da Silva e Thales Rezende de Souza, sob a Presidência do primeiro. Os trabalhos iniciaram-se às 09 horas com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. Após avaliação, os examinadores consideraram a candidata **aprovada e apta a receber o título de Doutor após a entrega da versão definitiva da Tese**. Nada mais havendo a tratar, eu, Eni da Conceição Rocha, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora.

Belo Horizonte, 26 de fevereiro de 2014.

Professor Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Professora Dra. Clarissa Cardoso dos Santos Couto Paz

Professora Dra. Lidiane Andrea Oliveira Lima

Professora. Dra. Paula Lanna Pereira da Silva

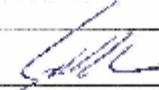
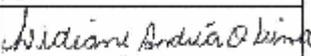
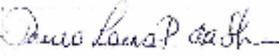
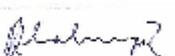
Professor Dr. Thales Rezende de Souza

Eni da Conceição Rocha – SIAPE: 010400893
Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
SITE: www.eeffto.ufmg.br/reab E-MAIL: reab@eeffto.ufmg.br FONE/FAX: (31) 3409-4781

PARECER

Considerando que a Tese de Doutorado de **HELLEN VELOSO ROCHA MARINHO** intitulada: **“RELAÇÕES ENTRE ACUIDADE PROPRIOCEPTIVA, RIGIDEZ ARTICULAR PASSIVA E ESTABILIDADE FUNCIONAL DO TORNOZELO”**, defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível: Doutorado cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a Tese de doutorado, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome do Professor (a)/Banca	Aprovação	Assinatura
Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca	Aprovado	
Profa. Dra. Clarissa Cardoso dos Santos Couto Paz	Aprovada	
Profa. Dra. Lidiane Andrea Oliveira Lima	Aprovada	
Profa. Dra. Paula Lanna Pereira da Silva	Aprovada	
Prof. Dr. Thales Rezende de Souza	Aprovada	

Belo Horizonte, 26 de fevereiro de 2014.


Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

PROF. LEANI SOUZA MAXIMO PEREIRA
Coordenadora do Colegiado
Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação
Telefone: (31) 3409-4781 E-mail: reab@eeffto.ufmg.br

Dedico aos meus filhos Maria Fernanda e João Gabriel, tão amados e admirados... Motivação , luz e graça Divina! Ao meu esposo, Gildésio (Deco) pelo amor, cumplicidade, respeito, dedicação e admiração! As meus pais, pelo exemplo e dom da vida! Amo-os infinitamente!

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Sérgio Teixeira da Fonseca, meu orientador, por ser a referência que é na Fisioterapia e, em especial, por ser a minha referência pessoal para as escolhas que fiz na minha vida profissional e acadêmica. Você é fonte de inspiração e motivação. Meu profundo respeito e admiração. Agradeço imensamente a oportunidade ímpar de poder trabalhar com você, uma pessoa tão brilhante! Indescritível! Simplesmente, insubstituível! Um sonho concretizado!

À Prof^a Juliana Melo Ocarino, minha co-orientadora, por todas as suas contribuições ao longo desse processo.

Ao Prof. Thales Resende de Souza, por ser referência para o meu trabalho e por toda a ajuda durante o doutorado.

Aos professores do Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional da UFMG que de alguma forma contribuíram com a minha formação durante esse processo. São eles: João Marcos Domingues Dias, Juliana Ocarino Melo, Lívia Castro Magalhães, Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Marisa Cotta Mancini, Paula Lanna Pereira da Silva, Rosana Sampaio, Renata Kirkwood, Sérgio Teixeira da Fonseca.

Aos membros da banca de qualificação, Prof^a Cristina Danielli de Coelho Morais de Faria, Prof. Mauro Heleno Chagas, Prof^a. Paula Lanna Pereira da Silva, obrigada por cada uma das suas contribuições e, sobretudo pelo respeito, apoio e carinho demonstrados nesse momento tão importante.

Aos membros da banca de defesa da tese, Prof^a Clarissa Cardoso dos Santos Couto Paz, Prof^a Lidiane Lima, Prof^a Paula Lanna Silva, Prof. Thales Rezende Souza, Prof^a

Ligia Paccinni e Prof. Marcus Alessandro de Alcantra, pelo interesse, disponibilidade e principalmente pela acolhida a esse convite. Com certeza, a contribuição de cada um de vocês só fará engrandecer esse trabalho. Meu respeito e gratidão!

Aos funcionários, Marilane, Richard, Margareth, Rose que contribuíram com o andamento desse processo. Toninha, agradeço de forma especial a você que foi tão acolhedora! Ao pessoal da limpeza e cantina pelo trabalho e sorrisos...

À Fundação de Amparo à Pesquisa do estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelo apoio com a bolsa de doutorado.

À minha grande amiga, companheira, parceira nesse doutorado: Giovanna Mendes Amaral. À você, o meu agradecimento é mais do que especial...fico sem palavras para expressar o meu profundo respeito, admiração e apreço por você. Como você é competente! Sem dúvida alguma, sua presença amiga, seus conselhos constantes, ao longo do doutorado foram fundamentais para que esse objetivo fosse alcançado. Agradeço principalmente por permitir que ambas tivéssemos a oportunidade de aprender, acertando ou errando, mas sempre aprendendo! Te adoro!

Ao meu grande amigo e parceiro de coletas Bruno Moreira de Souza. Você me fez dar ótimas gargalhadas e tornou mais leve esse processo! Sua ajuda com excelência foi indispensável, em um momento que tanto precisei, você se fez PRESENTE! Obrigada pela oportunidade de dividir momentos importantes com você!

Aos alunos de iniciação, pela dedicação, interesse, responsabilidade, por toda competente ajuda, pelos momentos que pude compartilhar da presença de vocês, alguns agora colegas de profissão! Bom demais ver esse ciclo da vida! Iara Soares , Mirella Elias, Gisele Amâncio, Henrique Elias, André Melo, Trice Campos, Daniela

Morais, Juliana Magalhães, Aline Castro Cruz, Otávio da Mata, Joana Hornestan, Priscilla Zuba. Obrigada, estou na torcida pela alegria e sucesso de cada um de vocês!

Ao apoio e força que recebi de Bárbara Lopes! Sucesso!

Aos colegas, que de alguma forma contribuíram com esse trabalho: Vanessa Lara, Viviane Carvalhais, Thiago Teles. Desejo grandes conquistas à vocês!

À fisioterapeuta Patrícia Hampe e ao ortopedista Roberto Zambelli, pela valiosa contribuição para o recrutamento dos voluntários.

Aos colegas e amigos que conheci no doutorado e que de alguma forma, seja por palavras doces, pelo respeito ou por compartilhar momentos e ensinamentos nesse processo, meu agradecimento. Especialmente à Otávia Viera, Alessandra Bastone e Mônica Bicalho, minha admiração e agradecimento!

Aos meus colegas professores do Departamento de Educação Física e do Desporto da Universidade Estadual de Montes Claros (UNIMONTES) pelo apoio.

Aos voluntários que participaram com tanta boa vontade dessa pesquisa.

Aos meus alunos (as) que tanto me ensinam a crescer e a buscar melhorar cada vez mais, dia após dia. Tenho um grande compromisso e responsabilidade com essa busca de aprendizado constante e conto com vocês nesse caminho.

Aos amigos de longa data que sempre torcem por mim e tornam os meus dias sempre especiais!

A minha família, e quão abençoada é essa família!!! Cada um dos meus irmãos/irmãs (Fia, Elaine, Liliann, Júnior, Beto e Rafael), cunhados e cunhadas

(Valdir, Ronaldo, Leopoldo, Lu, Kaká e Mônica), meus sobrinhos e sobrinhas, grandes paixões (Pedro, Carol, Sara, Maria, Vicentinho, Ronaldinho, Vitória, Betinho, Clarinha, Bernardo, Davi, Bebelá, Mateus) pelo apoio, torcida, aconchego e por se fazerem tão PRESENTES e constantes na minha vida. O encantamento e alegria de ter vocês em minha vida é diário! Essa família é muito unida... Amo infinitamente...

Em especial, agradeço a acolhida de Leopoldo, Liliann, Pedro, Sara e Maria em BH. Sem o apoio, exemplo e o carinho de vocês, a realização desse sonho não seria possível. Minha eterna gratidão! Essenciais!

A Maria Eva Mendes, companheira ao longo de anos, o carinho e cuidado diário de você aos meus filhos foram essenciais para que eu pudesse ter a tranquilidade necessária para continuar a busca da concretização dos meus sonhos e objetivos! Meu profundo agradecimento!

À alegre família Marinho que me acolheu tão bem, vocês são 10!: Aos meus cunhados, cunhadas, sobrinhas e sobrinhos por se fazerem tão especiais. É bom demais também fazer parte dessa família! Amo!

À minha doce, serena, prestativa e solidária sogra Maria de Castro Matos Maia (*in memoriam*) tantos foram os seus ensinamentos... Saudade eterna...

Aos meus pais, Vicente Ribeiro Rocha e Walquiria Veloso Rocha, exemplos de dedicação e amor incondicional à família. Num mundo com valores tão complicados, me orgulho em poder fazer parte da família em que vocês são o alicerce! Obrigada por me mostrarem o valor das coisas simples, da sinceridade, por serem constantes em minha caminhada, pelo apoio, amor e sobretudo pelo dom da vida! Amo, amo, amo vocês!

Ao meu esposo, companheiro, amigo, parceiro, amor: Gildésio de Castro Marinho. Não tenho dúvidas que constituir família com você foi minha melhor escolha! Como tenho que te agradecer... A dedicação e cuidado à família... A compreensão, a valorização, o fazer acreditar, mesmo em momentos tão difíceis te fazem único! Simplesmente, amo!

Aos meus amores, meus filhos Maria Fernanda Veloso Rocha Marinho e João Gabriel Veloso Rocha Marinho. Não foi nada fácil! Privar do sorriso, do abraço, do carinho, admiração e de tantos momentos aconchegantes com vocês! Sem dúvida, foi o mais difícil, meu maior desafio! Sei que para vocês também foi complicado. Mas como aprendemos... Como é bom ver que a distância não foi capaz de nos separar! Agradeço a aceitação de vocês, o carinho, torcida, apoio constante e amor... Vocês são presentes e reflexos de Deus em minha vida! Motivação maior para prosseguir e acreditar que é possível! Meu amor infinito, incondicional, eterno!

Agradeço sobretudo a Deus! Fonte de inspiração! Caminho e luz em minha vida! E à minha mãezinha do céu, por cobrir a mim e a todos os meus com o seu manto protetor, sempre!

“É caminhando que se faz o caminho...”

(Titãs)

RESUMO

O entorse do tornozelo é uma lesão frequente que compromete a estabilidade dessa articulação. Déficits de acuidade proprioceptiva têm sido considerados determinantes para a presença de instabilidade funcional tornozelo. Entretanto, achados inconsistentes sobre essa relação deixam dúvida quanto à contribuição da propriocepção para a estabilidade. Recentemente, foi proposto que a rigidez tecidual passiva teria um papel primordial na propagação de forças no sistema musculoesquelético e, assim, contribuiria para a percepção de movimentos e posturas. O objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito da lesão ligamentar do tornozelo sobre a acuidade proprioceptiva e estabilidade funcional, e as relações entre a acuidade proprioceptiva, rigidez articular passiva e estabilidade funcional em indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo. Participaram do estudo 28 indivíduos de ambos os sexos com idade de $23,75 \pm 3,51$ anos com e sem história de entorse lateral do tornozelo. Os voluntários foram submetidos à avaliação do limiar de percepção de movimento (LPM), senso posicional passivo-passivo (SPPP), rigidez articular passiva do tornozelo (RAPT) e ao *Star Excursion Balance Test* (SEBT). Os indivíduos com história de lesão ligamentar também responderam ao CAIT (*Cumberland Ankle Instability Tool*). ANOVAs mistas foram utilizadas para comparar grupos e membros das variáveis LPM, SPPP, RAPT e SEBT composto. Contrastes pré-planejados foram utilizados para localizar as diferenças reveladas pela ANOVA. Teste-t de student pareado foi utilizado para verificar possíveis diferenças entre os membros dos indivíduos com lesão ligamentar em relação à estabilidade funcional do tornozelo medida por meio do CAIT. Correlações Produto-Momento de *Person* foram utilizadas para verificar possíveis associações no membro envolvido dos sujeitos com lesão ligamentar do tornozelo entre as variáveis LPM, SPPP com o SEBT composto, o CAIT e a RAPT. Foram encontradas diferenças entre os grupos no LPM com pior desempenho no grupo entorse. Foi evidenciada interação para essa variável, com pior desempenho no membro lesado quando comparado ao membro correspondente controle, porém não foram reveladas diferenças entre as pernas do grupo entorse. Não foram evidenciadas diferenças entre membros, grupos ou interação para as variáveis SPPP e RAPT. Foi evidenciada interação no SEBT composto, com pior desempenho no membro lesado quando comparado ao membro

não lesado. Não foram encontradas associações entre as variáveis analisadas. Baseada na possível associação não linear entre as variáveis analisadas foi proposta uma análise complementar que permitisse revelar uma possível influência da rigidez sobre a acuidade proprioceptiva e a contribuição da estabilidade funcional sobre a acuidade proprioceptiva de indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo. Os indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo foram divididos em dois grupos: “melhor acuidade proprioceptiva” e “pior acuidade proprioceptiva”, agrupados de forma a se considerar os percentis 33,33% e 66,66% dos valores relativos ao erro absoluto do LPM do membro envolvido desses indivíduos. O test-t de *student* independente não evidenciou diferenças entre esses grupos para as variáveis CAIT e SEBT composto. Porém, foram reveladas diferenças na rigidez articular passiva do tornozelo, sendo que os indivíduos do grupo “melhor acuidade proprioceptiva” apresentaram maior RAPT, indicando uma possível influência desta na acuidade proprioceptiva. Os resultados indicaram que a lesão ligamentar influenciou a estabilidade funcional dos indivíduos, a qual não apresentou relação direta com a acuidade proprioceptiva. Os déficits proprioceptivos encontrados em indivíduos com lesão ligamentar não tem papel na estabilidade destes indivíduos e possivelmente são dependentes da rigidez dos tecidos articulares.

Palavras-chave: propriocepção, rigidez articular passiva, estabilidade funcional, entorse de tornozelo.

ABSTRACT

Ankle sprain is a common injury that affects this joint's stability. Deficits in ankle proprioceptive acuity have been considered determinants for ankle functional instability. However, inconsistencies found between these relationships question the contributions of proprioception to ankle stability. Recently, passive stiffness has been proposed as an important mechanism for forces propagations through the musculoskeletal system. This mechanism may also contribute to the perception of postures and movements. The aim of the present study was to assess how ankle ligament injury influences the proprioceptive acuity and the functional stability, and to assess the relationships among proprioceptive acuity, passive joint stiffness and functional stability in the presence of ankle ligament injury. Twenty-eight participants (male and female) age $23,75 \pm 3,51$ with and without lateral ankle sprain history were included in the study. The assessments included the threshold for movement perception (TMP), the passive-passive positional sense (PPPS), the ankle's passive joint stiffness (APJS) and the star excursion balance test (SEBT). The participants with history of ankle ligament injury also answered the Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT). Mixed ANOVAS were used to compare TMP, PPPS, APJS and SEBT measures between groups and limbs. Pre-planned contrasts were used to locate differences revealed by the ANOVA. Paired student's t-test was used to verify functional stability (CAIT) differences between limbs for the participants with ankle ligament injury. Pearson's product-moment correlations were used to verify associations between the variables (TMP, PPPS, APJS, SEBT and CAIT) for the involved limb of the participants with ankle ligament injury. Differences between groups were found for the TMP, with the ankle sprain group demonstrating the worst performance. Interaction effect was also significant for this variable, with the injured limb having worse performance than the correspondent limb of the control group, however, no difference was found between limbs for the ankle sprain group. Differences were not found between limbs, groups or interaction for the variables PPPS and APJS. The results showed significant interaction effect for SEBT, with the injured limb presenting worse performance when compared to the non-injured limb. Associations between variables were not found. Based on the possible non-linear association between the variables, it was proposed a complementary analysis to

reveal the possible influence of stiffness on proprioceptive acuity and the contribution of functional stability to proprioceptive acuity in the participants with ankle ligament injury. These participants were distributed into two groups: “best proprioceptive acuity” and “worst proprioceptive acuity”, the participants were divided, based on the TMP’s absolute errors, into percentiles 33,33% and 66,66%. Independent Student’s T-test didn’t show any difference between these groups for CAIT and SEBT variables. However, differences were revealed for the APJS. The “best proprioceptive acuity” group had higher APJS values than the “worst proprioceptive acuity” group. The results indicated that the ankle ligament injury influenced the subject’s functional stability, which was not associated to proprioceptive acuity. The proprioceptive deficits found in the participants with ligament injury do not play any role in ankle joint stability and are, possibly, dependent on joint tissue stiffness.

Keywords: proprioception, passive joint stiffness, functional stability, ankle sprain.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.....	37
Figura 2.....	39
Figura 3.....	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	47
Tabela 2	48
Tabela 3	50
Tabela 4	51

SUMÁRIO

PREFÁCIO	18
Capítulo 1 – INTRODUÇÃO	19
1.1 - Objetivo geral	32
1.2 - Objetivos específicos	32
1.3 - Hipóteses.....	33
Capítulo 2 - MATERIAIS E MÉTODOS	34
2.1 - Amostra	34
2.2 - Instrumentação	34
2.3 - Procedimentos	35
2.4 - Redução dos dados	43
2.5 - Análise estatística	45
Capítulo 3 - RESULTADOS	47
Capítulo 4 - DISCUSSÃO	52
Capítulo 5 - CONCLUSÃO	64
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	65
APÊNDICE I	77
ANEXOS	78

PREFÁCIO

A presente Tese de Doutorado foi elaborada de acordo com as normas estabelecidas pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da UFMG. A estrutura desta Tese compreende cinco capítulos. O primeiro capítulo contém a Introdução expandida que abrange a problematização do tema, revisão da literatura, justificativa do estudo, objetivo geral, objetivos específicos e hipóteses. No segundo capítulo encontra-se a descrição detalhada dos materiais e métodos utilizados. O terceiro capítulo contém os resultados do estudo. No quarto capítulo é apresentada a discussão dos resultados encontrados. No quinto capítulo é exposta a conclusão do estudo. Em seguida, estão incluídos as referências bibliográficas, apêndice e anexo de acordo com as normas da ABNT.

Capítulo 1 - INTRODUÇÃO

Estabilidade é classicamente definida como resistência às perturbações (AQUINO *et al.*, 2004; DOCHERTY *et al.*, 2004). A capacidade de manutenção adequada das posições articulares, de forma estática ou dinâmica, frente às múltiplas perturbações internas ou externas, define a estabilidade articular (FERRIS; LIANG; FARLEY, 1999; SOUZA, 2008; VAN SOEST; BORRERT, 1993). Quando este conceito é aplicado de forma mais ampla podemos falar da estabilidade funcional de um indivíduo. Neste sentido, a estabilidade funcional tem sido entendida como uma capacidade necessária para realizar movimentos coordenados durante atividades esportivas e de vida diária (FONSECA, OCARINO, SILVA, 2004; REED, 1982). Portanto, estabilidade deve ser entendida como algo inerente ao indivíduo, a qual permite a recuperação ou manutenção de posições articulares funcionais e garante integridade articular (AQUINO *et al.*, 2004; SOUZA, 2008). De forma simplificada, a estabilidade funcional pode ser entendida como resistência à perturbações durante a execução de tarefas funcionais.

Uma das lesões mais frequentes e que compromete a estabilidade funcional de indivíduos é o entorse do tornozelo (WITCHALLS *et al.*, 2012). Estudos epidemiológicos indicam que essa é a lesão mais frequente nos esportes e sua incidência varia de acordo com a modalidade esportiva (CARCIA; MARTIN; DROUING, 2008; HUPPERETS, VERHAGEN, VAN MECHELEN, 2009; OLMSTED *et al.*, 2002; WEBSTER; GRIBBLE, 2010). Embora seja muito prevalente no meio esportivo, esta lesão também é frequente no âmbito clínico (HILLER; KILBREATH; REFSHAUGE, 2011) e tem sido estimado que após o primeiro episódio de entorse, a taxa de recorrência pode chegar a 80% em indivíduos fisicamente ativos (GRIBBLE *et al.*, 2004; HERTEL, 2000). Além disso, cerca de 40% dos indivíduos que sofrem esse tipo de trauma evoluem para instabilidade crônica do tornozelo (HERTEL *et al.*, 2006; SEKIR *et al.*, 2007; WITCHALLS *et al.*, 2012; HUGHES; ROCHESTER, 2008). Dessa forma, consideráveis custos são atribuídos a essa disfunção, incluindo a não readaptação às atividades esportivas, falta em treinos, ou no trabalho e o não retorno às atividades funcionais prévias as lesões, comprometendo a qualidade de vida (CUMPS; VERHAGEN; MEEUSEN, 2007; HAMLYN; DOCHERTY; KLOSSNER, 2012; HILLER, KILBREATH, REFSHAUGE,

2011; HUPPERETS; VERHAGEN; VAN MECHELEN, 2008; WIKSTRON *et al.*, 2010).

Mais de 90% dessas entorses envolve o complexo ligamentar lateral do tornozelo (HUPPERETS, VERHAGEN, VAN MECHELEN, 2009), que é composto primariamente por três estruturas: o ligamento talo-fibular anterior, o ligamento calcâneo-fibular e o ligamento talofibular posterior (HERTEL, 2002; HOLMES; DELAHUNT, 2009). Desses, o ligamento talo-fibular anterior é o mais susceptível à lesão, sendo o mais frequentemente acometido, em função da sua menor força tênsil (HERTEL, 2002). Além disso, na posição de flexão plantar, este ligamento fica mais vertical e torna-se o principal restritor do movimento de inversão (AJIS; MAFFULLI, 2006). As lesões isoladas tanto do ligamento calcâneo-fibular quanto do ligamento talo-fibular posterior são raras, sendo que esse último é considerado o mais resistente e menos predisposto à lesão (AJIS; MAFFULLI, 2006). Assim, lesões deste ligamento ocorrem geralmente em casos de entorses severos, após o acometimento dos ligamentos talo-fibular anterior e calcâneo-fibular (AJIS; MAFFULLI, 2006; HERTEL, 2002). O mecanismo de lesão ligamentar do tornozelo mais comum é a inversão forçada com a articulação talocrural em flexão plantar (AJIS; MAFFULLI, 2006). O aumento da susceptibilidade à lesão quando o tornozelo está em flexão plantar tem sido, portanto, atribuído à menor restrição óssea no tornozelo e a menor tensão existente nos tecidos articulares (posição de ajuste frouxo), favorecendo a sobrecarga sobre os tecidos moles (AJIS; MAFFULLI, 2006; RICHIE, 2001).

As instabilidades mecânica (frouxidão ligamentar) e funcional do tornozelo têm sido consideradas fatores preditores para a recidiva do entorse lateral (HERTEL,2000; HERTEL,2002; HUGHES; ROCHESTER, 2008). O termo instabilidade funcional do tornozelo foi proposto primeiramente por Freeman, Dean e Hanhan (1965) referindo-se à queixa da tendência do pé “ceder” ou “falsear” após um primeiro episódio entorse do tornozelo. Para diferenciar a instabilidade mecânica da instabilidade funcional, Ajis e Maffulli (2006) descrevem a instabilidade mecânica como um *senal*, onde há uma frouxidão anormal das restrições ligamentares, enquanto a instabilidade funcional do tornozelo refere-se ao desempenho de uma função de forma alterada com episódios recorrentes de falseios, sendo, portanto, considerada um *sintoma*. Embora esses dois tipos de instabilidade possam ocorrer

de forma concomitante, também podem acontecer de forma independente (HILLER, KILBREATH, REFSHAUGE, 2011; GUTTIERREZ; KAMINSKI, DOUEX, 2009), não havendo grande correlação entre estabilidade mecânica e funcional (HERTEL, 2000). Alguns indivíduos sem ou com mínima instabilidade mecânica reportam a sensação de falseio durante atividades funcionais, caracterizando a presença de instabilidade funcional (HILLER, KILBREATH, REFSHAUGE, 2011; HERTEL, 2000). Por outro lado, indivíduos podem apresentar grande frouxidão em uma determinada articulação e não reportar instabilidade durante a realização de atividades (HILLER, KILBREATH, REFSHAUGE, 2011). Nesse contexto, Ajis e Maffulli (2006) destacaram que os termos “frouxidão” e “instabilidade” não podem ser utilizados de forma indiscriminada ou como sinônimos. Portanto, instabilidade mecânica e funcional podem coexistir após o entorse de tornozelo, embora possam não estar correlacionados em uma alta proporção de indivíduos que sofrem entorse recorrente (HILLER, KILBREATH, REFSHAUGE, 2011).

Diversos estudos têm sido conduzidos no sentido de se buscar compreender os mecanismos subjacentes à instabilidade do tornozelo. Este interesse deve-se à grande incidência dessa disfunção e das consequências funcionais à ela associadas, tais como a privação na participação nos esportes e/ou o não retorno ao nível funcional prévio à lesão (ISAKOV *et al.*, 1986; NORONHA *et al.*, 2007; WITCHALLS, *et al.*, 2012; ZINDER *et al.*, 2009). Neste contexto, déficits de acuidade proprioceptiva tem sido considerados determinantes para ocorrência de instabilidade funcional do tornozelo (HERTEL, 2000). Esta suposição tem sido justificada em virtude da existência de estudos que revelaram pior desempenho de indivíduos com déficits de estabilidade articular nos testes que avaliam acuidade proprioceptiva. Déficits no membro lesado relativos à percepção da posição articular foram encontrados por Boyle; Negus (1998) e Yokoyama *et al.* (2008). Além disso, Garn; Newton (1998) e Reshaug *et al.* (2003) observaram déficits na detecção de movimento articular em indivíduos com lesões ligamentares do tornozelo. Tais evidências têm sido consideradas suficientes para indicar uma relação entre os déficits proprioceptivos e a ocorrência de instabilidade no tornozelo.

O termo propriocepção foi proposto inicialmente por Sherrington (1906). Em um sentido amplo, propriocepção significa “auto-percepção”. Num sentido mais restrito, a propriocepção tem sido classicamente definida como uma modalidade

sensorial que envolve a percepção de movimento (ou cinestesia, definido operacionalmente como limiar de percepção do movimento) e de posições articulares (definido operacionalmente como senso posicional) baseada em fontes de informações outras que a visual, vestibular, auditiva ou cutânea (AQUINO *et al.*, 2004; FONSECA *et al.*, 2005; LEPHART; FU, 1995; HOLMES; DELAHUNT, 2009). Tradicionalmente, considera-se que, a informação proprioceptiva é obtida via mecanorreceptores presentes em músculos, ligamentos, cápsulas e tendões, os quais são sensíveis à mudanças na força aplicada ou no comprimento destes tecidos (DOCHERTY *et al.*, 2004). Assim, tem sido sugerido que estes mecanorreceptores são capazes de detectar estímulos que informam sobre movimentos ou posicionamentos articulares (HUGHES; ROCHESTER, 2008). Neste contexto, tem sido assumido que a captura de tais estímulos elicia ativação muscular reflexa neural a fim de aumentar a rigidez muscular e resistir às perturbações de forma a manter a estabilidade funcional (HUGHES; ROCHESTER, 2008). Além disso, assume-se que a informação fornecida pelos mecanorreceptores é integrada com informações advindas dos sistemas sensoriais visual e vestibular, resultando em um complexo sistema de controle que age para controlar a postura e coordenação (OLMSTED *et al.*, 2002). Portanto, considera-se que *inputs* proprioceptivos fornecem feedback para o sistema nervoso central, permitindo modificar as respostas eferentes de forma a promover ajustes frente às modificações de demanda sobre o indivíduo (RICHIE, 2001).

Quando ocorre o entorse de tornozelo, não somente a integridade estrutural dos ligamentos, como também dos mecanorreceptores articulares é comprometida (FREEMAN; DEAN; HANHAN, 1965; HUGHES; ROCHESTER, 2008). Os déficits proprioceptivos são considerados como resultantes da perda dos receptores articulares do tornozelo e tem sido sugerido que tais déficits seriam causa neuromuscular da instabilidade crônica do tornozelo (GARN; NEWTON, 1988; FREEMAN; DEAN; HANHAN, 1965). Desde os trabalhos iniciais de FREEMAN; DEAN; HANHAN (1965), os pressupostos de que a instabilidade crônica do tornozelo seria decorrente da deafferenciação causada pela perda dos receptores articulares do tornozelo tem sido aceitos como verdade por vários pesquisadores (HERTEL, 2000; McKEON; HERTEL, 2008; LEE; LIN; HUANG, 2006). Com a perda das informações aferentes após o episódio de entorse, a informação para o SNC

estaria comprometida, causando respostas eferentes alteradas (contrações musculares inapropriadas para proteger a articulação) e diminuindo a estabilidade da articulação (ZINDER *et al.* 2009; FREEMAN; DEAN; HANHAN, 1965). Portanto, frequentemente, considera-se que a lesão dos mecanorreceptores presentes em torno do complexo articular do tornozelo pode contribuir para o déficit funcional e instabilidade crônica subsequente à lesão inicial.

Embora tenha sido sugerido que a perda da informação captada pelos mecanorreceptores articulares estaria associada à déficits proprioceptivos, alguns estudos tem falhado em demonstrar a presença de tais déficits em indivíduos com estabilidade articular comprometida. Por exemplo, Hubbard; Kaminski (2002) e Noronha *et al.* (2008) não identificaram déficits cinestésicos nestes indivíduos, assim como não foram evidenciados déficits no senso de posição articular por Gross (1987) e Willems *et al.* (2005). Além disso, não foi encontrada associação entre as medidas de acuidade proprioceptiva e estabilidade funcional nos estudos de Noronha *et al.* (2008) e Pourkazemi *et al.* (2012). Estes autores sugeriram que, diferentemente do que frequentemente é considerado, os déficits de acuidade proprioceptiva não podem ser entendidos como o principal fator contribuinte para a instabilidade funcional do tornozelo.

Em estudos sobre a capacidade de perceber a posição articular, foi demonstrado que a habilidade dos indivíduos alinharem um membro em relação ao outro depende da distribuição de massa em torno do membro avaliado e não dos ângulos articulares (PAGANO; TURVEY, 1995; PAGANO; GARRETT; TURVEY, 1996). Assim, o entendimento tradicional do mecanismo proprioceptivo (caracterizado pelo senso posicional e limiar de percepção de movimento) como essencial para a estabilidade articular em condições dinâmicas tem sido questionado por alguns investigadores (JOHANSSON, 1991; AQUINO *et al.*, 2004; FONSECA *et al.*, 2005). Um dos aspectos apontados na literatura se refere ao fato de que a informação captada pelos mecanorreceptores a respeito da posição e do movimento articular só estaria disponível para utilização como mecanismo de proteção articular depois que a ação já ocorreu (AQUINO *et al.*, 2004; FONSECA, OCARINO, SILVA, 2004). Além disso, em função de frequentemente se considerar que tais fenômenos dependem do processamento da informação, tem sido discutido se respostas baseadas em estímulos proprioceptivos teriam tempo suficiente para proteger a

articulação de movimentos potencialmente lesivos (AQUINO *et al.*, 2004). Embora não se possa negar existência do mecanismo proprioceptivo (operacionalizado a partir dos fenômenos limiar de percepção de movimento e senso posicional), discute-se a sua adequação para explicar a estabilidade articular (AQUINO *et al.*, 2004).

Considerando os questionamentos relativos à associação entre déficits proprioceptivos e instabilidade funcional pós-lesões traumáticas, alguns autores tem sugerido que a acuidade proprioceptiva é mais dependente dos níveis de atividade dos indivíduos do que da presença de lesão ligamentar (FONSECA *et al.*, 2005; EUZET; GAHERY, 1995). Por exemplo, Fonseca *et al.* (2005) verificaram que indivíduos com lesão isolada do ligamento cruzado anterior (LCA) e boa performance funcional e muscular, não apresentam déficits proprioceptivos. Nesse contexto, a acuidade proprioceptiva é vista como tendo características multifatoriais e possivelmente não dependem primariamente e exclusivamente de informações sensoriais de mecanorreceptores ligamentares (AQUINO *et al.*, 2004; FONSECA *et al.*, 2005; LARSEN *et al.*, 2005).

O foco na ação específica das estruturas ligamentares para o entendimento da estabilização articular tem sido favorecido pela visão tradicional da organização do sistema musculoesquelético (SME). Esta visão considera os componentes deste sistema como entidades separadas, com funções independentes (HERBERT, HONG, GANDEVIA, 2008; MAAS, *et al.* 2003; TURVEY; FONSECA, 2009; VAN DER WAL, 2009). Assim, as descrições anatômicas tradicionais, frequentemente, negligenciam a integridade estrutural (continuidade entre estruturas) e funcional do tecido conjuntivo. O entendimento dessa organização do SME poderia ajudar a compreender outros mecanismos importantes para a estabilidade funcional tais como a transmissão de força miofascial (HUIJING, 2009; DAY, COPPETI, RUCLI, 2012; STECCO *et al.*, 2007) e continuidade fascial (CARVALHAIS *et al.*, 2013), os quais são geralmente desconsiderados .

A visão mais recente da fásia como elemento integrador, a qual é importante para a postura e organização do movimento humano, tem sido favorecida pelas evidências atuais de transmissão de força miofascial, tanto em estudos envolvendo animais (MASS *et al.*, 2003; MEIJER, 2007; HUIJING, 2009) como seres humanos (CARVALHAIS *et al.*, 2013; RIEWALD; DELP, 1997). Evidências

relativas à transmissão de força miofascial *in vivo* foram demonstradas por Carvalhais *et al.* (2013) que avaliaram os efeitos do tensionamento (passivo e ativo) do grande dorsal na rigidez e posição neutra do quadril, sendo confirmada a hipótese de conectividade funcional entre esse músculo e o glúteo máximo contralateral via fascia tóraco-lombar. Riewald e Delp (1997), com o propósito de aumentar o momento flexor do joelho em paciente com paralisia cerebral que apresentava déficit de flexão na fase de oscilação da marcha, realizaram cirurgia de transferência da inserção distal do reto femoral para a região posterior do joelho. Porém, diferentemente do esperado, foi demonstrado que a estimulação elétrica desse músculo após a cirurgia produziu um momento extensor do joelho. Tal evidência foi atribuída à possível transmissão de força miofascial para a patela (peripatelar) por meio dos músculos extensores adjacentes ao reto femoral. Experimentos com ratos tem evidenciado de forma inequívoca a transmissão de força miofascial pelas diferenças de força entre os tendões proximais e distais de músculos (HUIJING, 2009). Além disso, outros experimentos com esses animais foram capazes de demonstrar transmissão de força miofascial entre músculos sinergistas, antagonistas, bem como a ossos por músculos que não tem conexão direta com os mesmos (HUIJING, 1999; HUIJING, BAAN, 2001; HUIJING; BAAN, 2003; HUIJING, BAAN, 2008; HUIJING, 2009; MASS, BAAN, HUIJING, 2001; MEYJER, BAAN, HUIJING, 2006). Assim, esse tecido conjuntivo que envolve e conecta todos os músculos e órgãos do corpo permite a continuidade estrutural do SME (VAN DER WAL, 2009; TURVEY; FONSECA, 2009). O tecido fascial conecta as fibras musculares a outras fibras musculares, um músculo ao outro, e músculos aos tecidos peri-articulares, possibilitando formas de transmissão de forças intramuscular, intermuscular e extramuscular (HUIJING, 1999; HUIJING, 2003). Tal continuidade sugere que fásCIAS, músculos, tendões e cápsulas devem ser considerados como unidade e que forças podem ser transmitidas entre estas estruturas (HUIJING, 2009; KREULEN *et al.* 2003; SMEULDERS *et al.*, 2002; HUIJING; BANN; REBEL, 1998; MAAS; BAAN; HUIJING, 2004; MAAS *et al.*, 2003; KREULEN; SMEULDERS; HAGE, 2004; MAAS; HUIJING, 2005; MEIJER, 2007). Portanto, o entendimento dos processos associados a percepção do movimento deve considerar o papel do tecido conectivo na propagação de forças dentro do sistema musculoesquelético (TURVEY; FONSECA, 2014).

Embora classicamente a função dos mecanorreceptores esteja associada a processos ligados ao monitoramento local de forças mecânicas, comprimento musculares e ângulos articulares, estudos sobre a organização topográfica (distribuição espacial) dessas estruturas e sobre a sua contribuição funcional para a percepção de posturas e movimentos e para manipulações de objetos deixam dúvida quanto à adequação dessa visão clássica (STRASMANN *et al.*, 1990; VAN DER WAL, 2009; PAGANO; TURVEY, 1995; PAGANO; GARRETT; TURVEY, 1996; TURVEY, 1996). As evidências atuais indicam que cápsulas e ligamentos não podem ser descritos como entidades separadas e devem ser considerados em unidade com músculos, arranjados mecanicamente em série com os mesmos, de forma a garantir integridade articular e preservar a estabilidade (VAN DER WAL, 2009). Esta nova forma de entender o sistema musculoesquelético resulta em uma visão alternativa do substrato anatômico envolvido na transmissão de forças para as articulações, em que a distribuição dos mecanorreceptores segue uma organização espacial complexa (CARELLO *et al.*, 2008; TURVEY; FONSECA, 2009; VAN DER WAL, 2009). Ao contrário do que é normalmente considerada, a distribuição dos mecanorreceptores não acompanha a linha de ação dos músculos, sendo demonstrado que esses se distribuem de acordo com linhas de estresse e estão especialmente concentrados em zonas de transição entre tecidos que diferem em rigidez (STRASMANN, *et al.*, 1990; TURVEY, FONSECA, 2009). Esta organização favorece a captura do padrão global de tensão sobre o sistema musculoesquelético. Van der Wal (2009), ao descrever a região lateral do cotovelo, propôs que, quando a função é considerada, a discriminação entre receptores articulares e musculares é uma distinção apenas artificial. Este autor forneceu evidência anatômica do substrato tecidual envolvido na transmissão de forças mecânicas, em que o tecido muscular e conectivo mostram-se organizados em série, diferentemente das descrições morfológicas clássicas. Nessa perspectiva, o conjunto de mecanorreceptores distribuídos nos vários tecidos forma, na realidade, unidades arquitetônicas complexas que funcionam dentro de uma rede de estruturas elásticas capazes de transmitir tensões permitindo a captura de mudanças temporais (fluxo) da distribuição de tensão nos elementos elásticos que constituem o SME (TURVEY; FONSECA, 2009). Assim, a percepção do movimento pode ser dependente das propriedades mecânicas dos tecidos biológicos (TURVEY; FONSECA, 2014).

A organização do SME sugere que a percepção de forças mecânicas não deve ser baseada em mudanças de apenas poucos receptores locais (VAN DER WAL, 2009; TURVEY, FONSECA, 2014). Ao contrário, ela deve ser entendida em um nível global, no qual um equilíbrio de forças entre todos os elementos tensionais envolvidos na ação é estabelecido. Dessa forma, o entendimento da função dos mecanorreceptores, envolvidos nos mecanismos neuromusculares de estabilização articular descritos é limitada quando não é considerada a complexidade arquitetônica e integridade estrutural do SME (TURVEY; FONSECA, 2009; CARELLO *et al.*, 2008).

Recentemente, uma forma clássica de desenho arquitetônico, denominada tensegridade (integridade tensional), tem sido usada como um modelo para a compreensão da estabilidade estrutural e funcional de células e do sistema musculoesquelético (INGBER, 2003; TURVEY; FONSECA, 2009; TURVEY; FONSECA 2014; LEVIN, 2002). Sistemas de tensegridade tem estabilidade mecânica intrínseca contendo um grupo de componentes em compressão descontínua dentro de uma rede de componentes em tensão contínua (INGBER, 1993; INGBER,1997; CARELLO *et al.*, 2008; TURVEY, FONSECA, 2014). Tais sistemas caracterizam-se por apresentar estruturas flexíveis e leves que são estáveis em todas as direções (onidirecionais), em virtude da presença de força tensional contínua (pré-estresse) e por uma organização arquitetônica na qual os elementos internos seguem um padrão totalmente triangulado (padrões geodésicos) (INGBER, 2008; SULTAN; COLESS; SKELTON, 2001; SULTAN; COLESS; SKELTON, 2002; OLIVEIRA *et al.*, 2009; CHICUREL; CHEN; INGBER, 2006). A célula tem sido descrita como uma estrutura de tensegridade, na qual há um constante equilíbrio de forças internas e externas (CHEN, INGBER, 1999; INGBER, 1993; INGBER, 1997; INGBER, 2008, TURVEY; FONSECA, 2009; CARELLO *et al.*, 2008). Esse equilíbrio de forças da estrutura de tensegridade tem mostrado ser a base para a mecanossensação celular (CARELLO *et al.*, 2008). Assim, forças aplicadas externamente propagam instantaneamente a uma longa distância dentro do citoplasma até o núcleo, permitindo a coordenação de atividades em diferentes partes da célula (INGBER, 2003; TURVEY, FONSECA, 2009). Além disso, as forças propagam não somente dentro da célula, mas também de célula a célula, permitindo uma resposta global ao invés de adaptações somente locais (INGBER, 2003; INGBER, 1997; TURVEY, FONSECA, 2009).

O sistema musculoesquelético também tem sido entendido como uma estrutura de tensegridade (CARELLO *et al.*, 2008; TURVEY; FONSECA, 2009; LEVIN, 2002; LEVIN, 1997). Ossos são elementos compressivos descontínuos, enquanto fâscias, ligamentos, músculos e tendões formam uma rede contínua de elementos tensionais, dentro da qual os ossos estão embebidos (CARELLO *et al.*, 2008; TURVEY, FONSECA, 2014). Além disso, várias estruturas seguem um padrão triangulado de organização que obtém equilíbrio dinâmico por meio de forças tensionais que são distribuídas em todas as direções (LEVIN, 1997; OLIVEIRA *et al.*, 2009; LEVIN, 1995). Devido a essa arquitetura e da presença do pré-estresse, o sistema músculo esquelético distribui estresse entre seus componentes para estabelecer um equilíbrio de forças e estabilizar-se onidirecionalmente contra perturbações ambientais (FONSECA, 2011; TURVEY, FONSECA, 2014). O pré-estresse remove qualquer folga no sistema, facilitando a transmissão de forças entre os tecidos e tornando-o imediatamente responsivo ao estresse mecânico (CARELLO *et al.*, 2008; SOUZA, 2008). Conseqüentemente, uma força aplicada localmente pode ser distribuída globalmente. Dessa forma, atividades locais ocorrendo em múltiplas partes da estrutura se auto-organizam de forma a reestabelecer o equilíbrio de forças da estrutura de tensegridade (TURVEY, FONSECA, 2009). Portanto, as deformações globais da estruturas de tensegridade são informativas em relação às forças mecânicas aplicadas ao sistema, permitindo os necessários ajustes do sistema durante diferentes demandas (CARELLO *et al.*, 2008; SILVA, FONSECA, TURVEY, 2010). Esta forma global de propagação de informação contrasta com a transmissão linear de sinais por processos neurais, que requer decisões locais, independentes do contexto (TURVEY, FONSECA 2009). Forças mecânicas são instantaneamente (na velocidade do som) transmitidas pelos elementos que suportam estresse, produzindo uma resposta global baseada em forças acopladas contexto-dependentes (TURVEY, 2007; TURVEY, FONSECA, 2009). Assim, tem sido sugerido que a base da mecanossensação não deve ser compreendida somente como um processo neural, com atividade no nível de receptores individuais, mas no nível global do sistema, no qual o equilíbrio de forças é estabelecido (INGBER, 2003; INGBER, 1993; INGBER, 1997; TURVEY; FONSECA, 2009; CARELLO *et al.*, 2008; CHEN, INGBER, 1999). Assim, o entendimento da percepção de movimentos, posturas e das suas relações com os mecanismos de estabilização funcional deve considerar a complexidade e continuidade estrutural e

as propriedades mecânicas do SME. Tais considerações podem ajudar a compreender os achados controversos e inconsistentes sobre a presença de déficits proprioceptivos em indivíduos com instabilidade funcional.

Baseados no entendimento do papel do tecido conjuntivo como elemento integrador e suporte mecânico para a transmissão de forças (AQUINO, VIANA, FONSECA, 2005; HUIJING, 2009; MUELLER; MALUF, 2002), nas evidências de continuidade estrutural do nosso sistema (CARVALHAIS *et al.*, 2013; VAN DER WAL, 2009), na visão alternativa da distribuição dos mecanorreceptores (VAN DER WAL, 2009; STRASMANN *et al.*, 1990) e nas evidências da presença de pré-estresse articular (SOUZA *et al.*, 2009), Turvey e Fonseca (2014) hipotetizaram o papel da tensegridade na percepção háptica. Nessa perspectiva, o próprio corpo é considerado um meio propício para a propagação e distribuição de forças mecânicas, as quais podem informar sobre os eventos que ocorrem nas mais diversas atividades. Os padrões de deformação mecânica dos tecidos seguem caminhos específicos de acordo com a arquitetura do sistema musculoesquelético. Essa propagação de forças mecânicas (a qual fornece informação sobre o estado da estrutura) é influenciado pelo meio (tecido conectivo). Assim, a rigidez tecidual apropriada pode favorecer não somente a maior responsividade a perturbações, mas também o fluxo de informação háptica (TURVEY; FONSECA, 2014).

A rigidez é considerada importante indicadora de estabilidade (GRANATA *et al.*, 2004). Na física, o termo “*stiffness*” é traduzido como rigidez, representando a resistência de um material à deformação (FONSECA, OCARINO, SILVA, 2004). A rigidez articular representa a taxa de mudança do torque de resistência oferecido pela articulação, contra um deslocamento angular causado por um torque de perturbação (FERRIS, LIANG, FARLEY, 1999; LATASH; ZATSIORSKY, 1993; MORITZ, FARLEY, 2004; SOUZA, 2008). A rigidez relaciona-se diretamente com a responsividade à forças perturbadoras, ou seja, os tecidos (sistemas) com maior rigidez são mais responsivos e atingem mais rapidamente uma magnitude suficiente de força de resistência para impedir a continuação da deformação ou do deslocamento (SOUZA, 2008). Tem sido sugerido que para haver transmissão adequada de forças dentro do sistema musculoesquelético, deve haver rigidez suficiente nos tecidos e nas conexões miofasciais (DAY, COPETTI, RUCLI, 2012; MEIJER, 2007; TURVEY, FONSECA, 2014). Existem evidências tanto em experimentos com animais quanto com seres humanos demonstrando que a

fasciotomia diminui o potencial de transmissão de força entre os tecidos por diminuir a rigidez do compartimento fascial em si e/ou por indiretamente diminuir a rigidez inter e extramusculares (KREULEN *et al.* 2003; MEIJER, 2007). Assim, infere-se que a rigidez dos tecidos determinam a fração de força transmitida e, portanto, que a transmissão de força miofascial seja influenciada por essa rigidez (MEYJER, 2007; TURVEY, FONSECA, 2014) .

Diversos estudos têm demonstrado a importância da rigidez para a manutenção da estabilidade (VAN SOEST; BOBBERT,1993, McNAIR; MARSHALL, 1994). Chiang e Potvin (2001) demonstraram que indivíduos com níveis menores de rigidez apresentaram maiores variações do centro de gravidade ao sofrerem deslocamentos inesperados. Van Soest e Bobbert (1993) verificaram que modificações na rigidez muscular foram capazes de diminuir efeitos de perturbações aplicados no tornozelo na altura máxima do salto, sendo que a ausência de tais ajustes comprometeu a altura do mesmo. Ferris, Liang, Farley (1999) demonstraram a presença de ajuste dinâmico antecipatório da rigidez vertical da perna durante a corrida em superfícies com diferentes complacências, a fim de garantir a estabilidade do centro de massa na referida atividade.

A rigidez passiva tem sido considerada uma propriedade importante para a manutenção da estabilidade funcional (SOUZA 2008; SOUZA, *et al.*, 2009; SILVA *et al.*, 2009). Durante diferentes demandas, tal propriedade é explorada pelo indivíduo e utilizada de forma a garantir estabilidade com menor custo metabólico (LORAM; MAGANARIS; LAKIE, 2007; MORITZ; FARLEY, 2004; SOUZA, 2008; SOUZA *et al.*, 2009). Em determinadas situações, a resistência passiva oferecida pelos tecidos e/ou articulação à perturbações é suficiente para produzir estabilidade. Porém, em outras circunstâncias, estes mecanismos são considerados apenas complementares à contração muscular de forma a permitir a emergência de comportamentos capazes de resistir adequadamente às perturbações, promovendo a estabilidade necessária durante a ocorrência dos eventos (SILVA *et al.*, 2009; SOUZA, 2008).

Embora a rigidez passiva esteja envolvida nos mecanismos de estabilização articular e os fenômenos de limiar de percepção de movimento e senso posicional sejam classicamente considerados determinantes para a promoção da estabilidade articular, são escassos os estudos que consideram a relação entre essas variáveis. Docherty *et al.* (2004) não evidenciaram associação entre o senso

posicional ativo e a rigidez muscular em torno do tornozelo de sujeitos com história de entorse e com queixa de instabilidade funcional. Por outro lado, Santos e Liu (2008) encontraram uma correlação positiva entre medidas de senso posicional passivo e rigidez passiva de tornozelo em sujeitos com e sem instabilidade funcional. Apesar de algumas falhas metodológicas, tais como a falta de controle da atividade eletromiográfica dos músculos em torno da articulação do tornozelo e a não correção dos torques gerados pelo peso dos segmentos corporais e dos componentes do dinamômetro no cálculo da rigidez articular passiva, que enfraqueceram as conclusões deste estudo, os resultados parecem indicar alguma dependência da acuidade proprioceptiva em fatores relacionados com propriedades passivas teciduais. Entretanto, devido às falhas metodológicas apontadas previamente no que se refere ao estudo de Santos e Li (2008) e, em função do estudo de Docherty *et al.* (2004) não ter avaliado especificamente a rigidez passiva do tornozelo o entendimento das possíveis relações entre tal propriedade (rigidez passiva do tornozelo) e acuidade proprioceptiva ainda carece de maiores investigações.

Ao considerarmos a hipótese de tensegridade da percepção háptica, a estrutura passa a ter um papel essencial para a compreensão dos mecanismos perceptuais de estabilização funcional. Diferenças no comportamento em relação a rigidez passiva podem exercer influência no potencial de transmissão de força entre os tecidos, podendo ter um papel relevante na acuidade proprioceptiva de um indivíduo. Ou seja, os achados inconsistentes e contraditórios relativos aos efeitos da lesão ligamentar na acuidade proprioceptiva podem ser explicados (pelo menos em parte) por diferenças na rigidez dos tecidos envolvidos. Nessa perspectiva, o presente estudo teve como objetivo avaliar o efeito da lesão ligamentar sobre a acuidade proprioceptiva, e estabilidade funcional e as relações entre a acuidade proprioceptiva, rigidez articular passiva e estabilidade funcional em indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo.

1.1- Objetivo geral:

Avaliar o efeito da lesão ligamentar do tornozelo sobre a acuidade proprioceptiva e estabilidade funcional e as relações entre a acuidade proprioceptiva, rigidez articular passiva e estabilidade funcional em indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo.

1.2- Objetivos específicos:

- Comparar o desempenho nas medidas de acuidade proprioceptiva (limiar de percepção de movimento e senso posicional passivo-passivo) entre os indivíduos com e sem história de lesão ligamentar.
- Comparar o desempenho no teste de estabilidade funcional Star Excursion Balance Test entre os indivíduos com e sem história de lesão ligamentar do tornozelo.
- Comparar o desempenho no questionário de estabilidade funcional do tornozelo (CAIT) entre os membros dos indivíduos com história de lesão ligamentar.
- Comparar a rigidez articular passiva em indivíduos com e sem história de lesão ligamentar do tornozelo.
- Avaliar a associação entre as medidas de acuidade proprioceptiva (limiar de percepção de movimento e senso posicional passivo-passivo) e as medidas de estabilidade funcional (Star Excursion Balance Test e CAIT) em indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo.
- Avaliar a associação entre as medidas de acuidade proprioceptiva (limiar de percepção de movimento e senso posicional passivo-passivo) e a rigidez articular passiva do tornozelo em indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo.

1.3 - Hipóteses:

H1: Os indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo apresentarão pior desempenho na medida de limiar de percepção de movimento na perna envolvida do que na perna não envolvida e quando comparados aos indivíduos sem lesão ligamentar.

H2: Os indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo apresentarão pior desempenho na medida de senso posicional passivo-passivo na perna envolvida do que na perna não envolvida e quando comparados aos indivíduos sem lesão ligamentar.

H3: O membro envolvido dos indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo apresentarão escores inferiores no CAIT quando comparados ao membro não envolvido.

H4: Os indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo apresentarão pior desempenho no Star Excursion Balance Test quando comparados aos indivíduos sem história de lesão ligamentar do tornozelo.

H5: Não haverá associação entre as medidas de acuidade proprioceptiva (limiar de percepção de movimento e senso posicional passivo-passivo) e as medidas de estabilidade funcional (CAIT e Star Excursion Balance Test) do tornozelo no membro envolvido dos indivíduos com de lesão ligamentar do tornozelo.

H6: Os indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo apresentarão menores valores de rigidez articular passiva do tornozelo quando comparados aos indivíduos sem história de lesão ligamentar do tornozelo.

H7: Os indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo e pior desempenho (maior erro absoluto) nas medidas de acuidade proprioceptiva apresentarão menor rigidez articular passiva (associação negativa) no membro envolvido.

Capítulo 2 - MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 - Amostra

Participaram do estudo 28 indivíduos, com e sem história de entorse lateral do tornozelo, de ambos os sexos com idade média de $23,75 \pm 3,51$ anos. Os critérios de inclusão para o grupo com entorse ($n=14$) foram: história de entorse lateral de tornozelo com diagnóstico médico de lesão ligamentar, que tenha acontecido em período anterior a 3 meses em relação à participação no estudo, ausência de sinais, sintomas (edema, dor) e histórico de outras lesões ou de procedimentos cirúrgicos nas extremidades inferiores. Para serem incluídos no grupo de indivíduos sem história de lesão ligamentar do tornozelo (grupo controle, $n=14$), os indivíduos também não poderiam apresentar sinais, sintomas (edema, dor), história de lesões ou ter sido submetido a procedimentos cirúrgicos nos membros inferiores. Além disso, todos os participantes do estudo não poderiam ter histórico de processos patológicos que pudessem interferir e/ ou dificultar a realização dos testes propostos. Incapacidade por parte dos voluntários de manter os músculos em torno da articulação do tornozelo relaxados durante a avaliação da rigidez articular passiva do tornozelo foi definida como critério de exclusão. Entretanto, nenhum indivíduo foi excluído do estudo. Os voluntários foram recrutados em clínicas de Belo Horizonte. Além disso, estudantes da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional e da comunidade acadêmica em geral da UFMG foram convidados, por meio de cartazes, a participar do estudo. Todos os voluntários do estudo assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, sendo informados sobre os objetivos e procedimentos do estudo. Esse projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da UFMG (Anexo I).

2.2 - Instrumentação

Para a realização dos testes de acuidade proprioceptiva e para a avaliação da rigidez passiva do tornozelo foi utilizado um dinamômetro isocinético (Biodex System 3 Pro, Shirley, EUA). A atividade elétrica dos músculos gastrocnêmio (cabeça lateral), sóleo e tibial anterior durante a medida de rigidez passiva do tornozelo foi monitorada por um eletromiógrafo MegaWin 6.0 com frequência de

coleta de 1000Hz. Para estas medidas, foram utilizados eletrodos ativos de superfície.

A fim de medir a massa e altura corporais dos participantes foi utilizada uma balança com altímetro. Os comprimentos dos pés e dos membros inferiores dos participantes foram medidos utilizando uma fita métrica. Fitas métricas, fixadas ao solo por meio de fitas adesivas, também foram utilizadas para a mensuração do alcance máximo obtido pelos voluntários no Star Excursion Balance. Para medir as amplitudes passivas das articulações do tornozelo e para a medida da posição articular do joelho e do quadril durante as avaliações de acuidade proprioceptiva e rigidez passiva do tornozelo foi utilizado goniômetro universal. Os ângulos da perna e do apoio para o pé no dinamômetro isocinético foram mensurados por meio de um inclinômetro analógico.

Para avaliação da estabilidade funcional tornozelo dos indivíduos com lesão ligamentar, foi utilizada a versão em português brasileiro do questionário Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT). O CAIT (Anexo II) foi desenvolvido para determinar se o indivíduo apresenta instabilidade funcional do tornozelo e sua gravidade (severidade). O questionário é composto por 9 itens, permitindo um escore máximo de 30 pontos. A menor pontuação indica maior severidade. Um escore menor ou igual a 27 indica a presença de instabilidade funcional do tornozelo (HILLER *et al.*, 2006; HILLER, KILBREATH, REFSHAUGE ., 2011). Esse questionário, que avalia a percepção subjetiva dos indivíduos sobre a estabilidade funcional do tornozelo, caracteriza-se por apresentar questões que envolvem diferentes demandas funcionais e tem se mostrado sensível para capturar diferenças na estabilidade entre pernas (HILLER *et al.*, 2006; NORONHA *et al.*, 2008). O CAIT foi adaptado para o português e possui validade discriminativa e alta confiabilidade (HILLER *et al.*, 2006; NORONHA *et al.*, 2008).

2.3 - Procedimentos

No primeiro contato com os participantes do estudo, todos foram instruídos a não realizarem nenhum exercício físico pelo período de 48 horas anterior aos testes propostos pelo estudo. Ao comparecerem no laboratório para a realização dos estudos, todos os participantes receberam, inicialmente, explicação sobre os procedimentos do estudo e assinaram o termo de consentimento. Os

voluntários responderam a um questionário (Apêndice I) contendo dados demográficos e questões relativas aos critérios de inclusão do estudo. Os indivíduos com história de lesão ligamentar no tornozelo responderam à versão brasileira do questionário CAIT para determinação do nível de estabilidade funcional do tornozelo.

Após a resposta aos questionários, os participantes foram submetidos às medidas de massa e altura corporais e depois encaminhados para a avaliação da acuidade proprioceptiva, rigidez articular e estabilidade funcional do tornozelo. Estas medidas foram coletadas bilateralmente durante 2 visitas ao laboratório dentro de um intervalo de 7 dias. O membro inferior dominante foi definido como o membro que preferencialmente o indivíduo usa para chutar uma bola (SOUZA, 2008).

Avaliação da Acuidade Proprioceptiva

A acuidade proprioceptiva foi avaliada por meio dos testes de limiar de percepção de movimento e senso posicional passivo-passivo. Antes do início da realização dos testes, os sujeitos receberam instruções sobre os procedimentos. Para avaliar o limiar de percepção de movimento e o senso-posicional do tornozelo, foi utilizado o modo passivo do dinamômetro isocinético, os indivíduos foram posicionados em decúbito dorsal na cadeira do dinamômetro, com as articulações do quadril e do joelho à 90° de flexão. Os olhos dos participantes foram vendados e foi colocado tampão sobre os ouvidos dos voluntários. Além disso, uma bóia inflada com ar foi posicionada de modo a envolver o pé e tornozelo dos participantes. Esses procedimentos foram adotados para evitar a influência de informações visuais, auditivas e cutâneas, respectivamente, sobre a percepção da posição do tornozelo (FIGURA 1).

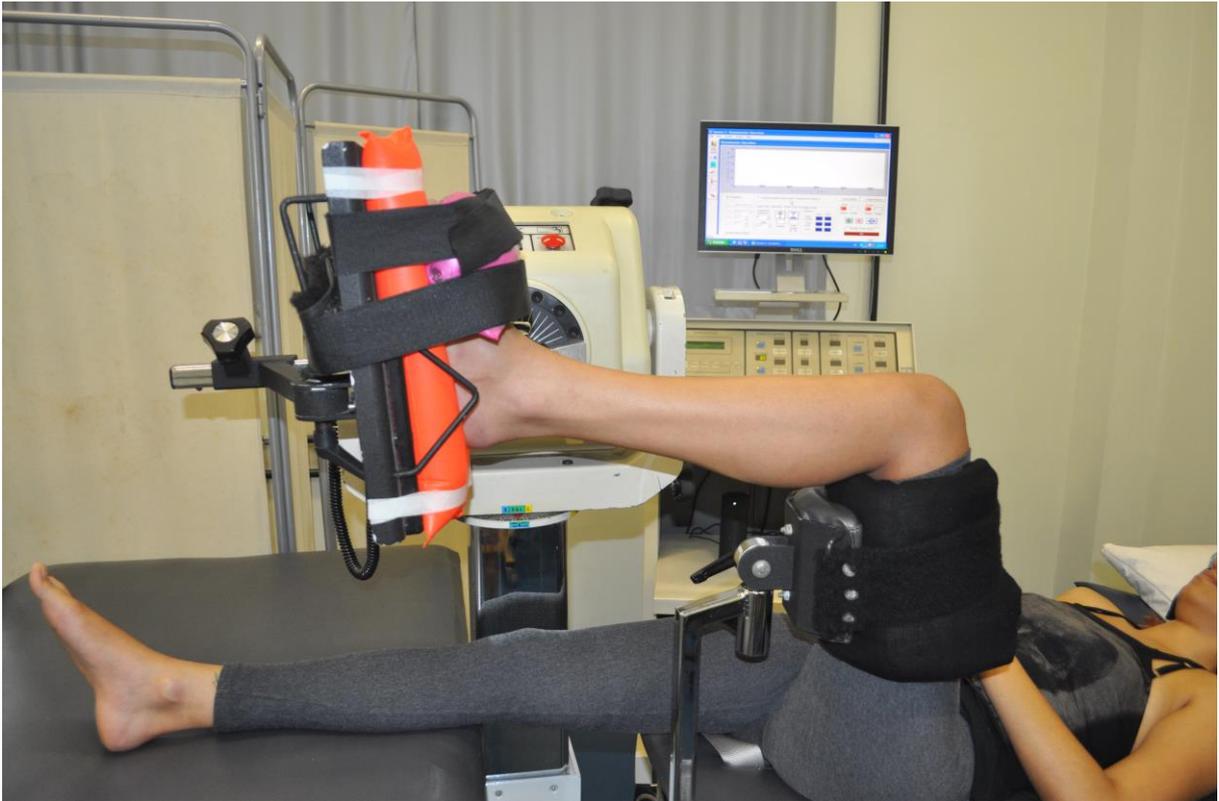


FIGURA 1. Posicionamento dos participantes no dinamômetro isocinético para avaliação da acuidade proprioceptiva.

Para avaliação do limiar de percepção de movimento, o eixo do dinamômetro foi alinhado ao maléolo lateral e o tornozelo foi posicionado a 10° de flexão plantar, correspondendo a posição de ajuste frouxo da articulação, na qual a tensão nos músculos, tendões, capsula e ligamentos é minimizada. Todos os indivíduos foram solicitados a segurar o botão “*Hold*” em sua mão dominante para que pudessem parar a alavanca do dinamômetro durante o teste, apertando-o com o polegar. A alavanca do dinamômetro isocinético moveu o tornozelo em direção a flexão plantar a uma velocidade de $2^\circ/s$. Os sujeitos foram instruídos a pressionarem o botão “*Hold*” assim que eles “percebessem qualquer movimento na articulação do tornozelo”. Nesse momento, o movimento do tornozelo foi interrompido e o ângulo do tornozelo foi registrado. Esse procedimento foi repetido três vezes.

A avaliação do senso-posicional passivo-passivo do tornozelo envolveu o posicionamento e reposicionamento passivos do tornozelo. A posição inicial da articulação do tornozelo foi fixada em 90° do ângulo perna-pé (considerada como a “posição de 0° do tornozelo”), e o ângulo alvo foi de 10° de flexão plantar. A alavanca do dinamômetro moveu passivamente o tornozelo a uma velocidade de

10⁰/s até que o ângulo alvo fosse alcançado e mantido por 5 s. Após esse tempo, o braço de alavanca retornou o tornozelo até a posição inicial e moveu passivamente o tornozelo em flexão plantar a uma velocidade de 2⁰/s. Os sujeitos foram instruídos a pressionarem o botão “*Hold*” assim que considerarem que atingiram o ângulo alvo, a fim de pararem a alavanca do dinamômetro. Neste momento, o angulo selecionado pelo participante foi registrado. A velocidade do movimento passivo foi modificada para o reposicionamento do tornozelo para que os indivíduos não pudessem usar o tempo decorrido até o ângulo inicial para auxiliar no reposicionamento ao ângulo alvo. Três medidas foram obtidas para cada um desses dois testes.

Avaliação da rigidez passiva do tornozelo

A rigidez passiva do tornozelo foi avaliada durante o movimento de flexão plantar. O movimento de flexão plantar foi escolhido por ser um movimento comumente envolvido no mecanismo de entorse lateral do tornozelo (AJIS, MAFFULLI, 2006). Inicialmente, a amplitude passiva de movimento disponível na articulação do tornozelo foi medida com a articulação do joelho posicionada em extensão completa (0° de flexão), no sentido de considerar a restrição proporcionada pelo músculo gastrocnêmio sobre a amplitude disponível. Os participantes foram orientados a manterem-se relaxados e as amplitudes máximas de dorsiflexão e flexão plantar foram definidas como as posições em que o voluntário relatou início de desconforto. Após a mensuração das amplitudes máximas do teste, foi realizada a medida do comprimento dos pés com o objetivo de fornecer dados para o cálculo do torque gravitacional do pé. Essa medida foi definida como a distância entre o maléolo lateral e a segunda articulação metatarsofalangeana (WINTER, 2005; SOUZA, 2008).

Antes do posicionamento do participante no dinamômetro isocinético, eletrodos ativos de superfície foram colocados sobre a pele na área de maior ventre dos músculos gastrocnêmio (porção lateral), sóleo e tibial anterior, com uma distância centro a centro entre eletrodos de 20 mm. Foram colocados 3 eletrodos terra no membro inferior avaliado (cabeça da fíbula, tuberosidade da tíbia e maléolo lateral). Tricotomia e limpeza da pele com álcool foram realizadas para facilitar a captura dos sinais eletromiográficos.

O participante foi posicionado na cadeira do dinamômetro isocinético, em decúbito dorsal, com o membro avaliado mantido com as articulações do quadril e o joelho à 90° de flexão. O pé foi apoiado e firmemente fixado com fitas de velcro em uma base (módulo do tornozelo) acoplada à alavanca do dinamômetro e o tornozelo mantido em posição neutra. A posição neutra do tornozelo (0°) foi definida como a posição em que a base de apoio para o pé do participante no dinamômetro estivesse em uma posição de 90° em relação à horizontal (ângulo perna-pé de 90°). O maléolo lateral do tornozelo foi alinhado com o eixo de rotação do dinamômetro e a perna foi mantida em posição horizontal. As medidas de inclinação das pernas e dos pés foram realizadas utilizando-se um inclinômetro analógico apoiado sobre a superfície anterior da tíbia e sobre a base de apoio para o pé do participante no dinamômetro, respectivamente. O membro contra-lateral foi posicionado de forma a garantir o maior conforto relatado pelo participante (FIGURA 2).

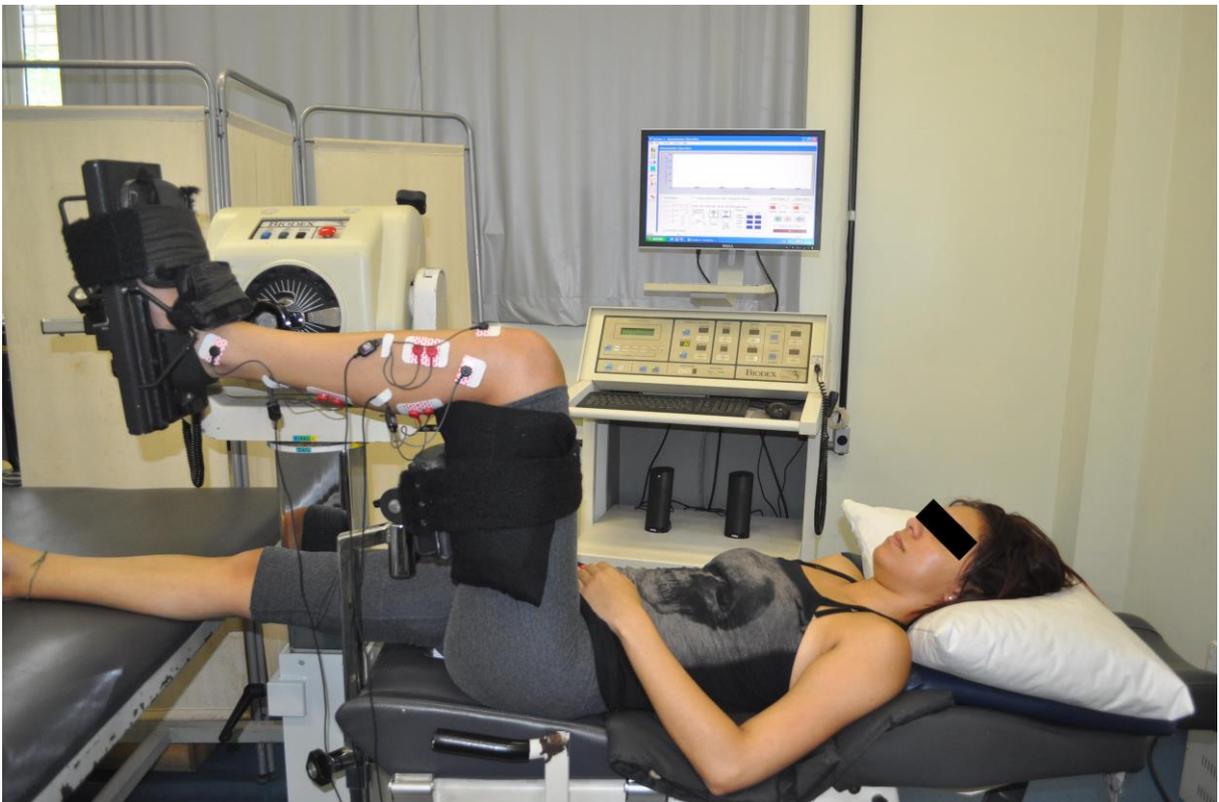


FIGURA 2. Posicionamento dos participantes no dinamômetro isocinético para avaliação da rigidez articular passiva do tornozelo.

A avaliação da rigidez passiva do tornozelo foi realizada no modo passivo do dinamômetro isocinético. O movimento em direção a flexão plantar foi realizado a uma velocidade de 5°/s, e o dinamômetro registrou os valores de torque de

resistência ao movimento. Os valores obtidos neste momento representam os torques gerados pelos tecidos articulares e pelos pesos do pé e do módulo do tornozelo. Toda a coleta foi realizada a uma frequência de 100 Hz. Foram realizadas três repetições do movimento de flexão plantar, partindo da posição máxima de dorsiflexão até a posição de máxima flexão plantar, as quais foram medidas anteriormente. Durante toda a avaliação, os participantes foram orientados a permanecer relaxados, sem tentar resistir ou ajudar os movimentos realizados pelo dinamômetro isocinético (SOUZA, 2008; SOUZA *et al.*, 2009).

Os torques passivos do tornozelo foram avaliados em uma velocidade baixa ($5^\circ/s$) a fim de minimizar a influência de forças relacionadas à viscosidade dos tecidos moles. Além disso, antes do início da avaliação, foram realizadas 5 repetições dos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão, na velocidade de $5^\circ/s$, para acomodação da resistência viscoelástica dos tecidos e para familiarização do participante com o procedimento. Após a avaliação do torque passivo do tornozelo, foi realizada uma repetição apenas com a alavanca e o módulo do tornozelo do dinamômetro isocinético, para o registro do torque resultante do peso desses componentes durante o movimento realizado. A atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmio (cabeça lateral), sóleo e tibial anterior foi monitorada durante toda a avaliação do torque passivo do tornozelo, para garantir que o torque registrado não tivesse influência de ativação muscular. Os sinais eletromiográficos foram registrados, primeiramente, com o participante em repouso, na posição inicial da avaliação para se obter o *baseline* do sinal eletromiográfico. Em seguida, foram registrados durante a avaliação do torque passivo. Esses dados foram coletados a uma frequência de 1000 Hz e processados após cada repetição utilizando uma rotina no software Matlab (The Mathworks Inc.). Os sinais eletromiográficos foram filtrados com um filtro passa-banda do tipo Butterworth de quarta ordem, com frequências de corte entre 10Hz e 500Hz. Foi considerado como representativo de atividade muscular o sinal eletromiográfico que ultrapassou dois desvios padrão do sinal obtido durante o repouso do músculo correspondente, em janelas de 100ms. As repetições em que foi identificada ativação de um ou mais músculos monitorados foram descartadas e o participante foi reorientado a se manter em repouso, para a realização de uma nova medida (SOUZA, 2008; SOUZA *et al.*, 2009).

Avaliação da Estabilidade Funcional - Star Excursion Balance Test

O *Star Excursion Balance Test* (SEBT) é um teste de estabilidade dinâmica que tem sido considerado efetivo e clinicamente aplicável provendo uma avaliação acurada da função da extremidade inferior (THORPE; EBERSOLE, 2008). Este teste é descrito como um teste funcional que quantifica o alcance da extremidade inferior enquanto desafia os limites de estabilidade individuais (OLMSTED *et al.*, 2002). Assim, o SEBT avalia o máximo de alcance do membro inferior em diferentes direções, mantendo o membro contralateral em apoio unipodal. Originalmente esse teste foi descrito de forma que o indivíduo tivesse que realizar o alcance em 8 diferentes direções. Entretanto, em função da redundância entre tais direções, foi sugerido a simplificação do mesmo (HERTEL *et al.*, 2006; PLISKY *et al.*, 2006). Para fins do presente estudo, três fitas métricas cruzando o mesmo ponto central foram fixadas no solo utilizando fitas adesivas. O examinador fez uma demonstração visual e verbal do procedimento do teste. Inicialmente, o indivíduo ficou no centro da marcação e durante todo o teste manteve ambas as mãos sobre os quadris. Durante o procedimento deste teste, o indivíduo, em apoio unipodal sobre o cruzamento das linhas (centro) (mantendo a parte mais distal do hálux do membro em apoio no centro do cruzamento), foi instruído a alcançar, com a parte distal do pé contra-lateral, a maior distância possível em cada uma das direções (anterior, póstero-medial e póstero lateral) e posteriormente retornar para posição inicial (PLISKY *et al.*, 2006). O indivíduo foi orientado a manter, durante todo o tempo do teste, o calcanhar do membro em apoio sobre o solo (FIGURA 3). Para familiarização foram realizadas 4 repetições em cada direção para ambos os membros e foi permitido 5 minutos de descanso antes de iniciar o registro do teste (HOCH *et al.*, 2012; ROBINSON, GRIBBLE, 2008).

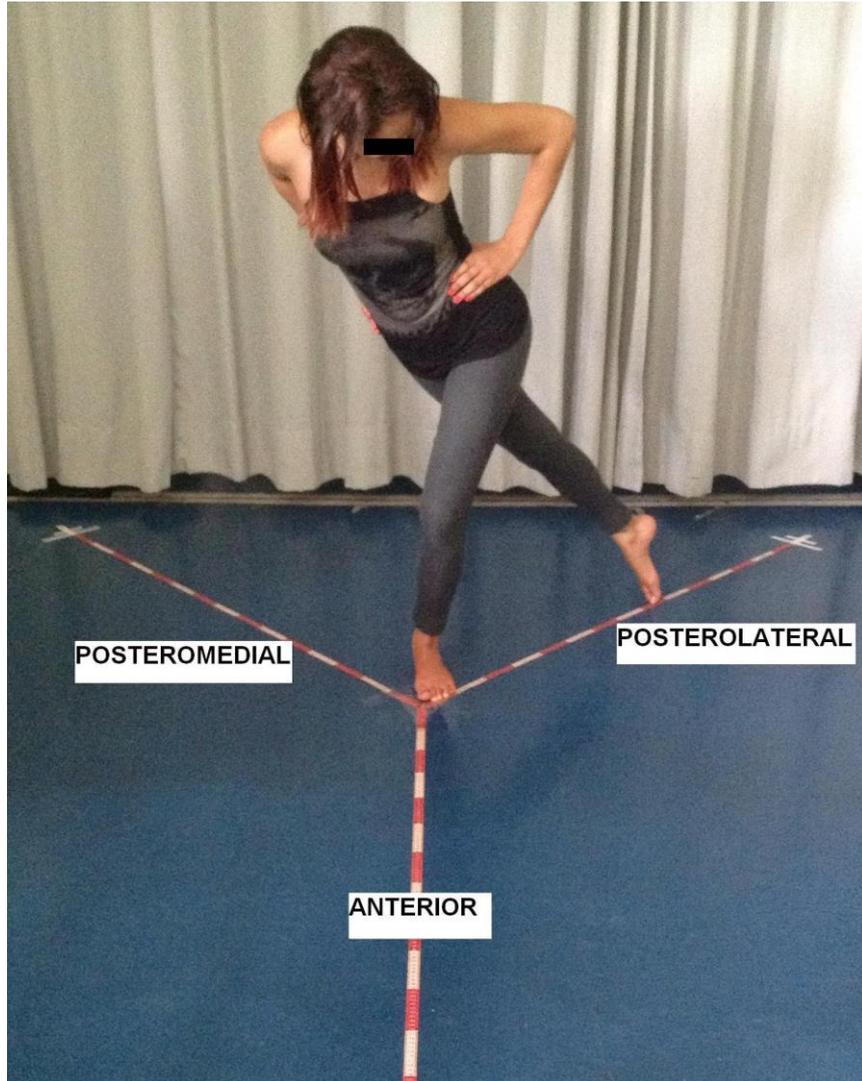


FIGURA 3. Star Excursion Balance Test com as direções de execução do teste considerando o membro em apoio como referência.

Para o teste, foram solicitadas três repetições do alcance em cada direção. A tentativa não foi considerada válida e o indivíduo foi instruído a repeti-la, caso ele/ela: 1) não conseguisse manter o apoio em um único membro e o calcanhar do membro em apoio não permanecesse em contato com o solo; 2) transferisse o peso para que o pé de alcance em qualquer direção; 3) não retornasse o pé à posição inicial antes de iniciar outra posição (PLISKY *et al.*, 2006). A distância percorrida para cada uma das três repetições nas três direções de alcance foi registrada.

Para fins de normalização, foram realizadas as medidas de comprimento dos membros inferiores com o indivíduo posicionado na maca em decúbito dorsal

obtendo-se a distância da espinha íliaca ântero-inferior ao maléolo medial de cada um dos membros avaliados (HOCH *et al.*, 2012; MAGEE, 2002).

2.4 - Redução dos dados

A fim de se obter as variáveis dependentes do estudo, os dados brutos obtidos nos testes de limiar de percepção do movimento (LPM), senso posicional passivo-passivo (SPPP), rigidez articular passiva do tornozelo (RAPT) e Star Excursion Balance Test composto (SEBT composto) foram posteriormente processados.

Cálculo das variáveis de acuidade proprioceptiva

O limiar de percepção do movimento foi obtido à partir do valor médio do ângulo percorrido pela alavanca do dinamômetro isocinético até o momento da interrupção do movimento pelo participante nas três repetições. O ângulo percorrido foi calculado como o ângulo final menos o ângulo inicial de 10° de flexão plantar de tornozelo. O erro absoluto de reposicionamento do teste senso posicional passivo-passivo foi obtido pela média da diferença absoluta entre o ângulo alvo e o ângulo escolhido pelos indivíduos considerando as três repetições (FONSECA *et al.*, 2005).

Medida de rigidez articular passiva do tornozelo

A medida da rigidez articular passiva do tornozelo foi obtida por meio do cálculo da inclinação média da curva torque-ângulo obtida durante o movimento de flexão plantar do tornozelo. O torque e o ângulo de movimento articular passivo do tornozelo foram obtidos pelo programa do próprio dinamômetro isocinético, que registrou o deslocamento angular da articulação e o torque total presente durante o movimento de flexão plantar, em toda a amplitude disponível. O torque total inclui os valores de torque gerados pelos tecidos articulares, pelos pesos do pé do participante e da base de apoio para o pé (módulo do tornozelo) e o torque gerado pela alavanca do dinamômetro. Os dados de torque total e deslocamento angular foram transferidos para um microcomputador e posteriormente processados utilizando-se uma rotina desenvolvida no software Matlab (The Mathworks Inc.). Esses dados foram filtrados com um filtro passa-baixa do tipo Butterworth de quarta ordem, com frequência de corte de 1,25Hz. O torque produzido pelos pesos da base

de apoio para o pé e da alavanca, em cada instante da avaliação foi fornecido pelo *software* do dinamômetro isocinético, durante a avaliação do movimento da alavanca sem o indivíduo testado. Para o cálculo do torque do peso do pé sobre o eixo articular do tornozelo, nas posições assumidas por essa articulação durante a avaliação isocinética, foi criado um modelo biomecânico, constituído pelo segmento pé em torno de um eixo látero-medial que representou a articulação do tornozelo. O peso do pé e a distância linear do centro de massa desse segmento até o eixo látero-medial do tornozelo foram obtidos através da tabela antropométrica de Dempster, para cada participante, de acordo com sua massa corporal e comprimento do pé. Dessa forma, a distância perpendicular entre o centro de massa do pé e o eixo da articulação do tornozelo, durante cada repetição da coleta, foi determinada pela equação:

$$L_p(\text{CM})_i = \text{Sen} (180^\circ - \theta_i) \times L(\text{CM}) \quad (\text{Equação 1})$$

em que $L_p(\text{CM})$ é a distância perpendicular entre o centro de massa do pé e o eixo da articulação do tornozelo, θ é o ângulo do tornozelo, $L(\text{CM})$ é a distância linear entre o centro de massa do pé e o eixo da articulação do tornozelo, e $i =$ instante 1, 2, ..., n.

A partir dos valores obtidos para a $L_p(\text{CM})$, foi calculado o torque gerado pelo peso do pé na articulação do tornozelo através da equação:

$$T_{pi} = P \times L_p(\text{CM})_i \quad (\text{Equação 2})$$

em que T_p é o torque gerado pelo peso do pé, P é o peso do pé, e $i =$ instante 1, 2, ..., n.

O torque elástico passivo do tornozelo foi obtido subtraindo-se, do torque total, os torques gerados pelos pesos dos componentes do dinamômetro e pelo peso do pé, em cada instante da avaliação (SOUZA, 2008; SOUZA *et al.*, 2009).

A variável rigidez passiva do tornozelo em Nm/rad foi calculada como a inclinação média da curva torque-ângulo na angulação entre 0° e 20° de flexão plantar do tornozelo. Essa amplitude incluiu o ângulo alvo escolhido durante os testes de acuidade proprioceptiva (10° de flexão plantar), que é considerado um ângulo no qual a tensão capsular, tendinosa, muscular e ligamentar é mínima (MAGEE, 2002). Dessa forma, o cálculo da rigidez articular passiva de cada uma das três repetições considerou a relação entre os valores absolutos do torque elástico passivo do tornozelo e as posições dessa articulação na amplitude de 0° a 20° de flexão plantar do tornozelo. A variável dependente do presente estudo (rigidez articular passiva do tornozelo) foi calculada, portanto, como a inclinação média da curva torque-ângulo sendo consideradas os valores de rigidez articular passiva das três repetições do movimento de flexão plantar na amplitude de 0 a 20°. A fim de comparar os sujeitos, os valores dessa variável foram normalizadas pelo peso corporal (Nm/rad/Kg).

Cálculo do Star Excursion Balance Test composto (SEBT composto)

A média de alcance para cada uma das três direções foi calculada à partir do registro da distância percorrida (em centímetros) considerando as três repetições para cada direção de alcance. Tais médias foram utilizadas para o cálculo da variável dependente do estudo SEBT composto, que consiste num escore total, considerando a média de alcance normalizada pelo comprimento do membro das três direções do teste (anterior, pósteromedial e pósterolateral). Dessa forma, a pontuação do SEBT composto foi calculada como a soma das distâncias média dos alcances para cada uma das direções dividida por 3 vezes o comprimento do membro e multiplicado por 100 (PLISKY *et al.*, 2006)

2.5 - Análise Estatística

Estatísticas descritivas foram obtidas para caracterizar a amostra em relação aos dados demográficos e para descrição das variáveis investigadas no estudo. O teste Shapiro-Wilk revelou que as variáveis dependentes do presente estudo apresentavam distribuição normal. Para as ANOVAs propostas os membros

foram pareados da seguinte forma: o membro não dominante do grupo controle foi considerado correspondente ao membro envolvido do grupo entorse, enquanto o membro dominante do grupo controle foi considerado o membro correspondente ao membro não envolvido do grupo entorse. Todos os indivíduos tinham o lado direito como membro dominante.

Análises de variância (ANOVAs) mistas com uma fator independente (grupo) e um fator de medida repetida (membro) foram utilizadas para se testar os efeitos principais grupo e membro bem como a interação grupo \times membro nas variáveis limiar de percepção de movimento, senso posicional passivo-passivo, rigidez passiva do tornozelo e estabilidade funcional do tornozelo (à partir do *Star Excursion Balance Test* composto). Contrastes pré-planejados foram utilizados para localizar as diferenças reveladas pela ANOVA, de acordo com as hipóteses propostas.

Teste t de *student* pareado foi utilizado para verificar possíveis diferenças entre os membros dos indivíduos com história de lesão ligamentar em relação à estabilidade funcional do tornozelo medida por meio do CAIT.

Correlação Produto-Momento de Person foi utilizada para verificar possíveis associações no membro envolvido dos sujeitos com história de lesão ligamentar do tornozelo entre as variáveis limiar de percepção de movimento (LPM) e senso posicional passivo-passivo (SPPP) com o SEBT composto, CAIT e rigidez passiva do tornozelo. Em todas as análises foi considerado o nível de significância (α) de 0,05.

Capítulo 3 - RESULTADOS

A Tabela 1 descreve os dados demográficos dos voluntários do estudo nos grupos entorse (n=14) e controle (n=14). Não houve diferença entre os grupos entorse e controle em relação à idade, massa corporal e altura.

Tabela 1. Média (desvio padrão) dos dados descritivos dos sujeitos nos grupos Entorse e Controle

Grupo	Idade (anos)	Massa Corporal (kg)	Altura (m)	Sexo (F/M)
Entorse	24,36 (3,84)	64,84 (10,69)	1,69 (0,06)	8/6
Controle	23,14 (3,18)	60,88 (11,12)	1,66 (0,10)	8/6

Estatísticas descritivas (média e desvio padrão) das variáveis dependentes do estudo: limiar de percepção de movimento, senso posicional passivo-passivo, rigidez articular passiva do tornozelo, SEBT composto para os grupos entorse (n=14) e controle (n=14) estão apresentadas na Tabela 2. A média e desvio padrão dos escores do CAIT para os membros envolvidos e não envolvidos do grupo entorse também estão apresentadas na Tabela 2.

Tabela 2. Média (desvio padrão) das variáveis relacionadas à acuidade proprioceptiva (LPM e SPPP); estabilidade funcional (SEBT composto e CAIT) e rigidez passiva do tornozelo dos grupos entorse e controle.

Variáveis	Grupo Entorse		Grupo Controle	
	Membro Envolvido	Membro Não Envolvido	Membro Correspondente Envolvido	Membro Correspondente Não envolvido
LPM (°)*	2,38 (0,75)**	2,00 (0,69)	1,43 (0,44)**	1,88 (0,70)
SPPP (°)	3,12 (1,47)	3,03 (1,68)	3,50 (1,94)	3,07 (1,72)
SEBT composto (%)	81,61 (9,86)**	83,51 (9,92)**	87,68 (6,67)	85,19 (8,81)
Rigidez passiva (Nm/rad/Kg)	0,08 (0,02)	0,08 (0,02)	0,09 (0,01)	0,09 (0,01)
CAIT	18,79 (5,41)***	28,79 (2,05)***		

*Efeito principal grupo; **efeito de interação; ***diferença entre membros.

Acuidade Proprioceptiva

Limiar de Percepção de Movimento

A ANOVA MISTA revelou diferença na medida de limiar de percepção de movimento entre os grupos entorse e controle ($F = 6,612$; $p = 0,016$), com pior desempenho no grupo entorse. Não foram evidenciadas diferenças considerando o efeito principal membros ($F = 0,070$; $p = 0,793$). Foi demonstrada interação entre os fatores grupos e membros ($F = 9,621$; $p = 0,005$). Os contrastes pré planejados revelaram um pior desempenho no membro envolvido do grupo entorse quando comparado ao membro correspondente no grupo controle ($t = 4,103$; $p = 0,001$). Não foi verificada diferença na medida de limiar de percepção de movimento entre os membros envolvido e não envolvido do grupo entorse ($t = 1,911$; $p = 0,078$).

Senso posicional passivo-passivo

A ANOVA mista não demonstrou diferença estatisticamente significativa no teste de senso-posicional passivo-passivo entre membros ($F = 0,623$; $p = 0,437$), grupos ($F = 0,256$; $p = 0,703$) ou na interação membros \times grupos ($F = 0,256$; $p = 0,617$).

Estabilidade funcional

SEBT composto

A ANOVA mista revelou que houve interação entre membros e grupos ($F = 6,963$; $p = 0,014$), sendo que o membro envolvido do grupo entorse apresentou pior desempenho no teste quando comparado ao membro não envolvido desse grupo ($F = 0,209$; $p = 0,003$). Essa análise não revelou efeitos principais grupos ($F = 1,413$; $p = 0,245$) ou membros ($F = 0,126$; $p = 0,725$).

CAIT

O teste t-pareado revelou diferença significativa entre os membros envolvido e não envolvido do grupo entorse ($t = -7,052$; $p = 0,000$), sendo que o membro envolvido apresentou valores inferiores aos do membro não envolvido.

Rigidez articular passiva do tornozelo

A ANOVA mista não revelou diferença estatisticamente significativa na variável rigidez articular passiva do tornozelo entre membros ($F = 0,003$; $p = 0,960$), grupos ($F = 2,583$; $p = 0,120$) ou interação entre membros \times grupos ($F = 0,057$; $p = 0,814$).

Correlações no membro envolvido do grupo entorse

A Tabela 3 descreve a os valores de correlação entre as variáveis dependentes do estudo: limiar de percepção de movimento (LPM), senso posicional passivo-passivo (SPPP), SEBT composto e CAIT do membro envolvido do grupo entorse.

Tabela 3. Correlação (coeficiente de correlação de *Pearson*) entre as medidas de acuidade proprioceptiva (LPM e SPPP) e as medidas de rigidez passiva do tornozelo e estabilidade funcional (SEBT composto e CAIT) do membro envolvido do grupo entorse.

Acuidade Proprioceptiva	Rigidez passiva	SEBT composto	CAIT
LPM	-0,173 ($p=0,554$)	0,102 ($p=0,728$)	0,332 ($p=0,247$)
SPPP	-0,429 ($p=0,126$)	-0,307 ($p=0,285$)	-0,123 ($p=0,675$)

O coeficiente de correlação de *Pearson* não demonstrou relação linear entre as variáveis estudadas: acuidade proprioceptiva (LPM e SPPP), estabilidade funcional (SEBT composto e CAIT) e rigidez articular passiva do tornozelo. A ausência de correlação observada pode sugerir que as variáveis investigadas podem estar associadas de forma não linear, o que não seria revelado pela análise utilizada.

Para contornar o problema de possível ausência linearidade nas associações investigadas, foi realizada uma análise complementar que permitisse revelar uma possível influência da rigidez sobre a acuidade proprioceptiva e a contribuição da e estabilidade funcional sobre a acuidade proprioceptiva de indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo. Neste sentido, os indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo foram divididos em dois grupos: “melhor acuidade proprioceptiva” e “pior acuidade proprioceptiva”. Para que fossem agrupados, foram considerados os percentis 33,33% e 66,66% dos valores relativos ao erro absoluto da variável limiar de percepção de movimento do membro envolvido desses indivíduos. Essa variável foi selecionada devido ao fato de ter sido observada uma diferença entre grupos na comparação das médias. Aqueles indivíduos que tinham valores iguais ou inferiores ao percentil 33,33% (terço inferior dos valores de limiar

de percepção de movimento, que corresponde a um melhor desempenho no teste) foram classificados como “melhor acuidade proprioceptiva” (n=5). Os indivíduos que tinham valores iguais ou superiores ao percentil 66,66% (terço superior dos valores de limiar de percepção de movimento, que corresponde a um pior desempenho no teste) foram classificados como “pior acuidade proprioceptiva” (n=5). A média e desvio padrão das variáveis relacionadas à estabilidade funcional (SEBT composto e CAIT) e rigidez passiva do tornozelo dos grupos com “melhor acuidade proprioceptiva” (n=5) e “pior acuidade proprioceptiva” (n=5) estão descritas na Tabela 4.

Tabela 4. Média (desvio padrão) das variáveis relacionadas à estabilidade funcional (CAIT e SEBT composto) e rigidez passiva do tornozelo dos grupos categorizados pelo limiar de percepção de movimento em “melhor acuidade proprioceptiva (n = 5) e “pior acuidade proprioceptiva” (n = 5).

	“Melhor acuidade”	“Pior acuidade”	Valor <i>p</i>
CAIT	16,80 (6,26)	21,80 (4,76)	0,193
SEBT composto (%)	77,90(12,98)	81,81 (6,22)	0,561
Rigidez Passiva (Nm/rad/Kg)	0,09 (0,02)	0,07 (0,02)	0,048*

O teste-t de *student* independente demonstrou que indivíduos com pior acuidade proprioceptiva (maior erro absoluto na medida de limiar de percepção de movimento) apresentaram menor rigidez passiva de tornozelo ($t = 2,335$, $p = 0,048$). Não foram evidenciadas diferenças nas medidas de estabilidade funcional (SEBT composto: $t = - 0,607$; $p = 0,561$ e CAIT: $t = - 1,421$; $p = 0,193$) entre os grupos “melhor acuidade proprioceptiva” e “pior acuidade proprioceptiva”.

Capítulo 4 - DISCUSSÃO

O presente estudo avaliou o efeito da lesão ligamentar do tornozelo sobre a acuidade proprioceptiva e a estabilidade funcional e as relações entre a acuidade proprioceptiva, rigidez articular passiva e estabilidade funcional em indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo. Os resultados nos revelaram que, apesar dos indivíduos com história de lesão ligamentar terem apresentado pior desempenho no teste de limiar de percepção de movimento, a acuidade proprioceptiva não está associada à estabilidade funcional do tornozelo avaliada no membro envolvido. Por outro lado, a comparação entre os indivíduos com lesão ligamentar com melhor e pior acuidade proprioceptiva revelou maior rigidez articular do tornozelo nos indivíduos com melhor desempenho no limiar de percepção de movimento. Este achado sugere uma relação entre a acuidade proprioceptiva e propriedades teciduais passivas.

No presente estudo, embora tenha sido evidenciada diferença no limiar de percepção de movimento entre os indivíduos do grupo controle e do grupo entorse, não foram evidenciadas diferenças entre os membros envolvido e não envolvido do grupo entorse. Estes achados confirmam parcialmente a hipótese 1 do estudo. Além disso, não houve diferença entre grupos ou entre pernas em relação ao senso posicional passivo-passivo. Este último achado refuta completamente a hipótese 2 do presente estudo. O fato de não terem sido evidenciadas diferenças entre os membros envolvido e não envolvido do grupo entorse (tanto em relação ao limiar de percepção de movimento, quanto em relação ao senso posicional passivo-passivo) revela que a lesão ligamentar não teve um forte efeito sobre a acuidade proprioceptiva. Em teoria, a lesão ligamentar afetaria a captura de informações proprioceptivas na articulação do tornozelo devido a perda de informações fornecidas por mecanorreceptores (FREEMAN; DEAN; HANHAN, 1965; ZINDER *et al.*, 2009). Entretanto, a ausência de déficits entre pernas sugere que, possivelmente, os mecanorreceptores ligamentares não tem um papel primário na propriocepção (AQUINO *et al.*, 2004; FONSECA *et al.*, 2005).

Uma possível explicação para a ausência de déficits entre as pernas dos indivíduos com lesão ligamentar é que a propriocepção tem característica

multimodal e não depende somente de receptores específicos de ligamentos (FONSECA *et al.*, 2005). Essa evidência é corroborada pela ausência de demonstração de déficits proprioceptivos diante da ausência de informações oriundas de receptores articulares após anestesia em diferentes articulações (KONRADSEN, RAVN E SORENSEN, 1993; ZUCKERMAN *et al.*, 1999). Outra evidência condizente com esse achado é a demonstração de ausência de diferenças entre pernas no desempenho em testes proprioceptivos em indivíduos submetidos à artroplastia de joelho, com ou sem preservação de ligamentos (BARACK *et al.*, 1983). Recentemente, tem sido destacado o papel primordial dos fusos musculares como fonte de informação proprioceptiva, bem como o papel das fâscias como elemento integrador que garante a continuidade estrutural dos tecidos corporais, facilitando a transmissão de forças entre os elementos do sistema músculo-esquelético (FONSECA *et al.*, 2005; CARVALHAIS *et al.*, 2013; HUIJING, 2009). Assim, é possível que a perda de informação proprioceptiva oriundas de receptores ligamentares seja pouco relevante, em face às informações geradas por outros receptores presentes em cápsulas, tendões, músculos e fâscias (FONSECA *et al.*, 2005). Entretanto, embora não tenham sido encontradas diferenças entre os membros envolvido e não envolvido do grupo entorse é necessário considerar que essa ausência de diferenças pode ser devido ao tamanho amostral, uma vez que o poder estatístico para essa análise foi de apenas 40%. Porém, ressalta-se que essa amostra foi suficiente para demonstrar diferenças tanto entre grupos quanto entre a perna envolvida do grupo entorse e a perna correspondente do grupo controle. Isso reforça o argumento de que, possivelmente, déficits locais sejam menos relevantes e, portanto, a acuidade proprioceptiva não dependa somente de informações oriundas de receptores articulares.

Entre as medidas de acuidade proprioceptiva, apenas o limiar de percepção de movimento apresentou diferença entre grupos, sendo que os indivíduos do grupo entorse apresentaram pior desempenho nesse teste. Essa medida tem sido considerada uma medida mais estável do que o senso posicional passivo-passivo (FRIDÉN, *et al.*, 2001). No presente estudo, analisando o desvio padrão dessas medidas, pôde-se verificar que o limiar de percepção de movimento apresentou menor variabilidade, o que confirma a maior estabilidade dessa medida. Além disso, foi observado que, em termos de média de erro absoluto, os valores do senso posicional foram maiores em ambos os grupos. Tem sido sugerido que erros na

percepção do ângulo de posição articular poderiam prejudicar o posicionamento do tornozelo, por exemplo, durante o contato do pé no solo durante a marcha ou durante a aterrissagem após um salto (HUGHES; ROCHESTER, 2008). Porém esta ideia tem sido questionada em vários aspectos. Primeiramente, há que se ponderar se realmente a informação perceptual relevante para a função seja o conhecimento do ângulo articular de um determinado segmento. Em estudos em que os participantes foram solicitados a alinhar um membro em relação ao outro, tem sido demonstrado que a base informacional para a execução da tarefa não se fundamenta em ângulos articulares, mas na distribuição de massa em torno da articulação testada (PAGANO; TURVEY, 1995; PAGANO; GARRETT; TURVEY, 1996).

Quando consideramos os erros médios observados no presente estudo (em torno de 3° de reposicionamento articular), tanto nos indivíduos com quanto nos sem história de lesão, em um movimento realizado em apenas um plano de uma única articulação e em uma velocidade que geralmente não é exigida em demandas funcionais (2°/seg), pode-se questionar até que ponto a percepção e replicação de ângulos articulares sejam importantes para a promoção dos mecanismos de estabilização articular. Deve-se ressaltar que, frequentemente, tem sido proposto que os ajustes para a promoção da estabilização seriam fundamentados em respostas a estímulos baseado na correção de erros de percepção e/ou em modelos internos de formas reativas ou pré-programadas, através de mecanismos de feedback e feedforward (SWANIK *et al.*, 1997; DOCHERTY *et al.*, 2004; GUTIERREZ; KAMINSKY; DOUEX, 2009; AQUINO *et al.*, 2004; FONSECA, OCARINO, SILVA, 2004; HOLMES; DELAHUNT, 2009). Entretanto, considerando as múltiplas e complexas interações intersegmentares exigidas nas mais diversas atividades funcionais, parece pouco provável que tais mecanismos sejam eficientes para a promoção da estabilização, uma vez que ao eliciar determinada contração muscular para a correção de um movimento articular ocorreria novas perturbações em outras articulações (AQUINO *et al.*, 2004; FONSECA, OCARINO, SILVA., 2004). Dessa forma, embora o senso posicional seja um fenômeno frequentemente estudado, baseado nos resultados do presente estudo que, também, não demonstrou associação dessa medida com a estabilidade funcional do tornozelo, é possível questionar se a percepção de ângulos articulares esteja realmente

envolvida nos mecanismos de estabilização funcional. Especulativamente, estabilização articular deve ser compreendida como um processo adaptativo contínuo que garanta resistência às perturbações e não como frequentemente discutido em termos de estímulo-resposta ou envolvendo a utilização de um programa motor para estabilização baseado em experiências prévias (FONSECA, OCARINO, SILVA, 2004; AQUINO *et al.*, 2004).

O déficit no limiar de percepção de movimento observado no presente estudo foi semelhante aos resultados encontrados por Refshauge *et al.* (2003) que também encontraram pior desempenho na percepção (detecção) de movimento passivo entre indivíduos com história de entorse recorrente e o grupo controle nas três velocidades de teste analisadas (0,1°/s; 0,5°/s e 2,5°/s). Similarmente aos nossos resultados, Hubbard e Kaminski (2002) também não evidenciaram diferença entre os membros no limiar de percepção de movimento passivo na velocidade de 0,5°/s. Por outro lado, Noronha *et al.* (2008) não encontraram diferenças em três velocidades de teste analisadas (0,1°/s; 0,5°/s; 2,5°/s) na detecção da direção dos movimentos de inversão ou eversão entre os grupos (instabilidade, controle interno e controle externo). Diferentemente de nosso estudo, Garn e Newton (1988) verificaram déficits no limiar de percepção entre os membros envolvido e não envolvido de 30 atletas com história de múltiplos entorses. Os relatos da literatura em relação aos déficits de senso posicional passivo em decorrência de lesões ligamentares também são controversos. Por exemplo, enquanto Gross (1987) e Willems *et al.* (2005) não observaram, assim como em nosso estudo, diferenças no senso posicional entre sujeitos com e sem história de entorse, Boyle e Negus (1998) demonstraram maiores erros no senso posicional do tornozelo do membro lesionado de indivíduos com história de entorse recorrente. Diferenças metodológicas quanto ao(s) movimento(s), ângulo(s), velocidade(s) testada(s), utilização ou não do grupo controle, instrumento e protocolo de avaliação utilizado podem ajudar a explicar os achados contraditórios entre os estudos. Além disso, a propriocepção pode ser possivelmente influenciada por fatores estruturais individuais, tais como a rigidez articular passiva. Infelizmente, em nenhum desses estudos foi considerada a possível influência destes fatores no desempenho dos testes de acuidade proprioceptiva.

Foram observadas diferenças entre o membro envolvido e o membro não envolvido dos indivíduos com lesão ligamentar no CAIT, de acordo com a hipótese 3. Todos os indivíduos com lesão ligamentar apresentaram, no membro envolvido, diferentes graus de severidade, mas com escores inferiores à 27 no questionário CAIT (indicativo de instabilidade funcional do tornozelo) (HILLER *et al.*, 2006; HILLER, KILBREATH, REFSHAUGE, 2011). Este fato comprova que os indivíduos com história de lesão ligamentar participantes do presente estudo apresentavam instabilidade no tornozelo lesado. Entretanto, apesar desses indivíduos demonstrarem instabilidade funcional, esta instabilidade não foi associada aos déficits proprioceptivos. Coerentes com esses achados, as medidas de acuidade proprioceptiva analisadas por Noronha *et al.* (2007) e Pourkazemi *et al.* (2012) não foram associadas ao CAIT. Este fato sugere que déficits proprioceptivos não podem explicar a instabilidade percebida pelos indivíduos com lesões ligamentares do tornozelo (POURKAZEMI, 2012).

Os déficits de alcance no membro envolvido quando comparados ao membro não envolvido do grupo entorse observados no SEBT são consistentes com achados de outros investigadores (GRIBBLE *et al.*, 2004; HERTEL *et al.*, 2006; OLMSTED *et al.*, 2002). Estes autores verificaram, também, pior desempenho no membro envolvido quando comparado ao membro correspondente ao envolvido do grupo controle (GRIBBLE *et al.*, 2004; HERTEL *et al.*, 2006; OLMSTED *et al.*, 2002). Na realidade, no presente estudo, as análises post-hoc da interação Perna x Grupo indicaram que a diferença entre o membro lesado e o membro correspondente do grupo controle aproximou significância ($p=0,07$). Este fato sugere que, talvez, o tamanho amostral do presente estudo não tenha sido suficiente para capturar a diferença existente. Entretanto, algumas diferenças metodológicas podem justificar diferenças entre os resultados dos estudos. Por exemplo, Olmsted *et al.* (2002) não utilizaram o procedimento de normalização do alcance pelo comprimento do membro, um procedimento que tem sido proposto para permitir uma comparação mais adequada da performance entre grupos. Além disso, nos estudos de Olmsted *et al.* (2002) e Hertel *et al.* (2006) o alcance foi realizado nas 8 direções originais do teste e no estudo Gribble *et al.*, 2004 o alcance foi realizado nas direções anterior, medial e posterior. Em função da redundância na performance entre as direções de alcance e as sugestões mais recentes de se utilizar uma forma simplificada de

resultados do teste (HERTEL, *et al.*, 2006; PLISKY, *et al.*, 2006), no presente estudo, optou-se por realizar o procedimento utilizando o escore composto computado a partir do alcance obtido em apenas três direções (anterior, pósteromedial e pósterolateral), as quais mostraram alta confiabilidade teste-reteste no presente estudo. Entretanto, poucos estudos utilizaram o escore composto do teste, o que dificulta a comparação entre os resultados.

Durante o alcance no teste SEBT, são requeridas ADM de dorsiflexão do tornozelo, flexão do quadril e do joelho do membro em apoio unipodal, sendo inferido a necessidade de força e propriocepção adequadas para a realização do teste (HOCH *et al.*, 2012). Além disso, tem sido demonstrado que o desempenho nesse teste depende das amplitudes de movimento do quadril e joelho e tornozelo para as três direções do teste, apesar que a dorsiflexão do tornozelo seja particularmente importante para o alcance do membro inferior na direção anterior (GRIBBLE *et al.*, 2004; HOCH *et al.*, 2012). Assim, este teste avalia de modo mais amplo as condições do indivíduo e seus resultados podem ser comprometidos por alterações do sistema musculoesquelético em outras regiões além do tornozelo. Dessa forma, é possível que a assimetria de desempenho entre os membros dos sujeitos com história de lesão ligamentar esteja nos revelando aspectos globais da condição dos indivíduos. Ao consideramos a exigência global imposta por esse teste funcional que desafia a estabilidade do indivíduo, reforça o entendimento de que os possíveis mecanismos associados à estabilidade funcional não podem ser compreendidos numa perspectiva de análise apenas local.

As diferenças entre pernas reveladas pelas medidas de estabilidade funcional (SEBT e CAIT) do presente estudo, não foram acompanhadas por diferenças nas medidas de acuidade proprioceptiva, como antecipado na hipótese 5. Mesmo nas comparações entre os grupos com “melhor” e “pior” acuidade proprioceptiva (no membro envolvido) dos indivíduos com lesão ligamentar, não foram encontradas diferenças na estabilidade funcional, tanto no CAIT quanto no SEBT. A ausência de associação entre as medidas de estabilidade funcional e as medidas de acuidade proprioceptiva são compatíveis com os achados de Noronha *et al.* (2007), que também não verificaram associação entre as medidas de acuidade proprioceptiva (detecção de movimento) e os escores do CAIT, bem como entre as medidas proprioceptivas e o *Landing Test* e o *Hopping Test* (ambos testes

funcionais que exigem diferentes demandas quanto à estabilização articular). Também não foram verificadas diferenças nas medidas de acuidade proprioceptiva e nos testes funcionais entre o membro lesado, membro não lesado e membro controle. Assim, os autores concluíram que déficits na acuidade proprioceptiva não é o maior fator de contribuição para a instabilidade funcional do tornozelo. Nessa perspectiva, baseado nos resultados do presente estudo, põe-se em questionamento o entendimento tradicional da acuidade proprioceptiva (analisado à partir das variáveis clássicas limiar de percepção de movimento e senso posicional passivo-passivo) como essencial para a estabilidade articular em condições dinâmicas.

A acuidade proprioceptiva tem sido vista como tendo características multifatoriais e nem sempre depende primariamente de informações sensoriais de mecanorreceptores. Além disso, fatores como o nível de desempenho funcional dos indivíduos têm sido relacionados com o desempenho nos testes de acuidade proprioceptiva (FONSECA *et al.*, 2005). Existem evidências na literatura que indivíduos com melhores níveis funcionais têm melhor acuidade proprioceptiva (EUZET; GAHERY, 1995; FONSECA *et al.*, 2005). FONSECA *et al.* (2005) verificaram que indivíduos com lesão isolada do ligamento cruzado anterior e boa performance funcional e muscular, não apresentam déficits proprioceptivos. No presente estudo, os grupos não se mostraram diferentes em relação à performance funcional avaliada no teste SEBT. Entretanto, os grupos foram diferentes em relação ao desempenho na medida de limiar de percepção de movimento. Mais especificamente, nesse teste foi observado pior desempenho do membro envolvido, comparado ao controle correspondente. Portanto, as diferenças no limiar de percepção de movimento entre os grupos sem que os mesmos fossem diferentes em relação ao desempenho no teste funcional, reforça o nosso entendimento de que a acuidade proprioceptiva depende da interação de muitos fatores e não pode ser visto de maneira linear, ou seja, um pior desempenho na medida de acuidade proprioceptiva não necessariamente está associado a um pior desempenho em um teste funcional que exige estabilização dinâmica do indivíduo.

A incorporação das propriedades passivas teciduais, como a rigidez articular passiva do tornozelo, nas análises pode ajudar a compreender os déficits encontrados no membro envolvido dos sujeitos com história de lesão ligamentar do

tornozelo. Embora não tenha sido encontrada diferenças entre os grupos em relação à rigidez articular passiva (contrário a hipótese 6), e não tenham sido evidenciadas associação entre as medias de acuidade proprioceptiva e a rigidez articular passiva do tornozelo (a principio, também contrário a hipótese 7), pôde-se verificar que os indivíduos com melhor desempenho no teste de limiar de percepção de movimento apresentaram maiores valores de rigidez articular passiva. Este fato sugere que, possivelmente, a acuidade proprioceptiva sofra influência da rigidez tecidual passiva. A categorização dos indivíduos, na análise complementar, entre aqueles com melhor e pior desempenho no limiar baseou-se na possibilidade de que relação entre acuidade proprioceptiva e rigidez articular passiva não fosse linear. Esta suposição foi confirmada pelos resultados do presente estudo. Ressaltamos que o poder estatístico calculado para a análise de diferenças entre os grupos para a variável rigidez articular passiva do tornozelo foi de 34% com o tamanho de efeito moderado (f de 0,31), o que sugere que a amostra tenha sido insuficiente para revelar uma possível diferença. Entretanto, quando analisamos os valores médios de ambos os grupos, observamos que o grupo entorse, que apresentou pior desempenho no limiar de percepção de movimento, também apresentou menor rigidez passiva. Portanto, ainda que não tenham sido reveladas diferenças entre os grupos para a variável rigidez em função do tamanho amostral, a direção dessa possível diferença é compatível com os achados da análise complementar. Dessa forma, a hipótese 7 do presente estudo pode ser considerada como plausível, revelando uma contribuição da rigidez articular para a acuidade proprioceptiva.

Tem sido proposto que quanto maior a rigidez tecidual, maior a responsividade mecânica e perceptual do indivíduo (SOUZA, 2008; TURVEY, FONSECA, 2014). Em experimentos em que foram realizadas dissecações graduais do tecido fascial, ficou demonstrada uma diminuição da transmissão de força miofascial, a qual foi atribuída à diminuição da rigidez do tecido fascial muscular (MEIJER, 2007). A rigidez tecidual tem sido considerada fundamental para transmissão de força dentro do sistema musculoesquelético (TURVEY, FONSECA, 2014). Dessa forma, as diferenças encontradas na rigidez articular entre os indivíduos com diferentes níveis de limiar de percepção de movimento podem nos indicar que, possivelmente, a propriocepção seja dependente da rigidez tecidual. Tecidos mais rígidos, possivelmente, proporcionam um meio mais propício à

propagação de informação mecânica relacionada com o movimento, uma vez estes deformam-se menos em resposta a aplicação das cargas. Assim, mesmo as pequenas variações nas tensões/deformações, que ocorrem durante as diferentes demandas funcionais, podem ser mais facilmente capturadas pelos diversos mecanorreceptores, em resposta ao fluxo de distribuição de tensão entre os elementos que constituem o sistema musculoesquelético (TURVEY, FONSECA, 2014).

A rigidez passiva tem sido considerada importante para a promoção de mecanismos de estabilização funcional e no presente estudo ficou demonstrado que possivelmente a mesma tenha um papel perceptual relevante. A rigidez passiva é uma propriedade dinâmica, específica de cada indivíduo e modificável ao longo do tempo e, portanto, a promoção de modificações estruturais por meio de intervenções, podem ser determinantes para garantir sucesso na reabilitação de indivíduos com lesões ligamentares. Nesse contexto, Santos e Liu (2008) apontaram para a variabilidade dos tipos de déficits presentes nos indivíduos com instabilidade funcional. Segundo os autores, estes indivíduos apresentam diferentes combinações de déficits, o que indica a necessidade de uma avaliação e abordagem individual para a abordagem terapêutica. Além disso, a possível dependência entre fatores mecânicos (rigidez) e propriocepção (limiar de percepção de movimento) abre um questionamento quanto a reabilitação fundamentada basicamente e/ou exclusivamente no treinamento sensório-motor. Frequentemente, esta abordagem é caracterizada por protocolos formais, padronizados, que nem sempre exploram adequadamente o estado do sistema musculoesquelético. Hupperets, Verhagen e Van Mechelen (2009), em uma revisão de literatura, não evidenciaram achados consistentes sobre os efeitos de um treinamento proprioceptivo nas características morfológicas, neurofisiológicas e funcionais em indivíduos com história de entorse do tornozelo. Dessa forma, é possível que a melhora na acuidade proprioceptiva por vezes observada após o treinamento sensório-motor (MOTA *et al.*, 2010) seja decorrente de modificações estruturais do tecido e não somente do treino perceptual. Entretanto, tal suposição tem caráter especulativo uma vez que os estudos que utilizam estes programas de treinamento frequentemente negligenciam o papel de propriedades como a rigidez passiva articular na explicação dos processos associados à estabilidade articular.

A propriocepção, vista de forma simplista, como uma modalidade sensorial que informa sobre sensação de posição e movimento articular pouco informa sobre estabilidade articular. Ainda que o paradigma experimental utilizado no presente estudo seja pautado num modelo clássico, diferente dos estudos que propõem a avaliação do sistema perceptual háptico, as evidências do presente estudo sobre a importância da estrutura para a compreensão de fenômenos perceptuais são compatíveis com a proposta de tensegridade do sistema perceptual háptico proposta por Turvey e Fonseca (2014). Estes autores consideram a contribuição global do sistema musculoesquelético para os processos perceptuais hápticos. Nesta visão, padrões dinâmicos de deformações dos tecidos são específicos das forças aplicadas sobre o sistema musculoesquelético e, portanto, informativos quanto ao movimento e a postura. Nessa perspectiva, o próprio corpo é considerado um meio de propagação e distribuição de forças mecânicas geradas e impostas sobre o indivíduo. Dessa forma, a mecanossensação (percepção de forças mecânicas relacionadas ao movimento e postura) não é dependente da atividade local de receptores individuais, mas acontece no nível global desse sistema, onde o equilíbrio de forças é estabelecido. Neste sentido, a rigidez tecidual tem um papel primordial para a propagação do fluxo estruturado de distribuição de tensão. A capacidade do substrato neural (receptores articulares, musculares, etc) para detectar/ propagar essa informação é dependente das propriedades mecânicas do próprio sistema (e.g distribuição de rigidez/organização) (TURVEY, FONSECA, 2014). Condizente com essa proposta, o papel da rigidez tecidual em processos perceptuais pode nos ajudar a compreender sobre como o corpo responde às perturbações impostas pelas demandas do dia-a-dia. Apesar de altamente especulativo e inicial, os nossos resultados abrem diferentes perspectivas para a compreensão dos mecanismos de estabilização e das relações entre acuidade proprioceptiva, rigidez e estabilidade.

As análises realizadas no presente estudo limitaram-se à indivíduos adultos jovens com e sem história de lesão ligamentar do tornozelo e, portanto, os achados não podem ser generalizados a outras populações e/ou disfunções. Uma outra limitação do estudo foi a velocidade utilizada para a avaliação do limiar de percepção de movimento, a qual foi a mínima permitida pelo Biodex. Entretanto, resultados semelhantes ao do presente estudo, mas utilizando velocidades mais

baixas, foram encontrados tanto por Refshauge *et al.* (2003) que utilizaram três velocidades de teste (0,1°/s; 0,5°/s e 2,5°/s) quanto por Hubbard; Kaminski (2002) na velocidade de 0,5°/s. No nosso estudo, a velocidade de teste para essa variável (para o limiar de percepção de movimento) foi de 2°/s. A respeito desse aspecto, Riemann, Myers, Lephart (2002) recomendam velocidades de teste variando de 0,5°/s a 2°/s. Assim, esta possível limitação não compromete os resultados do estudo. Além disso, é importante ressaltar que os resultados referentes a acuidade proprioceptiva se restringem aos movimentos de flexão plantar. A razão para a escolha da flexão plantar do tornozelo para a avaliação das medidas de acuidade proprioceptiva baseou-se no entendimento de que o mecanismo de entorse frequentemente envolve esse movimento (AJIS; MAFFULLI, 2006), o qual aumenta a susceptibilidade à lesão laterais do tornozelo em função de diminuir a congruência articular (posição de ajuste frouxo) (AJIS; MAFFULLI, 2006). Além disso, em função da configuração mecânica do instrumento utilizado, torna-se difícil isolar os movimentos de inversão e eversão ao se utilizar o Biodex, sendo que tais movimentos frequentemente são acompanhados por movimentos de rotação de tíbia e fêmur, dificultando a estabilização necessária para a realização de tais medidas. Devido a nossa preocupação metodológica, é importante ressaltar que as medidas de acuidade proprioceptiva utilizadas no presente estudo apresentaram excelente confiabilidade teste-reteste para o limiar de percepção de movimento (ICC = 0,961; p=0,000) e muito boa confiabilidade para o senso posicional passivo-passivo (o ICC de 0,817; p= 0,014). Assim, a realização dos movimentos de flexão plantar ao invés de inversão e eversão tornou possível avaliar os déficits proprioceptivos sem comprometer a qualidade dos dados.

É importante ressaltar que com apenas 10 sujeitos foi possível demonstrar que diferenças no desempenho no limiar de percepção de movimento podem ser influenciados pela rigidez passiva do tornozelo. Este fato demonstra o grande tamanho de efeito obtido nessa análise. Embora na análise complementar proposta não tenha sido feito ajuste do nível de significância, produzindo uma taxa de erro experimental de 14% (ao invés de 5%), não houve comprometimento do poder estatístico do estudo. Por outro lado, algumas análises propostas no presente estudo não demonstraram diferenças seja entre grupos (senso posicional passivo-passivo, rigidez articular passiva, SEBT), entre membros (limiar de percepção de

movimento, senso posicional passivo-passivo), ou efeito interação (senso posicional passivo-passivo e rigidez articular passiva do tornozelo). Ao considerarmos o tamanho de efeito pequeno encontrado em algumas análises (limiar de percepção de movimento – fator membros; senso posicional passivo-passiva: fator membros, grupos e interação; SEBT composto: fator grupo e interação; rigidez passiva: fator membros e interação) ficou evidente que a amostra necessária para a demonstração de diferenças teria que ser muito grande (ANDY FIELD, 2005; DANCEY; REIDY, 2006). Isso sugere que a ausência de diferenças seja de fato real e, portanto, não deve ser atribuída ao tamanho amostral. A comparação entre os membros envolvido e não envolvido do grupo entorse relativo ao limiar de percepção de movimento e a comparação entre o membro envolvido e correspondente ao envolvido relativo à variável SEBT composto aproximou significância estatística. Nestes casos, o tamanho amostral e a maior variabilidade dos resultados talvez tenham nos impedido de revelar diferença entre condições. Entretanto, é importante observar que, nestas análises, o tamanho do efeito calculado foi menor do que nas situações onde foram encontradas diferenças significativas.

Os achados do presente estudo suportam que, possivelmente, a acuidade proprioceptiva, como compreendida classicamente pelos fenômenos de limiar de percepção de movimento e senso posicional não são determinantes para a estabilidade funcional dos indivíduos com instabilidade do tornozelo. Por outro lado, o limiar de percepção de movimento parece ser dependente da rigidez tecidual. Dessa forma a rigidez articular passiva, frequentemente negligenciada nos estudos, pode ser determinante para ajudar a compreender os achados inconsistentes apresentados pelos estudos que investigaram o papel da propriocepção na estabilidade articular. De maneira inédita, esse estudo suporta a ideia de que a propriocepção é um fenômeno dependente da rigidez tecidual e, portanto, o papel da mesma para a compreensão dos processos perceptuais não pode ser negligenciado. Assim, os achados do presente estudo abrem novas perspectivas sobre o entendimento de processos relacionados com a propriocepção e com a estabilização articular durante o desempenho de demandas funcionais.

Capítulo 5 - CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo revelaram que indivíduos com lesão ligamentar do tornozelo apresentaram déficit no limiar de percepção de movimento quando comparados com o grupo controle. Além disso, foi observada pior estabilidade funcional na perna lesada quando comparada com a perna não lesada nos indivíduos com entorse de tornozelo. Entretanto, não foi observada associação entre as variáveis estudadas: acuidade proprioceptiva, estabilidade funcional e rigidez passiva do tornozelo. Apesar de indivíduos com lesão de tornozelo apresentarem déficits no limiar de percepção de movimento, este déficit não está relacionado com estabilidade funcional. A comparação entre indivíduos com melhor e pior acuidade proprioceptiva revelou que indivíduos com maior rigidez articular do tornozelo apresentaram melhor acuidade proprioceptiva. Este fato sugere a possibilidade de que a acuidade proprioceptiva seja influenciada pela rigidez das estruturas passivas do tornozelo. Assim, os resultados globais do estudo indicam que déficits proprioceptivos encontrados em indivíduos com lesão ligamentar não tenham papel na estabilidade destes indivíduos, mas sejam relacionados com a rigidez dos tecidos articulares.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AJIS, A.; MAFFULLI, N. Conservative management of chronic ankle instability. *Foot Ankle Clin N Am*, v. 11, p. 531–537, 2006.

AQUINO, C. F.; VIANA, S. O.; FONSECA, S. T. Comportamento biomecânico e resposta dos tecidos biológicos ao estresse e à imobilização. *Fisioterapia em Movimento*, v. 18, n. 2, p. 35-43, 2005.

AQUINO, C. F.; VIANA, S. O.; FONSECA, S. T.; BRICIO, R. S.; Vaz, D. V. Mecanismos neuromusculares de controle da estabilidade articular. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*, v. 12, n. 2, p. 35-42, Jun., 2004.

BARRACK R.L., SKINNER H.B., COOK S.D., HADDAD, R.J. Effect of articular disease and total knee arthroplasty on knee joint position sense. *J Neurophysiol*, v.50, n.3,1983.

BOYLE, J; NEGUS, V. Joint position sense in the recurrently sprained ankle. *Aust J Physiother*, v.44, n.3, p. 159-163, 1998. CARCIA, C. R.; MARTIN, R.L.; DROUIN, J. M. Validity of the Foot and Ankle Ability Measure in athletes with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, v. 43, n. 2, p.179–183, 2008.

CARELLO, C.; SILVA, P. L., KINSELLA-SHAW, J. M.; TURVEY, M. T., Muscle-based perception: theory research and implications for rehabilitation. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, v. 12, n. 5, p. 339-350, 2008.

CARVALHAIS, V. O.; OCARINO, J. M.; ARAUJO, V. L.; SOUZA, T. R.; SILVA, P. L.; FONSECA, S. T. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: an in vivo experiment. *Journal of Biomechanics*, v.46, p. 1003–1007, 2013.

CHEN, C. S.; INGBER, D. E. Tensegrity and mechanoregulation: from skeleton to cytoskeleton. *Osteoarthritis Cartilage*, v. 7, n. 1, p. 81-94, 1999.

CHIANG J.; POTVIN, J.R. The in vivo dynamic response of the human spine to rapid lateral bend perturbation: effects of preload and step input magnitude. *Spine*, v. 26, p.1457-1464, 2001.

CHICUREL, M. E.; CHEN, C. S.; INGBER, D. E. Cellular control lies in the balance force. *Current Opinion in Cell Biology*, v. 10, p. 232-239, 1998.

CUMPS, E.; VERHAGEN, E.; MEEUSEN, R. Efficacy of a sports specific balance training programme on the incidence of ankle sprains in basketball. *Journal of Sports Science and Medicine*, v. 6, p. 212-219, 2007.

DANCEY, C. P.; REIDY, J. Estatística sem Matemática para Psicologia. Tradução: Lorí Viali. Porto Alegre: ARTMED. 2006. 608p.

DAY, J. A.; COPETTI, L.; RUCLI, G. From clinical experience to a model for the human fascial system. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, v. 16, p. 372 – 380, 2012.

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.

EUZET, J. P.; GAHERY, Y. Relationship between position sense and physical practice. *Journal of Human and Movement Studies*, v. 28, p.149-173, 1995.

FERRIS, D. P.; LIANG, K.; FARLEY, C. T. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *Journal of Biomechanics*, v. 32, p.787-794, 1999.

FIELD, Andy. *Discovering Statistics Usin SPSS*. 2. ed. London: Sage Publications, 2005. 779 p.

FONSECA, S. T. Tensegrity architecture: from cell to musculoskeletal system. 16th International Conference on Perception-Actions. Ouro Preto, Brazil, 6 – 11, July, 2011.

FONSECA, S. T.; OCARINO, J. M.; SILVA, P. L. P. Ajuste da rigidez muscular via sistema fuso-muscular-gama: implicações para o controle da estabilidade articular. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 8, n.3, p.187-195, 2004.

FONSECA, S. T.; OCARINO, J. M.; SILVA, P. L.; GUIMARÃES, R. B.; OLIVEIRA, M. C. T.; Lage, C. A. Proprioception in individuals with ACL-deficient knee and good muscular and functional performance. *Research in Sports Medicine*, v. 13, p. 47-61, 2005.

FREEMAN, M.A.R.; DEAN, M.R.E.; HANHAM, I.W.F. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg Br*, v.47, n.4, p.678–685, 1965.

FRIDÉN, T.;ROBERTS, D.; AGEBERG, E.; WALDÉN, M. & ZATFERSTROM, R. Review of knee proprioception and the relation to extremity function after anterior cruciate ligament rupture. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v.31, n.10, p.567-576, 2001.

GARN. S.N.; NEWTON, A. R. Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. *physical therapy*, v. 68, n. 11, Nov. 1988.

GRANATA, K.P.; WILSON, S.E.; MASSINI, A.K.; GABRIEL R. Active stiffness of the ankle in response to inertial and elastic loads. *Journal of electromyography and Kinesiology*, v.14, p. 599-609, 2004.

GRIBBLE, P. A.; HERTEL, J.; DENEGAR, C. R.; BUCKLEY, W. E. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *Journal of Athletic Training*, v. 39, n.4, p. 321-329, 2004.

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

GUTIERREZ, G. M.; KAMINSKI, T. W.; DOUEX, A. T. Neuromuscular control and ankle instability. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.1, p. 359-365, April, 2009.

HAMLIN, C.; DOCHERTY, C. L.; KLOSSNER, J. Orthotic intervention and postural stability in participants with functional ankle instability after an accommodation period. *Journal of Athletic Training*, v. 2, p. 130–135, 2012.

HERBERT, R. D.; HONG, P. D.; GANDEVIA, S. C. Are muscles mechanically independent? *Journal of Applied Physiology*, v. 104, p. 1549-1550, 2008.

HERTEL, J. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med.* v. 29, n. 5, p. 361-371, 2000.

HERTEL, J. Functional anatomy, pathomechanics and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal Athletic Training*, v. 37, n. 4, p. 364-375, 2002.

HERTEL, J.; BRAHAM, R. A.; HALE, S. A.; OLMSTED-KRAMER, L. C. Simplifying the Star Excursion Balance Test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 36, n. 3, 2006.

HILLER, C. E. ; REFSHAUGE, K. M.; BUNDY, A. C.; HERBERT, R. D.; KILBREATH, S. L. The Cumberland Ankle Instability Tool: a report of validity and reliability testing. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, v. 87, n.9, p. 1235-1241, 2006.

HILLER, C. E.; KILBREATH, S. L.; REFSHAUGE, K. M. Chronic ankle instability: evolution of the model. *Journal of Athletic Training*, v. 46, p. 133-144, 2011.

HOCH, M. C.; STATON, G. S.; MCKEON, J. M. M.; MATTACOLA, C. G.; MCKEON, P. O. Dorsiflexion and dynamic postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, v.15, p. 574-579, 2012.

HOLMES, A.; DELAHUNT, E. Treatment of common deficits associated with chronic ankle instability. *Sports Med*, v. 39, n.3, p. 207-224, 2009.

HUBBARD, T.J.; KAMINSKI, T.W. Kinesthesia is not affected by functional ankle instability status. *J Athl Train*, v.37, p. 481-6, 2002.

HUGHES, T.; ROCHESTER, P. The effects of proprioceptive exercise and taping on proprioception in subjects with functional ankle instability: A review of the literature. *Physical Therapy in Sport*, v. 9, p. 136-147, 2008.

HUIJING, P. A. Epimuscular myofascial force transmission: A historical review and implications for new research. International society of biomechanics Muybridge award lecture, Taipei, 2007. *Journal of Biomechanics*, v. 42, p. 9-21, 2009.

HUIJING, P. A. Muscular force transmission necessitates a multilevel integrative approach to the analysis of function of skeletal muscle. *Exercise and Sport Sciences Review*, v. 31, n. 4, p. 165-175, 2003.

HUIJING, P. A. Muscular force transmission: a unified, dual or multiple system? A review and some explorative experimental results. *Archives of Physiology and Biochemistry*, v. 107, n. 4, p. 292-311, 1999.

HUIJING, P. A.; BAAN, G. C. Myofascial force transmission: muscle relative position and length determine agonist and synergist muscle force. *Journal of Applied Physiology*, v. 94, p. 1092-1107, 2003.

HUIJING, P. A.; BANN, G. C.; REBEL, G. T. Non-myotendinous force transmission in rat extensor digitorum longus muscle. *The Journal of Experimental Biology*, vol. 201, p. 682-691, 1998.

HUIJING, P.A., BAAN, G.C. Extramuscular myofascial force transmission within the rat anterior tibial compartment: proximo-distal differences in muscle force. *Acta Physiologica Scandinavica*, v.173, p.1–15, 2001.

HUIJING, P.A., BAAN, G.C. Myofascial force transmission via extramuscular pathways occurs between antagonistic muscles. *Cells Tissues Organs* v.188, p.400–414, 2008.

HUPPERETS, M.D.W.; VERHAGEN, E.A.L.M.; VAN MECHELEN, W. Effect of Sensorimotor Training on Morphological, Neurophysiological and Functional Characteristics of the Ankle, A Critical Review. *Sports Med*, v.39, n. 7, p. 591-605, 2009.

INGBER, D. E. Cellular mechanotransduction: putting all the pieces together again. *The FASEB Journal*, v. 20, p. 811-827, 2006.

INGBER, D. E. Cellular tensegrity: defining new rules of biological design that govern the cytoskeleton. *Journal of Cell Science*, v. 104, p. 613-627, 1993.

INGBER, D. E. Tensegrity II. How structural networks influence cellular information processing networks. *Journal of Cell Science*, v. 116, p. 1397-1408, 2003.

INGBER, D. E. Tensegrity: the architectural basis of cellular mechanotransduction. *Annual Review of Physiology*, v. 59, p. 575-599, 1997.

INGBER, D. E. Tensegrity-based mechanosensing from macro to micro. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, v. 97, p. 163-179. 2008.

ISAKOV, E.; MIZRAHI, J.; SOIZI, P.; SUSAK, Z.; MOSHE LOTEM, M. Response of the Peroneal Muscle to Sudden Inversion of the Ankle During Standing. *International Journal of Sport Biomechanics*, v. 2, p. 100-109, 1986.

JOHANSSON, H. Role of Knee Ligaments in Proprioception and Regulation of Muscle Stiffness. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 1, n. 3, p. 158-179, 1991.

KONRADSEN, L.; RAVN, J. B.; SORENSEN, A. I. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligment receptors. *The Journal of bone and joint surgery*, v. 75-B, n. 3, p. 433-435, 1993.

KREULEN, M.; SMEULDERS, M. J. C.; HAGE, J. J.; HUIJING, P. A. Biomechanical effects of dissecting flexor carpi ulnaris. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 85-B, n. 6, 2003.

KREULEN, M.; SMEULDERS, M.J.C.; HAGE, J.J. Restored flexor carpi ulnaris function explains the disappointing result of mere tenotomy in the spastic wrist. *Clinical Biomechanics*, v. 19, p. 429-432, 2004.

LARSEN, R.; LUND, H.; CHRISTENSEN, R.; ROGIND, H.; DANNESKIOLD-SAMSOE, B.; BLIDDAL, H. Effect of static stretching of quadriceps and hamstring muscles on knee joint position sense. *British Journal Sports Medicine*, v. 39, p. 43-46, 2005.

LATASH, M. L.; ZATSIORSKY, V. M. Joint stiffness: myth or reality? *Human Movement Science*, v. 12, p. 653-692, 1993.

LEE, A. J.; LIN, W. H.; HUANG, C. H. Impaired proprioception and poor static postural control in subjects with unctional instability of the ankle, *J Exerc Sci Fit*, v. 4, n.2, 2006.

LEPHART, S. M.; FU, F. H. The role of proprioception in the treatment of sports injuries. *Sports Exercise and Injury*, v. 1, p. 96-102, 1995.

LEVIN, S. M. Putting the shoulder to the wheel: a new biomechanical model for the shouder girdle. *Biomedical Sciences Instrumentation*, v. 33, p. 412-417, 1997.

LEVIN, S. M. The Importance of Soft Tissues for Structural Support of the Body. In: Thomas, D (Ed.). *Spine: State of the Art Reviews*, v. 9. Philadelphia: Hanley and Belfus, 1995.

LEVIN, S. M. The Tensegrity-truss as a model for spine mechanics: biotensegrity. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, v. 2, n. 3, p. 375-388, 2002.

LORAM, I.D.; MAGANARIS, C.N.; LAKIE, M. The passive, human calf muscles in relation to standing: the non-linear decrease from short range to long range stiffness. *J Physiol*, v. 584, n.2, p. 661-675, out. 2007.

MAAS, H.; BAAN, G. C., HUIJING, P. A. Muscle force is determined also by muscle relative position: isolated effects. *Journal of Biomechanics*, v. 37, p. 99-110, 2004.

MAAS, H.; BAAN, G.C.; HUIJING, P.A. Intermuscular interaction via myofascial force transmission: effects of tibialis anterior and extensor digitorum longus length on force transmission from rat extensor digitorum longus muscle. *Journal of Biomechanics*, v. 34, p. 927–940, 2001.

MAAS, H.; HUIJING, P.A. Myofascial force transmission in dynamic muscle conditions: effects of dynamic shortening of a single head of multi-tendoned rat extensor digitorum longus muscle. *European Journal of Applied Physiology*, v. 94, n. 5-6, p. 584-592, 2005.

MAGEE, D. J. Avaliação Musculoesquelética. Tradução: Nelson Gomes de Oliveira. 3ª Edição. Barueri, SP: Editora Manole, 2002.

MASS, H.; JASPERS, R. T.; BAAN, G. C.; HUIJING, P. A. Myofascial force transmission between a single muscle head and adjacent tissue: length effects of head III of rat EDL. *Journal of Applied Physiology*, v. 95, p. 2004-2013, 2003.

McKEON, P. O.; HERTEL, J. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part ii: is balance training clinically effective? *Journal of Athletic Training*, v.43, n. 3. p. 305–315, 2008.

McNAIR, P.J.; MARSHALL, R.N. Landing characteristics in subjects with normal and anterior cruciate ligament deficient knee joints. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. V.75, p. 584-589, 1994.

MEIJER, H. J. M. Aspects of epimuscular myofascial force transmission – a physiological, pathological and comparative-zoological approach. 2007, 176p. Academic Thesis (Doctor Degree) – Faculteit der Bewegingswetenschappen. Vrije Universiteit Amsterdam, Amsterdam, 2007.

MEIJER, H.J.M.; BAAN, G.C.; HUIJING, P.A. Myofascial force transmission is increasingly important at lower forces: firing frequency-related length-force characteristics. *Acta physiologica*, v.186,p. 185–195, 2006.

MORITZ, C.T.; FARLEY, C.T. Passive dynamics change leg mechanics for an unexpected surface during human hopping. *Journal of Applied Physiology*, v. 97, n.4, p.1313-1322, 2004.

MOTA, G. R.; GOMES, L. H.; CASTARDELI, E.; BERTONCELLO, D.; VICENTE, E. J. D.; MAROCOLO Jr., M.; ORSATTI, F. L. Treinamento proprioceptivo e de força resistente previnem lesões no futebol. *J Health Sci Inst.* v. 28, n. 2, p. 191-193, 2010.

MUELLER, M.J.; MALUF, K.S. Tissue adaptation to physical stress: A proposed “Physical Stress Theory” to guide physical therapist practice, education and research. *Phys Ther*, v.82, n.4, p.383-403, 2002.

NORONHA, M. N.; REFSHAUGE, K. M.; KILBREATH, S. L.; FIGUEIREDO, V. G. Cross-cultural adaptation of the Brazilian-Portuguese of the Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT). *Disability & Rehabilitation*, v. 30, n. 26, p. 1-7. Jul. 2008.

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, 193-198, 2007.

OLIVEIRA, V. C.; BICALHO, L. I.; SOARES, T. B.; DORNELLAS, R. S. Estabilidade articular da coluna vertebral: teorias contemporâneas e novos paradigmas. *Fisioterapia Brasil*, v. 10, n. 4, 2009.

OLMSTED, L. C.; CARCIA, C. R.; HERTEL, J.; SHULTZ, S. J. Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, v. 37, n. 4, p. 501-506, 2002.

PAGANO, C. C.; TURVEY, M. T. The inertia tensor as a basis for the perception of limb orientation. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, v.21, n.5, p.1070-87, 1995.

PAGANO, C. C.; GARRETT, S. R.; TURVEY, M. T. Is limb proprioception a function of the limb's inertia eigenvectors? *Ecological Psychology*, v.8, n.1, p.43-69, 1996.

PLISKY, P. J.; RAUH, M. J.; KAMINSKI, T. W.; UNDERWOOD, F. B. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *Journal of Orthopaedic & Sport Physical Therapy*, v. 36, n. 12, 2006.

POURKAZEMI, F.; HILLER, C.; RAYMOND, J.; REFSHAUGE, K. Perceived ankle instability is not related to ankle joint position sense, movement detection and inversion/eversion peak power: an observational study. *Journal of Foot and Ankle Research*, v.5 (suppl 1), p.52, 2012.

REED, E.S. An outline of a theory of action systems. *Journal of Motor Behavior*, v. 14, n.2, p. 98-134, 1982.

REFSHAUGE, K.M.; KILBREATH, S.L.; RAYMOND, J. Deficits in detection of inversion and eversion movements among subjects with recurrent ankle sprains. *Journal Orthop Sports Phys Ther*, v.33 n. 4, p.166-176, 2003.

RICHIE, D. H, functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control: a comprehensive review. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, v.40, n. 4 jul/aug. 2001.

RIEMANN, B. L.; MYERS, J. B.; LEPHART, S. M. Sensorimotor system measurement techniques. *Journal of Athletic Training*, v. 37, n. 1, p. 85-98, 2002.

RIEWALD, S. A.; DELP, S. L. The action of the rectus femoris muscle following distal tendon transfer: does it generate knee flexion moment? *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 39, p. 99–105, 1997.

ROBINSON, R,H,; GRIBBLE, P.A. Support for a reduction in the number of trials needed for the Star Excursion Balance Test. *Arch Phys Med Rehabil*, v.89, n.2, p. 70-364, 2008.

SANTOS, M. J.; LIU, W. Possible factors related to functional ankle instability. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, v. 38, n. 3, p. 150, 2008.

SEKIR, U.; YILDIZ, Y.; HAZNECI, B.; ORS, F.; AYDIN, T. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, v. 15, p. 654–664, 2007.

SHERRINGTON, C. S. On the proprioceptive system especially in its reflex aspect. *Brain*, v.29, 467–482, 1906.

SILVA, P.L.; FONSECA, S. T.; TURVEY, M. T. Is tensegrity the functional architecture of the equilibrium point hypothesis? *Motor Control*, v. 14, n.3, p. 35-40, 2010.

SILVA, P. L.; FONSECA, S. T.; OCARINO, J. M.; GONÇALVES, G. P.; MANCINI, M, C. Contributions of cocontraction and eccentric activity to stiffness regulation. *Journal of Motor Behavior*, v. 41, n. 3, p. 207-217, 2009.

SMEULDERS, M. L., C.; KREULEN, M.; HAGE, J. J.; BAAN, G. C.; HUIJING, P. A. Progressive surgical dissection for tendon transposition affects length-force characteristics of rat flexor carpi ulnaris muscle. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 20, p. 863-868, 2002.

SOUZA, T. R. Pré-estresse articular: comparação do comportamento passivo do tornozelo com predições de um modelo duas-molas pré-estressado. 2008. 74 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte. 2008.

SOUZA, T. R.; FONSECA, S. T.; GONÇALVES, G. G.; OCARINO, J. M.; MANCINI, M. C. M. Prestress revealed by passive co-tension at the ankle joint. *Journal of Biomechanics*, v. 42, p. 2374-2380, 2009.

STECCO, C.; GAGEY, O.; BELLONI, A.; POZZUOLI, A.; PORZIONATO, A.; MACCHI, V.; ALDEGHERI, R.; CARO, R. D.; DELMAS, V. Anatomy of the deep fascia of the upper limb. Second part: study of innervations. *Morphologie*, v. 91, p. 38-43, 2007.

STRASMANN, T., VAN DER WAL, J. C., HALATA, Z., & DRUKKER, J. Functional topography and ultrastructure of periarticular mechanoreceptors in the lateral elbow region of the rat. *Acta Anatomica*, vol. 138, p.1-14, 1990.

SULTAN, C.; CORLESS, M.; SKELTON, R. E. The prestressability problem of tensegrity structures: some analytical solutions. *International Journal of Solids and Structures*, v. 38, p. 5223-5252, 2001.

SULTAN, C.; CORLESS, M.; SKELTON, R. E. Linear dynamics of tensegrity structures. *Engineering Structures*, v. 24, n. 6, p. 671-685, 2002.

SWANIK, C. B.; LEPHART, S. M.; GIANNANTONIO, F. P.; FU, F. H. Reestablishing PROPRIOCEPTION AND NEUROMUSCULAR CONTROL IN THE ACL-INJURED ATHLETE. *Journal of Sport Rehabilitation*, v.6, p.182-206, 1997.

THORPE, L. J.; EBERSOLE, K. T. Unilateral balance performance in female collegiate soccer athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 22, n. 6, p. 1429-1433, 2008.

TURVEY, M. T. Action and perception at the level of synergies. *Human Movement Science*, v. 26, p. 657-697, 2007.

TURVEY, M. T. Dynamic touch. *American Psychology*, v.51, n.11, p.1134-52, nov. 1996.

TURVEY, M. T.; FONSECA, S. T. Nature of motor control: perspectives and issues. *Advances in Experimental Medicine Biology*, v. 629, p. 93-123, 2009.

TURVEY, M.T.; FONSECA, S. T. The Medium of Haptic Perception: A Tensegrity Hypothesis. *Journal of Motor Behavior*, v. 46, n. 3, 2014.

VAN DER WAL, J. The architecture of the connective tissue in the musculoskeletal system – an often overlooked functional parameter as to proprioception in the locomotor apparatus. *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork: Research, Education, & Practice*, v. 2, n. 4, p. 9-23, 2009.

VAN SOEST, A.J.; BOBBERT, M.F. The contribution of muscle properties in the control of explosive movements. *Biol Cybern*, v. 69, n.3, p. 195-204. 1993.

WEBSTER, K. A.; GRIBBLE, G, A. Functional rehabilitation interventions for chronic ankle instability: a systematic review. *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 19, p. 98-114, 2010.

WIKSTROM, E. A.; NAIK, S.; LODHA, N.; CAURAUGH, J. H. Bilateral balance impairments after lateral ankle trauma: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture* v.31, p. 407–414, 2010.

WILLEMS, T. M.; WITVROUW, E.; DELBAERE, K.; MAHIEU, N.; Bourdeaudhuij I.; CLERCQ, D. Intrinsic Risk Factors for Inversion Ankle Sprains in Male Subjects. *Am J Sports Med*, v.33, n.3. p . 415-423, 2005.

WINTER, D. A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Ed. Hoboken: John Wiley and Sons, 2005.

WITCHALLS, J.; BLANCH, P.; WADDINGTON, G.; ADAMS, R. Intrinsic functional deficits associated with increased risk of ankle injuries: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*, v. 46, p. 515-523, Dec. 2012.

YOKOYAMA, S.; MATSUSAKA, N.; GAMADA, K.; OZAKI, M.; SHINDO, H. Position-specific deficit of joint position sense in ankles with chronic functional instability. *Journal of Sports Science and Medicine* v. 7, p. 480-485, 2008.

ZINDER, S. M.; GRANATA, K. P.; SHULTZ, S. J.; GANSNEDER, B. M. Ankle bracing and the neuromuscular factors influencing joint stiffness. *Journal of Athletic Training* v. 44, n. 4, p. 363-369, 2009.

ZUCKERMAN, J. D.; GALLAGHER, M. A.; LEHMAN, C.; KRAUSHAAR, B. S.; CHOUEKA, J. Normal shoulder proprioception and the effect of lidocaine injection. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, v.8, n. 1, p. 11-16, 1999.

Apêndice I. Questionário Geral

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

Instituição: _____

Nome: _____

ID: _____

Endereço: _____

Telefones: _____

Data de Nascimento: ____/____/____ Idade: _____

Sexo: () Fem () Mas

Profissão: _____

Escolaridade: _____

Ocupação: _____

História de lesão: _____

Membro inferior dominante: _____

História de lesão ligamentar no tornozelo: () sim () não

Membro envolvido: () direito () esquerdo () nenhum

Queixa (s): _____

Diagnóstico médico: _____

Tempo de lesão: _____

Processos patológicos associados: _____

Histórico de cirurgias: _____

Uso medicamentos: _____

Atividade física regular: () Pratica () Não pratica

- Modalidade(s): _____

- Tempo de prática: _____

- Frequência semanal: _____

- Duração: _____

Anexo I – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

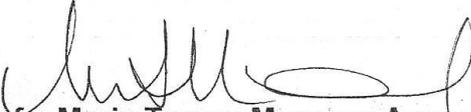
Projeto: CAAE – 02005012.6.0000.5149

Interessado(a): Prof. Sergio Teixeira da Fonseca
Departamento de Esportes
Escola de Educação Física, Fisioterapia e
Terapia Ocupacional- UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 11 de julho de 2012, o projeto de pesquisa intitulado **"Influência do Pré-estresse do tornozelo na acuidade proprioceptiva, desempenho muscular, estabilidade e capacidade funcionais"** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.



Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

Anexo II. Versão em português do CAIT (*Cumberland Ankle Instability Tool*).

	ESQ	DIR	Pontuação
Assinale a alternativa que descreve seus tornozelos da forma mais adequada.			
1. Sinto dor no tornozelo			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5
Quando pratico esportes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
Quando corro em superfícies Irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Quando corro em superfícies Planas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Quando ando em superfícies Irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Quando ando em superfícies Planas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
2. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
Às vezes quando pratico esportes (nem sempre)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Frequentemente quando pratico esportes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Às vezes durante atividades diárias	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Frequentemente durante atividades diárias	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
3. Quando me viro BRUSCAMENTE, sinto INSTABILIDADE no tornozelo			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Às vezes quando corro	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Frequentemente quando corro	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Quando ando	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
4. Quando desço escadas, sinto INSTABILIDADE no tornozelo			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Se for rapidamente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Ocasionalmente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Sempre	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0

Anexo 1.. (Continuação).

	ESQ	DIR	Pontuação
5. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando fico num só pé			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Na ponta do pé	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Com o pé ínteiro no chão	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
6. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Pulo de um lado para o outro numa só perna	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Quando pulo no mesmo lugar numa só perna	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Quando pulo com as duas pernas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
7. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
Corro em superfícies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Corro lentamente em superfícies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Ando em superfícies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Ando em uma superfície plana	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
8. TÍPICAMENTE, quando começo a torcer o tornozelo, consigo parar			
Imediatamente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Frequentemente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Às vezes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
Nunca torci o tornozelo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
9. Após um entorse TÍPICO, meu tornozelo volta ao normal			
Quase imediatamente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Em menos de um dia	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Em 1 a 2 dias	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Em mais de 2 dias	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
Nunca torci o tornozelo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3

Nota: a escala de pontuação está à direita. O sistema de pontuação não é visível na versão do sujeito.