

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

**AVALIAÇÃO FUNCIONAL DE EVERSORES E INVERSORES DE TORNOZELO EM
ATLETAS DE UMA EQUIPE DE FUTSAL**

GIULIANO JACQUES LIOTTO

Porto Alegre, maio de 2008.

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

**AVALIAÇÃO FUNCIONAL DE EVERSORES E INVERSORES DE TORNOZELO EM
ATLETAS DE UMA EQUIPE DE FUTSAL**

GIULIANO JACQUES LIOTTO

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz

Porto Alegre

2008

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho:

- A Direção Geral e Acadêmica da URI-Campus de Erechim, por ter propiciado ao nosso grupo de professores a realização deste Minter juntamente com a UFRGS.
- A Direção da Escola de Educação Básica da URI-Campus de Erechim pelo apoio e compreensão nos momentos em que estive ausente em função das atividades do mestrado, bem como os(as) colegas professores(as) pelas palavras de estímulo.
- A Coordenação do Curso de Educação Física da URI-Campus de Erechim pelo apoio e compreensão nas horas decisivas para a finalização deste trabalho.
- A todos os colegas professores que participaram deste Minter pelo apoio e pelas palavras de estímulo nas horas mais difíceis da realização deste mestrado.
- A Direção e colegas professores da Escola Estadual Santo Agostinho, pela ajuda prestada nos momentos de minha ausência na escola em função de atividades do mestrado.
- A todos os professores da Esef-Ufrgs que participaram deste Minter e que contribuíram grandiosamente com sua dedicação e conhecimentos para a nossa formação acadêmica.
- A todos os funcionários do PPGCMH pela organização e presteza que sempre dedicaram aos assuntos relacionados a este Minter.
- A todos os colegas e atletas que participaram deste estudo.
- As colegas Cíntia Helena Ritzel e Silvia Helena Manfrin, que foram fundamentais para a realização deste trabalho, contribuindo de forma grandiosa com seus conhecimentos, experiência e dedicação.

- Aos colegas Alexandre Mayer, Ângela Muraro, Fábio Lanferdini e Rafael Fortuna pela ajuda decisiva na coleta e análise dos dados.
- A todos os meus amigos que de alguma forma contribuíram para a realização e término de mais esta etapa.
- A toda minha família que sempre serviu de base para todas as decisões que tomei em minha vida.
- A minha mãe Josefa, as minhas irmãs Caroline e Giovana, ao meu sobrinho Pablo pela paciência e apoio em todas as horas em que estive presente e ausente em função das atividades deste mestrado.
- A minha noiva Suzana que desde o início me deu forças em todos os momentos, pelo apoio, compreensão, paciência e amor a mim dedicados.
- Ao meu orientador e amigo Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz, por acreditar em minha idéia, pela compreensão e sobretudo paciência a mim dedicados, pelas palavras de apoio e serenidade, e pela enorme gama de conhecimentos que acrescentaram em muito em minha formação acadêmica, profissional e humana.
- Dedico em especial este trabalho a meu querido pai Leonildo Liotto, que durante toda a minha vida me deu o que de mais importante um filho pode receber: exemplos e ensinamentos de como ser uma pessoa determinada, correta e justa. Pelo apoio incondicional ao longo deste percurso, pelas palavras de motivação e pelo amor a mim dedicados. Infelizmente meu pai não poderá ver os resultados deste trabalho que é mais uma etapa de minha vida, mas onde estiver pai fique certo de que levarei o teu nome sempre junto comigo.

RESUMO

As lesões de tornozelo, mais precisamente na articulação subtalar, chamadas de entorses, estão bastante presentes no âmbito esportivo. No futsal, esporte amplamente praticado em nosso país, a entorse por inversão do tornozelo está entre as lesões que mais acometem os atletas em todos os níveis de sua prática devido às exigências que o esporte impõe. Avaliações isocinéticas têm sido utilizadas na medição de performances musculares com o intuito de se obterem dados mais precisos em relação às forças produzidas por diferentes grupos musculares. A razão de torque e ativação são duas variáveis que podem ser medidas nestes testes servindo como parâmetro para detectar possíveis desequilíbrios musculares entre músculos agonistas/antagonistas. Este trabalho buscou avaliar as razões de torque e ativação, bem como a potência e o trabalho musculares realizados pela musculatura eversora e inversora do tornozelo em atletas de uma equipe de futsal. Foram avaliados 13 atletas, dos quais 7 atletas com lesão unilateral de tornozelo serviram de amostra para uma comparação entre o membro lesado e não lesado. As razões de torque e ativação da musculatura eversora e inversora do tornozelo foram avaliadas durante contrações isométricas voluntárias máximas nos ângulos de -20° de inversão, 0° e 20° de eversão, e isocinéticas concêntricas e excêntricas nas velocidades de 60° , 120° e $180^\circ/s$. As variáveis de trabalho e potência também foram obtidas nestes testes. As razões de torque foram obtidas com a divisão dos valores do pico de torque eversor pelo pico de torque inversor, e as razões de ativação da mesma forma, porém dividindo o valor RMS do sinal EMG dos músculos eversores Fibular Curto e Fibular Longo pelo músculo inversor Tibial Anterior. Os valores encontrados nas razões de torque convencionais e funcionais não demonstraram diferenças significativas entre o grupo de tornozelos com e sem lesão, com exceção da razão funcional inversora EV_{exc}/INV_{con} , na qual foram encontrados valores maiores no grupo lesado, o que indica possível desequilíbrio na relação Ev/Inv . As razões de ativação não mostraram diferenças significativas entre os dois grupos. Já as variáveis trabalho e potência foram equivalentes nos dois grupos, o que demonstra que após a lesão e a recuperação destes atletas, e com a volta as atividades esportivas houve um reestabelecimento na produção das forças musculares que atuam na musculatura eversora e inversora do tornozelo.

Unitermos: entorse por inversão, futsal, razões de torque, razões de ativação, trabalho e potência muscular.

ABSTRACT

The ankle injuries, more precisely in “subtalar” joint, called sprains, are very present at the sportive universe. In the indoor soccer, commonly practiced in our country, the sprains by the ankle inversion is between the injuries that happens more for the athletes at all levels of the practice because of the requirements imposed by the sport. Isokinetic evaluations have been used in the medication of muscular performance with the intention of getting more precise data about the strength produced by different muscular groups. The torque and activation ratios are two variables that can be measured in these tests, serving as parameter to detect possible muscular unbalance between agonist/antagonist muscles. This paper sought to evaluate the torque and activation ratios, and the power and muscular work done by the evtor and invertor ankle musculature, in indoor soccer players as well. Thirteen athletes were evaluated, seven of them that have unilateral ankle injury, were used to compare the injured and the healthy member. The torque and activation ratios at the evtor and invertor ankle musculature were evaluated during maximum voluntary isometrics contractions at the angles of -20° inversion, 0° and 20° eversion, and concentric and eccentric isokinetics at the velocities of 60° , 120° and 180° /s. The work and power variables were also obtained in this tests. The torque ratio were obtained by dividing the evtor torque peak by the invertor torque peak, and the activation ratio by the same way, but dividing the RMS value by the EMG signal from the Short and Long Fibular Muscles Evtor by the Previous Tibial Muscle Invertor. The values found at the conventional and functional torque ratios, not showed significant differences between injured and health ankles, except for the invertor functional ratio EV_{exc}/INV_{con} , which we found bigger values at the injured group, and this points for an unbalance at the Ev/Inv relation. The activation ratio not showed significant difference between the groups. But the power and work variables were equivalents in both groups, which demonstrate that after these athletes injures and the recuperations, and with the returning to the sportive activities, there were an reestablishing at the production of the muscular strength that actuate in the evtor and invertor ankle musculature.

Unitherns : sprain by inversion, indoor soccer, torque ratio, activation ratio, power and muscular work.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1:** Representação esquemática da relação Torque x Ângulo para o torque dos eversores do tornozelo nos ângulos de -20° , 0° e 20° 59
- Figura 2:** Representação esquemática da relação Torque x Ângulo para o torque dos inversores do tornozelo nos ângulos de -20° , 0° e 20° 60
- Figura 3:** Representação esquemática da Razão Torque x Ângulo onde foram divididos os valores do torque dos eversores pelos do torque dos inversores do tornozelo nos ângulos de -20° , 0° e 20° 61
- Figura 4:** Representação esquemática da relação Torque x Velocidade para o torque concêntrico dos eversores do tornozelo nas velocidades de 60° , 120° e $180^\circ/s$ 62
- Figura 5:** Representação esquemática da relação Torque x Velocidade para o torque concêntrico dos inversores do tornozelo nas velocidades de 60° , 120° e $180^\circ/s$ 63
- Figura 6:** Representação esquemática da Razão Convencional Torque x Velocidade, onde foram divididos os valores do torque concêntrico dos eversores pelo torque concêntrico dos inversores do tornozelo nas velocidades de 60° , 120° e $180^\circ/s$ 64
- Figura 7:** Representação esquemática da relação Torque x Velocidade para o torque excêntrico dos eversores do tornozelo nas velocidades de 60° , 120° e $180^\circ/s$ 65
- Figura 8:** Representação esquemática da relação Torque x Velocidade para o torque excêntrico dos inversores do tornozelo nas velocidades de 60° , 120° e $180^\circ/s$ 66
- Figura 9:** Representação esquemática da Razão Funcional Torque x Velocidade, onde foram divididos os valores do torque concêntrico dos eversores pelo torque excêntrico dos inversores nas velocidades de 60° , 120° e $180^\circ/s$ 67
- Figura 10:** Representação esquemática da Razão Funcional Torque x Velocidade, onde foram divididos os valores do torque excêntrico dos eversores pelo torque concêntrico dos inversores nas velocidades de 60° , 120° e $180^\circ/s$ 68

Figura 11: Representação esquemática do Pico de Torque eversor e inversor concêntrico dos grupos com e sem lesão na velocidade de 60°/s.....	69
Figura 12: Representação esquemática do Torque eversor e inversor concêntrico no ângulo 0° dos grupos com e sem lesão na velocidade de 60°/s.....	70
Figura 13: Representação esquemática do Trabalho eversor e inversor concêntrico dos grupos com e sem lesão na velocidade de 60°/s.....	71
Figura 14: Representação esquemática da Potência eversora e inversora concêntrica dos grupos com e sem lesão na velocidade de 60°/s.....	72
Figura 15: Representação esquemática do sinal RMS do músculo inversor tibial anterior nos ângulos de -20°, 0° e 20°.....	73
Figura 16: Representação esquemática do sinal RMS do músculo eversor fibular curto nos ângulos de -20°, 0° e 20°.....	74
Figura 17: Representação esquemática do sinal RMS do músculo eversor fibular longo nos ângulos de -20°, 0° e 20°.....	75
Figura 18: Representação esquemática da Razão de Ativação na relação Torque x Ângulo, onde foram divididos os valores do sinal RMS do músculo eversor fibular curto pelo sinal RMS do músculo inversor tibial anterior.....	76
Figura 19: Representação esquemática da Razão de Ativação na relação Torque x Ângulo, onde foram divididos os valores do sinal RMS do músculo eversor fibular longo pelo sinal RMS do músculo inversor tibial anterior.....	77
Figura 20: Representação esquemática da Razão de Ativação Convencional na relação Torque x Velocidade, onde foram divididos os valores do sinal RMS concêntrico do músculo eversor fibular curto pelo sinal RMS concêntrico do músculo inversor tibial anterior.....	78
Figura 21: Representação esquemática da Razão de Ativação Convencional na relação Torque x Velocidade, onde foram divididos os valores do sinal RMS concêntrico do músculo eversor fibular longo pelo sinal RMS concêntrico do músculo inversor tibial anterior.....	79

Figura 22: Representação esquemática da Razão de Ativação Funcional na relação Torque x Velocidade, onde foram divididos os valores do sinal RMS excêntrico do músculo eversor fibular curto pelo sinal RMS concêntrico do músculo inversor tibial anterior..... 80

Figura 23: Representação esquemática da Razão de Ativação Funcional na relação Torque x Velocidade, onde foram divididos os valores do sinal RMS excêntrico do músculo eversor fibular longo pelo sinal RMS concêntrico do músculo inversor tibial anterior..... 81

Figura 24: Representação esquemática da Razão de Ativação Funcional na relação Torque x Velocidade, onde foram divididos os valores do sinal RMS concêntrico do músculo eversor fibular curto pelo sinal RMS excêntrico do músculo inversor tibial anterior..... 82

Figura 25: Representação esquemática da Razão de Ativação Funcional na relação Torque x Velocidade, onde foram divididos os valores do sinal RMS concêntrico do músculo eversor fibular longo pelo sinal RMS excêntrico do músculo inversor tibial anterior..... 83

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1:** Análise descritiva da idade, da massa, altura e do IMC dos sete indivíduos com lesão unilateral de tornozelo..... 50
- Tabela 2:** Análise descritiva da perimetria, das dobras cutâneas e da amplitude de movimento dos sete indivíduos com lesão unilateral de tornozelo..... 50
- Tabela 3 :** Médias e erros padrões das variáveis ligadas torque x ângulo em função da lesão e do ângulo..... 51
- Tabela 4:** Níveis descritivos de probabilidade do teste F da análise de medidas repetidas para as variáveis ligadas ao torque versus ângulo..... 53
- Tabela 5:** Médias e erros padrões das variáveis ligadas a torque x velocidade em função da lesão e do ângulo..... 55
- Tabela 6:** Níveis descritivos de probabilidade do teste F da análise de medidas repetidas para as variáveis ligadas ao torque x velocidade.....56 e 57
- Tabela 7:** Médias e erros padrões das variáveis do torque x velocidade na velocidade de 60º/segundo e níveis descritivos de probabilidade do teste t para dados pareados..... 58

LISTA DE ABREVIATURAS

E/I: relação entre eversores e inversores do tornozelo.

EVcon/INVcon: razão convencional de eversores e inversores do tornozelo.

EVexc/INVcon: razão funcional da força eversora excêntrica pela inversora concêntrica.

EVcon/INVexc: razão funcional da força eversora concêntrica pela inversora excêntrica.

EMG: eletromiografia

RMS: root mean square

CVM: contração voluntária máxima

IMC: índice de massa corporal

ADM: amplitude de movimento

EV: eversores do tornozelo

INV: inversores do tornozelo

TxA: relação torque x ângulo

TxV: relação torque x velocidade

TI_{ev}: torque eversor isométrico

TI_{inv}: torque inversor isométrico

RMS_{ta_{ISOM}}: sinal RMS isométrico do músculo inversor tibial anterior

RMS_{fc_{ISOM}}: sinal RMS isométrico do músculo eversor fibular curto

RMS_{fl_{ISOM}}: sinal RMS isométrico do músculo eversor fibular longo

RCI_{ev/inv}: razão convencional isométrica (EV/INV)

RAI_{fc/ta}: razão de ativação isométrica fibular curto/tibial anterior

RAI_{fl/ta}: razão de ativação isométrica fibular longo/tibial anterior

Tev_{CON}: torque velocidade eversor concêntrico

Tev_{EXC}: torque velocidade eversor excêntrico

RMS_fc_{CON}: ativação do eversor fibular curto concêntrico

RMS_fl_{CON}: ativação do eversor fibular longo concêntrico

RMS_fc_{EXC}: ativação do eversor fibular curto excêntrico

RMS_fl_{EXC}: ativação do eversor fibular longo excêntrico

Tinv_{CON}: torque velocidade inversor concêntrico

Tinv_{EXC}: torque velocidade inversor excêntrico

RMS_ta_{CON}: ativação do inversor tibial anterior concêntrico

RMS_ta_{EXC}: ativação do inversor tibial anterior excêntrico

RF_ev_{CON}/inv_{EXC}: razão de torque funcional EVcon/INVexc

RF_ev_{EXC}/inv_{CON}: razão de torque funcional EVexc/INVcon

RAC_fc/ta: razão de ativação convencional fibular curto/tibial anterior

RAC_fl/ta: razão de ativação convencional fibular longo/tibial anterior

RC_ev/inv: razão de torque convencional (EV/INV)

RAF_fc_{CON}/ta_{EXC}: razão de ativação funcional FIBULAR CURTO(con)/TIBIAL ANTERIOR(exc)

RAF_fl_{CON}/ta_{EXC}: razão de ativação funcional FIBULAR LONGO(con)/TIBIAL ANTERIOR(exc)

RAF_fc_{EXC}/ta_{CON}: razão de ativação funcional FIBULAR CURTO(exc)/TIBIAL ANTERIOR(con)

RAF_fl_{EXC}/ta_{CON}: razão de ativação funcional FIBULAR LONGO(exc)/TIBIAL ANTERIOR(con)

ANG_PTEv: ângulo do pico de torque eversor concêntrico

ANG_PTinv: ângulo do pico de torque inversor concêntrico

POT_ev: potência eversora concêntrica

POT_inv: potencia inversora concêntrica

PT_ev: pico de torque eversor concêntrico

PT_inv: pico de torque inversor concêntrico

Tev_0°: torque eversor concêntrico no ângulo 0°

Tinv_0°: torque inversor concêntrico no ângulo 0°

TRAB_ev: trabalho eversor concêntrico

TRAB_inv: trabalho inversor concêntrico

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 REFERENCIAL TEÓRICO	19
2.1 ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO	19
2.2 LESÕES DE TORNOZELO	20
2.3 DEMANDAS FUNCIONAIS E LESÕES NO FUTSAL	23
2.4 AÇÃO AGONISTA, ANTAGONISTA E RAZÕES MUSCULARES	27
2.5 EMG E RAZÕES DE ATIVAÇÃO	33
3 PROBLEMA DE PESQUISA	39
4 OBJETIVOS	39
4.1 OBJETIVO GERAL	39
4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	39
5 HIPÓTESES	40
6 METODOLOGIA	40
6.1 TIPO DE ESTUDO	40
6.2 VARIÁVEIS	40
6.3 AMOSTRA	41
6.3.1 Critérios de Inclusão 41	
6.3.2 Critérios de exclusão 41	
6.4 AQUISIÇÃO DE DADOS	42
6.4.1 Ficha de avaliação 42	
6.4.2 Questionário de anamnese sobre lesão na articulação do tornozelo 42	
6.4.3 Medidas Antropométricas 42	
6.4.4 Torque 43	
6.4.5 Sinais eletromiográficos (EMG) 44	
6.5 PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO	44
6.6 ANÁLISE DE DADOS	46
6.7 CÁLCULO DAS RAZÕES	47
6.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO	48
7. RESULTADOS	49
7.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	49
7.2 COMPARAÇÕES	50
7.2.1 TORQUE X ÂNGULO 50	
7.2.2 TORQUE X VELOCIDADE 53	
7.3 RAZÕES DE TORQUE	58
7.3.1 RELAÇÃO TORQUE X ÂNGULO 58	
7.3.1.1 Torque isométrico dos eversores do tornozelo (TI _{ev})	58
7.3.1.2 Torque isométrico dos inversores do tornozelo (TI _{inv})	59
7.3.1.3 Razão Convencional Isométrica de EV/INV (RCI _{ev/inv})	60
7.3.2 RELAÇÃO TORQUE X VELOCIDADE 61	
7.3.2.1 Torque concêntrico de eversores (Tev _{CON})	61
7.3.2.2 Torque concêntrico de inversores (Tin _{VCON})	62
7.3.2.3 Razão Convencional de Torque (RC _{ev/inv})	63
7.3.2.4 Torque excêntrico de eversores (Tev _{EXC})	64
7.3.2.5 Torque excêntrico de inversores (Tin _{VEXC})	65
7.3.2.6 Razão funcional EVcon/INVexc (RF _{evCON/invEXC})	66
7.3.2.7 Razão funcional EVexc/INVcon (RF _{evEXC/invCON})	67
7.3.2.8 Pico de torque concêntrico eversor (PT _{ev}) e inversor (PT _{inv}) a 60°/s	68
7.3.2.9 Torque concêntrico eversor (Tev _{0°}) e inversor (Tin _{v0°}) em 0° na velocidade de 60°/s	69
7.3.2.10 Trabalho eversor (TRAB _{ev}) e inversor (TRAB _{inv}) a 60°/s	70

7.3.2.11 Potência eversora (POT_ev) e inversora (POT_inv) a 60°/s	71
7.4 RAZÕES DE ATIVAÇÃO	72
7.4.1 RELAÇÃO TORQUE X ÂNGULO 72	
7.4.1.1 Ativação isométrica do Tibial Anterior (RMS_ta _{ISOM})	72
7.4.1.2 Ativação isométrica do Fibular Curto (RMS_fc _{ISOM})	73
7.4.1.3 Ativação isométrica do Fibular Longo (RMS_fl _{ISOM})	74
7.4.1.4 Razão de ativação isométrica EV/INV (Fibular curto/Tibial anterior) (RAI_fc/ta)	75
7.4.1.5 Razão de ativação isométrica EV/INV (Fibular longo/Tibial anterior) (RAI_fl/ta)	76
7.4.2 RELAÇÃO TORQUE X VELOCIDADE 77	
7.4.2.1 Razão de Ativação Convencional Fibular Curto/Tibial Anterior (RAC_fc/ta)	77
7.4.2.2 Razão de Ativação Convencional Fibular Longo/Tibial Anterior (RAC_fl/ta)	78
7.4.2.3 Razão de Ativação Funcional Fibular Curto/Tibial Anterior (RAF_fc _{EXC} /ta _{CON})	79
7.4.2.4 Razão de Ativação Funcional Fibular Longo/Tibial Anterior (RAF_fl _{EXC} /ta _{CON})	80
7.4.2.5 Razão de Ativação Funcional Fibular Curto/Tibial Anterior (RAF_fc _{CON} /ta _{EXC})	81
7.4.2.6 Razão de Ativação Funcional Fibular Longo/Tibial Anterior (RAF_fl _{CON} /ta _{EXC})	82
8 DISCUSSÃO	83
9 CONCLUSÃO	91
10 CONSIDERAÇÕES FINAIS	92
11 REFERÊNCIAS	93
APÊNDICES	103
ANEXOS	106

1 INTRODUÇÃO

O tornozelo é a articulação utilizada na primeira estratégia de controle postural em uma situação de perturbação ântero-posterior do equilíbrio na postura ereta, o que faz com que a musculatura que movimenta essa articulação seja importante para a manutenção da estabilidade (MARIGOLD, 2002; SHUMWAY-COOK, 2003). Esta articulação é uma das mais afetadas no corpo devido às forças a ela impostas e à massa que ela sustenta. O tornozelo carrega mais peso por unidade de área do que qualquer outra articulação do corpo (FALLAT et al., 1998).

As lesões no tornozelo estão bastante presentes no âmbito esportivo. Dentre elas, podemos citar fraturas, lesões nos tendões, síndromes de impacto, compressões nos nervos e, principalmente, as entorses (FUNK, 2003). Existem diferentes tipos de entorses no tornozelo, baseadas na localização e na gravidade da lesão. As entorses laterais são as mais comuns; compreendem 85% deste tipo de lesão, e ocorrem por inversão da articulação acometendo os ligamentos laterais (BAUMHAUER et al., 1995). As entorses que ocorrem por eversão da articulação atingem os ligamentos deltóide e medial, e correspondem a cerca de 5% das entorses do tornozelo, enquanto as lesões nas sindesmoses (grupo de ligamentos laterais do tornozelo que mantém o encaixe da fíbula e da tíbia distal) respondem pelos 10% restantes (ANDERSON, 1952; LAMBERT, 1971).

Entorses laterais de tornozelo geralmente ocorrem entre os ângulos de 0° e 30° de inversão. Há vários fatores e mecanismos que podem prevenir a ocorrência desta lesão. A razão das forças excêntricas eversoras/concêntrica inversoras (E_{exc}/I_{con}) é um destes fatores associados à prevenção do trauma por inversão (YILDIZ et al., 2003).

A razão recíproca é um índice que representa a relação entre grupos musculares antagonistas e possibilita uma avaliação objetiva da atuação destes grupos musculares na articulação. A utilização da avaliação isocinética e a comparação entre grupos musculares antagonistas possibilitam a determinação de déficits e/ou desequilíbrios musculares, o que pode auxiliar na prevenção e tratamento de lesões, bem como na prescrição do treino (MOLLARD e POUX, 1986; POCHOLLE e CODINE, 1993; PIRES et al., 1999; DVIR, 2002). Tem sido postulado que o excessivo desequilíbrio no valor

destas razões recíprocas predispõe a articulação ou o grupo muscular mais fraco a lesões (PERRIN, 1993a).

Um balanço muscular inapropriado decorre de um desequilíbrio de forças e/ou de ativação (HORSTMANN e KRANEMBERG, 1994). O desequilíbrio muscular pode conduzir ao estiramento das fibras musculares antagonistas, se a energia gerada pela contração do agonista ou a ação passiva relacionada à inversão da articulação for muito mais alta do que a unidade músculo-tendínea antagonista possa suportar. Este desequilíbrio torna o sujeito mais vulnerável à fraqueza e à fadiga muscular, e músculos suscetíveis à fadiga apresentam pouca habilidade em absorverem repetidos impactos e estresse (CIULLO e ZARINS, 1983; GARRETT, 1990).

Estes desequilíbrios são avaliados através das razões de torque, e as alterações destas razões têm sido sugeridas como fator de risco para as lesões no esporte (FONSECA, 2007). Portanto, a avaliação das razões de torque em equipes esportivas é fundamental no sentido de fornecer subsídios a preparadores físicos quanto à capacidade de produção de força dos atletas a fim de minimizar fatores de risco de lesão. Além disso, a avaliação destas razões também pode fornecer dados objetivos para os fisioterapeutas de equipes esportivas, a fim de que se possam identificar os níveis de recuperação plena de atletas lesionados.

Segundo Alonso (2003), o futebol, como os demais esportes, promove a especialização dos atletas para desempenhar as funções táticas específicas e solicitação muscular seletiva. O futsal é um esporte que exige muito esforço da musculatura dos membros inferiores. São diferentes formas de deslocamentos, velocidades e intensidades dentro do jogo de futsal e entre as diferentes funções de cada jogador em quadra, os quais predispõem as articulações do membro inferior, e principalmente o tornozelo, a lesões. Como durante a prática desse esporte alguns grupos musculares são mais exercitados que outros, isso pode gerar desequilíbrios entre o membro dominante e não-dominante e/ou entre grupos musculares agonistas/antagonistas do mesmo membro. Essas demandas funcionais específicas sobre o tornozelo podem, portanto, determinar o surgimento de lesões no futsal.

Além disso, lesões determinam alterações estruturais e funcionais em grupos musculares que agem sobre uma determinada articulação. Como mencionado anteriormente, a entorse de tornozelo é uma das lesões de maior incidência no tornozelo, e que parece ser a de maior incidência entre atletas de futsal. A liberação dos atletas após o período de reabilitação geralmente é efetuada com base em uma avaliação clínica subjetiva, e não há um acompanhamento objetivo dos efeitos dessa lesão sobre uma série de variáveis funcionais dos músculos inversores e eversores do tornozelo nesses atletas.

Este trabalho tem como objetivos: avaliar as razões de torque e ativação, a potência e o trabalho realizados pela musculatura inversora e eversora do tornozelo de atletas profissionais de uma equipe de futsal, que sofreram em seu histórico esportivo a lesão chamada entorse por inversão (unilateral). Espera-se, a partir dos resultados encontrados verificar se esta lesão ocorrida anteriormente tem alguma consequência atual no desempenho destes atletas dentro do esporte ou se a recuperação dos mesmos pode ser considerada como adequada.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO

O tornozelo é a articulação formada entre três ossos: a tibia, a fíbula e o tálus. O termo tornozelo refere-se especificamente à articulação talocrural, que é a articulação entre o tálus e a tibia distal (superfície tibiotalar) e o tálus e a fíbula (articulação talofibular). O segmento proximal do tornozelo é composto pela superfície articular côncava que se estende mais distalmente sobre a fíbula (parte externa) e sobre a margem posterior da tibia. A extremidade distal da tibia (faceta articular inferior e maléolo medial), a extremidade distal da fíbula (maléolo lateral) e o corpo do tálus formam um encaixe no tornozelo que é o que dá a estabilidade óssea a articulação (NORKIN e LEVANGIE, 2001).

A estabilidade articular também é proporcionada por tecidos moles que circundam o tornozelo. Três complexos ligamentares fornecem a maior parte da estabilidade desta articulação: o complexo ligamentar lateral, os ligamentos da sindesmose (lateralmente) e o ligamento deltóide (medialmente), bem como pela arquitetura óssea e seus ligamentos de sustentação. O maléolo lateral e seus ligamentos associados parecem ser chave para a sustentação do tornozelo e a manutenção do contato tíbio-talar (FUNK, 2003).

Em relação às estruturas musculares da perna que têm ação sobre a articulação do tornozelo, podemos citar as conexões fasciais, distintas em quatro compartimentos: anterior, lateral, posterior superficial e posterior profundo. Correspondem a cada compartimento os seguintes músculos: tibial anterior e extensores do hálux e artelhos no compartimento anterior; os fibulares longo e curto, no compartimento lateral; o gastrocnêmio e o sóleo no compartimento superficial posterior; e os flexores longos dos artelhos e do hálux, além do tibial posterior no compartimento posterior profundo (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

Os movimentos de inversão e eversão ocorrem na articulação subtalar e são mais complexos do que a flexão dorsal (dorsiflexão) e a flexão plantar (plantiflexão). A

inversão resulta de movimentos combinados com supinação, adução e flexão plantar, os quais ocorrem próximos dos eixos longitudinal, vertical e coronal, respectivamente. A eversão é similarmente uma combinação de pronação, abdução e dorsiflexão (NORKIN e LEVANGIE, 2001).

Os músculos flexores plantares são também chamados de anti-gravitacionais, e são mais utilizados que os flexores dorsais nas atividades da vida diária (AVD), assim como nas atividades esportivas. Os músculos gastrocnêmio e sóleo são motores primários da flexão plantar, ao passo que o tibial anterior, extensor longo dos dedos e fibular terceiro são antagonistas da flexão plantar, e, portanto, flexores dorsais. Já os motores primários da inversão são os músculos tibial anterior e tibial posterior, enquanto a eversão é produzida pela ação dos músculos fibular longo, fibular curto, fibular terceiro e extensor longo dos dedos (HAMILL e KNUTZEN, 1999; MULLIGAN, 2000).

2.2 LESÕES DE TORNOZELO

As lesões de uma maneira geral, foram definidas e classificadas a partir de pesquisas epidemiológicas, analisando-se variáveis como o grau de lesão estrutural no tecido, a duração da incapacidade e a necessidade de cuidados médicos (BACH e HASAN, 2003). Com base na duração da incapacidade, as lesões são classificadas como agudas ou crônicas. Uma lesão aguda, como uma entorse dos ligamentos laterais do tornozelo, é caracterizada por um evento súbito, no qual a causa e o momento são claramente identificáveis. A dor é intensa no momento da lesão, mas diminui gradativamente à medida que a inflamação é tratada (LEADBETTER, 1990). Por outro lado, na lesão crônica, uma disfunção sub-clínica ou microtrauma, precedem o momento de uma lesão identificável. Isto implica em danos teciduais que vão sendo acumulados durante algum tempo antes de se identificar a lesão e de se procurar o tratamento médico. O acúmulo de cicatrizes, mudanças degenerativas e atrofia provocarão uma recuperação bem mais lenta e o resultado é um período de vulnerabilidade a novas lesões (LEADBETTER, 1990).

A lesão crônica dura meses, ou mesmo anos, e é caracterizada por sintomas persistentes como tendinites, bursites e fasciítes. Existe ainda a fase sub-aguda, que é um período de tempo compreendido entre a lesão crônica e aguda e que ocorre tipicamente várias semanas após o trauma inicial (BACH e HASAN, 2003).

As lesões no tornozelo estão bastante presentes no âmbito esportivo. Dentre as principais lesões observadas na prática desportiva, podemos citar fraturas, lesões nos tendões, síndromes de impacto, compressões nos nervos, e principalmente as entorses (FUNK, 2003). Existem diferentes tipos de entorses no tornozelo, baseadas na localização e na gravidade da lesão. As entorses laterais são as mais comuns, compreendem 85% deste tipo de lesão e ocorrem por inversão da articulação, acometendo os ligamentos laterais (BAUMHAUER et al., 1995). As entorses que ocorrem por eversão da articulação, atingem os ligamentos deltoíde e medial, e correspondem à cerca de 5% das entorses do tornozelo. Por fim, as lesões nas sindesmoses respondem pelos 10% restantes das lesões (ANDERSON, 1952; LAMBERT, 1971).

As entorses por inversão de tornozelo são consideradas lesões agudas dos ligamentos laterais que, na maior parte das vezes, são sanadas com o tratamento adequado, enquanto outras mais severas persistem com os sintomas de dor, enfraquecimento, instabilidade articular, podendo causar uma nova entorse. O termo instabilidade crônica é normalmente utilizado para caracterizar a ocorrência de repetidos episódios de entorses laterais de tornozelo, que apresentam sintomas residuais como dor, edema e perda da amplitude de movimento, ocorrendo logo após a entorse inicial (FALLAT, 1998).

As entorses podem ser classificadas de acordo com a intensidade do trauma em:

- a) grau I ou leve – há integridade de quase todas as fibras ligamentares, presença de pequena reação vasomotora, caracterizada pelo edema, sintomas de dor leve na fase aguda e pronto restabelecimento do apoio e da marcha;
- b) grau II ou moderado – há ruptura parcial das fibras ligamentares, presença de hematoma e edema de maior dimensão pela maior lesão vascular, sintomas de dor e processo inflamatório maior que no grau I, o apoio e a marcha estão dificultados, retornando somente após a regressão

destes sintomas. Pelo teste de gaveta anterior, verifica-se pequena instabilidade quando a articulação é submetida ao exame sob estresse. c) grau III ou grave – presença de dor intensa, há grande área de ruptura de vasos mostrando edema importante, hematoma de grande extensão e, ainda, tumefação na articulação. Ocorre instabilidade radiológica por estresse de grande abertura, e pode haver avulsões ósseas. No teste de gaveta anterior também é possível a verificação de grande instabilidade. A ruptura das estruturas cápsulo ligamentares é completa, e isso se comprova por artrografia devido ao extravasamento de líquido para as regiões onde, normalmente, ele não deve ser encontrado. Neste grau, o tratamento é geralmente cirúrgico (O'DONOGHUE, 1970; RENSTRÖM, 1999).

As entorses da sindesmose são geralmente mais incapacitantes que as entorses laterais rotineiras do tornozelo. São em geral diagnosticadas tardiamente, pois o atleta não está se recuperando tão rápido como seria de se esperar para uma “entorse rotineira”. Uma forma de se avaliar uma entorse de sindesmose é através do resultado positivo do teste de compressão desta articulação, onde sob estresse em rotação externa palpa-se o ligamento tíbio-fibular ântero-inferior, causando dor neste local, indicando assim a entorse da sindesmose (FUNK, 2003).

As entorses mediais do tornozelo são as menos comuns. Elas ocorrem com um mecanismo de pronação-eversão, embora o ligamento deltóide raramente seja completamente rompido, devido a sua alta capacidade de suportar carga antes de falhar (FUNK, 2003).

A complicação mais comum encontrada nas entorses de tornozelo é a instabilidade funcional e mecânica. Tem sido sugerido que um enfraquecimento dos músculos eversores do tornozelo após uma lesão pode ser fator contribuinte para esta instabilidade (TROPPEL, 1986).

Entorses laterais de tornozelo, caracteristicamente ocorrem entre os ângulos 0° e 30° de inversão. Há vários fatores e mecanismos que podem prevenir a ocorrência de entorses de tornozelo. A razão das forças excêntricas eversoras/concêntrica inversoras (Eexc/Icon) é um destes fatores associados à prevenção do trauma por inversão (YILDIZ et al., 2003). Um aumento nesta razão, da posição neutra (0°) até 30° de

inversão é esperado como prevenção de entorses por inversão de tornozelo. Acredita-se que esta razão está diminuída em uma entorse aguda de tornozelo. No estudo de Yildiz et al. (2003) foi encontrada uma razão $E_{exc}/I_{con} = 1,9$ para o pico de torque em indivíduos saudáveis, enquanto se chegou a razão $E_{exc}/I_{con} = 1,7$ para indivíduos com instabilidade crônica de tornozelo no valor do pico de torque. Contudo, esta razão não tem sido avaliada em seu período agudo, devido à inabilidade do paciente com entorse na performance de um teste isocinético máximo. No período crônico um declínio na razão E_{exc}/I_{con} pode ocorrer devido ao edema, dor, lesões nos músculos ou programas de exercícios ineficientes.

Podemos identificar diferentes fatores que propiciam a ocorrência de lesões no futsal e que podem ser classificados em intrínsecos e extrínsecos. Dentre os fatores intrínsecos a presença de deformidades no quadril, joelho, tornozelo e pé podem ajudar na ocorrência de lesões. Já nos fatores extrínsecos podemos destacar o tipo de piso, a iluminação da quadra e o tipo de calçado utilizado pelo atleta (MOREIRA, 2002).

Fatores de risco intrínsecos em potencial que podem desenvolver uma entorse lateral de tornozelo inicial têm sido examinados, incluindo a instabilidade ligamentar, a força muscular, a anatomia do pé e o alinhamento do tornozelo, a postura e mecanismos de caminhada, bem como o tempo de reação muscular (MORRISON et al., 2007).

2.3 DEMANDAS FUNCIONAIS E LESÕES NO FUTSAL

O futsal é um esporte coletivo que é caracterizado por períodos de alta intensidade e curta duração, intercalando com períodos de baixa intensidade e algumas pausas, que não permitem uma recuperação completa. São movimentos de alta velocidade em espaço muito reduzidos (5 a 10m), contínuas trocas de direção e sentido no deslocamento, intercaladas por períodos de recuperação ativos e incompletos. É considerado um esporte de colaboração-oposição, e possui uma solicitação energética do tipo mista intermitente (aeróbica-anaeróbica), com uma exigência muscular geral dinâmica alta, e estática variando de baixa a moderada (MEDINA et al., 2002).

A partir da distância total percorrida pelos jogadores em uma partida, pode-se estabelecer qual foi a intensidade do exercício. A atividade exercida pelos jogadores pode ser classificada ainda pelo tipo de ação ou movimento, intensidade, duração e frequência (REILLY,1997).

Segundo Araújo et al. (1996), a distância média percorrida por jogadores de futsal durante uma partida, varia entre 4300 a 4900 m, e depende ainda de qual a posição o jogador ocupa no time. Os valores encontrados para as diferentes posições foram: posição de fixo (F): 4494 m; posição de ala (A): 4877 m; e para a posição de pivô (P): 4304 m.

Para Molina (1996), os valores encontrados foram outros: para F: 1940 m; para A: 3042 m; e para P: 1967 m, o que demonstra uma diferença bastante significativa entre os estudos que mediram as distâncias percorridas em quadra pelos atletas de diferentes posições.

Outro autor, Moreno (2001), obteve os seguintes valores: F: 6014 m; A: 7876 m; e P: 5893 m. Estes estudos que obtiveram resultados com diferenças tão expressivas podem ter sido encontrados devido às diferentes metodologias de coleta de dados na busca em obter a distância percorrida pelos atletas dentro de uma partida de futsal, e também pela diferença técnica que possivelmente existiu entre as equipes analisadas.

Ainda segundo o estudo acima, os jogadores de futsal percorreram em média 6000 m por partida, e as velocidades atingidas nos deslocamentos de cada jogador variaram ao longo da dinâmica do jogo. A metodologia utilizada neste estudo foi a filmagem dos jogadores durante uma partida de futsal e os valores encontrados foram os seguintes: em 11% do total da distância percorrida durante a partida, a velocidade dos jogadores variou de 0 a 1 m.s⁻¹; em 46% da distância total variou entre 1 e 3 m.s⁻¹; em 26% da distância total ficou entre 3 a 5 m.s⁻¹; e em 15 % da distância total variou entre 5 a 7 m.s⁻¹.

Molinuevo e Ortega (1989) em uma comparação entre atletas espanhóis e brasileiros de futsal, e encontraram que os jogadores de futsal como um todo, possuem altos valores de força/potência e agilidade de membros inferiores, devido às altas exigências específicas dos movimentos de uma partida de futsal.

Seguindo o modelo proposto por Molinuevo e Ortega (1989), Soares et al. (2006) consideraram o deslocamento para trás (DT), o deslocamento lateral (DL) e o andar (AN) como sendo de baixa intensidade, o trotar (TR) como sendo de média intensidade e o correr (CO) como sendo de alta intensidade. A intensidade neste esporte não significa apenas o tipo de movimento, mas sim, a velocidade com que é executado. O objetivo deste estudo foi determinar a distância e a intensidade nas características dos deslocamentos AN, TR, CO, DL e DT, em uma partida de futsal nas diferentes posições dos atletas.

Considerando a posição dos jogadores em quadra observou-se que as atividades de baixa intensidade predominaram na posição de goleiro; média intensidade, na posição de ala; e alta intensidade, na posição de fixo. Nota-se neste estudo, diferentemente dos citados anteriormente, a presença da posição de goleiro (G) na obtenção da distância percorrida, onde os valores encontrados foram: G: 2602 m; A: 3146 m; F: 4168 m; e P: 3348 m (SOARES et al., 2006).

Neste estudo, Soares et al. (2006) seguiram uma metodologia chamada Teste de Withers (WITHERS et al., 1982). A metodologia utilizada foi assim descrita: os jogadores foram filmados, percorrendo uma distância de nove metros, com a finalidade de determinar o comprimento da passada nos cinco tipos de deslocamento. Seguindo este protocolo, o tamanho da passada específica foi obtido pelo número de passadas dividido pelo espaço percorrido (WITHERS et al., 1982).

Em um comparativo, Molina (1996) observou que, para cada atividade de alta intensidade realizada, aconteceram três de baixa intensidade para o fixo, sete para o ala e dez para o pivô, respectivamente. Já para Soares et al. (2006), para cada atividade de alta intensidade ocorreram oito de baixa intensidade. Isso comprova o aspecto do esforço intermitente que ocorre com os atletas neste esporte.

Um fator que deve ser levado em consideração ao se comparar estes estudos, que foram realizados em períodos diferentes, são as modificações que ocorreram em relação às regras do jogo e conseqüentemente ocasionaram mudanças táticas no futsal (SOARES et al., 2006).

De acordo com Moreira et al. (2004), os esforços que o futsal impõe aos seus atletas, como movimentos bruscos e mudanças de direção repentinas, fazem com que o sistema músculo esquelético seja muito exigido na movimentação dentro da quadra, submetendo as estruturas osteomioarticulares a grandes impactos, o que o predispõe a lesões.

Ainda neste estudo foi realizada uma análise cinesiológica do fundamento chute do futsal, desmembrando este movimento em quatro fases distintas: aproximação, preparação, execução e desaceleração. Ficou evidenciado que neste movimento específico do futebol e do futsal é exigida do atleta uma harmonia articular entre tronco e membros inferiores, necessitando uma preparação adequada para que não ocorram ou se minimizem os riscos de possíveis lesões.

Podemos identificar diferentes fatores que propiciam a ocorrência de lesões no futsal e que podem ser classificados em intrínsecos e extrínsecos. Dentre os fatores intrínsecos, a presença de deformidades no quadril, joelho, tornozelo e pé podem ajudar na ocorrência de lesões. Já nos fatores extrínsecos podemos destacar o tipo de piso, a iluminação da quadra e o tipo de calçado utilizado pelo atleta (MOREIRA et al., 2002).

Analisando-se as cadeias cinéticas abertas e fechadas, que são encontradas na prática do futsal, podemos considerar que as lesões ocorridas em cadeias cinéticas fechadas, onde o pé encontra-se apoiado ao solo, são consideradas mais graves, e envolvem, na maioria das vezes, um maior número de estruturas osteomioarticulares. Já lesões ocorridas em cadeias cinéticas abertas, onde o pé não está em contato com o solo, são consideradas menos graves, e acabam por envolver um menor número de estruturas do sistema músculo-esquelético (MOREIRA et al., 2002).

Segundo Webb e Garrick (2001), os movimentos bruscos do futsal e as desacelerações, como a última fase do chute, podem ocasionar lesões significativas, principalmente lesão da “tríade infeliz” (menisco medial, ligamento colateral tibial e ligamento cruzado anterior). Porém, a lesão que se observa com mais frequência é a entorse por inversão na articulação do tornozelo, a qual acomete principalmente o ligamento talo-fibular anterior, pertencente ao ligamento lateral do tornozelo.

A incidência de lesões no futsal não é maior do que em uma partida de futebol de campo. Na categoria profissional do futsal ocorrem menos lesões quando comparado ao mesmo nível do futebol. Nas duas modalidades as lesões ocorrem mais nos jogos do que nos treinamentos. No futsal o nível de lesões é maior em atletas com mais de 25 anos. Nas mulheres, embora o número de lesões seja semelhante, o grau de severidade é maior, sendo as lesões mais graves na articulação do joelho (TICKER, 1995).

Em função da pouca produção científica na área do futsal referenciamos segundo Alonso et al. (2003) que, o futebol, como os demais esportes, promove a especialização dos atletas para desempenhar as funções táticas específicas. A solicitação muscular é seletiva, isto é, alguns grupos musculares são mais exercitados que outros, podendo gerar desequilíbrios entre o membro dominante e não-dominante e/ou entre grupos musculares agonistas/antagonistas do mesmo membro. O desequilíbrio das forças que agem sobre as articulações pode causar alterações posturais ou da biomecânica articular, e predispor o atleta a lesões ou a baixo desempenho (BAUMHAUER, 1995).

Segundo Ticker (1995), em um estudo realizado considerando as partes do corpo envolvidas com lesões no futsal, observa-se predominância nos membros inferiores. Entre os locais de maior acometimento está o tornozelo, correspondendo a 23% das lesões, sendo que 84% das lesões dessa articulação correspondem às entorses de tornozelo por inversão. Seguem-se as lesões de joelho com 23%, sendo que 48% dessas lesões correspondem a lesões ligamentares.

2.4 AÇÃO AGONISTA, ANTAGONISTA E RAZÕES MUSCULARES

Quando a força muscular for maior que a força externa na realização de um movimento, o músculo se encurta durante a contração, com uma conseqüente aproximação de seus pontos de inserção. O trabalho realizado pelo músculo é considerado como positivo ou motor, caracterizando uma contração concêntrica. O músculo responsável pela realização do movimento é denominado de agonista. Se a

resistência aplicada ao segmento exceder a força que o músculo pode produzir, este músculo (agonista) sofre alongamento ativo e suas inserções se afastam, o que é característico das contrações excêntricas. Se o músculo que executa determinado movimento articular é chamado agonista, o músculo que produz o movimento articular oposto é chamado de antagonista. Já no caso de não haver movimento, onde a força muscular é igual à resistência, a velocidade será nula, ou igual a zero e a contração será considerada como estática ou isométrica (SAIDI, 1997).

Quando vários músculos contribuem para a realização de um movimento, esse grupo muscular também é denominado como agonista, enquanto o grupo muscular que executa movimento contrário é chamado de antagonista. Durante a realização de um movimento qualquer, os músculos antagonistas necessitam relaxar para permitir que ocorra o movimento ou contraem-se simultaneamente aos agonistas para controlar ou reduzir a velocidade angular de um movimento articular. Quando um músculo está no papel de antagonista, fica mais suscetível a lesão. Isso ocorre porque o músculo está se contraindo para retardar o movimento do membro ao mesmo tempo em que está se alongando (HALL, 2005).

Durante atividades atléticas, músculos agonistas produzem trabalho concêntrico para acelerar o membro, enquanto os músculos antagonistas geram trabalho excêntrico para controlar este trabalho concêntrico e prevenir a sobrecarga da articulação. O mecanismo de co-contração, regulado por via neuromuscular, determina uma ação muscular antagonista. Um sistema neuromuscular coordenado realiza movimentos suaves, não bruscos, mesmo em velocidades altas, através desta ativação do grupo muscular antagonista. Este grupo muscular atua, basicamente, na fase de frenagem ou desaceleração do movimento (DVIR, 2002).

Um atleta bem treinado em sua modalidade esportiva com seus movimentos específicos diminui as chances de ocorrência de lesão devido a uma “desativação” dos antagonistas, ou seja, a ativação recíproca ocorre tardiamente. Esta é uma característica de um sistema neuromuscular bem coordenado: sua habilidade de atuar de forma exímia mesmo em velocidades extremamente altas, em virtude da restrição da ativação antagonista (DVIR, 2002).

A relação agonista/antagonista é a razão entre o pico de torque da musculatura agonista e o da musculatura antagonista, e serve como parâmetro para avaliar o equilíbrio muscular de uma articulação (PINHO et al., 2005).

A razão recíproca é um índice que representa a relação entre grupos musculares antagonistas e possibilita uma avaliação objetiva da atuação destes grupos musculares na articulação. A utilização da avaliação isocinética e a comparação entre grupos musculares antagonistas possibilitam a determinação de déficits e/ou desequilíbrios musculares, o que pode auxiliar na prevenção e tratamento de lesões, bem como na prescrição do treino (MOLLARD e POUX, 1986; POCHOLLE e CODINE, 1993; PIRES et al., 1999; DVIR, 2002). Tem sido postulado que o excessivo desequilíbrio no valor destas razões recíprocas predispõe a articulação ou o grupo muscular mais fraco a lesões (PERRIN, 1993a). O desequilíbrio muscular pode ser representado por uma alteração do torque e da ativação muscular entre grupos musculares antagonistas, ou seja, por uma alteração das razões musculares.

Músculos com potencial de risco de lesão usualmente incluem aqueles que atuam como agonistas durante uma contração concêntrica excessiva, ou como antagonistas ao desacelerarem o movimento de uma articulação (CIULLO e ZARINS, 1983; GARRETT, 1990; LIEBER, 2002).

Hurley e Newham (1993) relatam que a lesão articular impede a ativação voluntária total dos músculos, acarretando em desequilíbrio dos músculos que atuam na articulação. Como se pode observar, a lesão articular, a inibição muscular e a diminuição da massa muscular e da força muscular, bem como a alteração do controle muscular, podem ter papel importante no desenvolvimento do desequilíbrio muscular.

Alonso et al. (2003) avaliaram, por meio de dinamometria isocinética, os grupos musculares eversores e inversores do tornozelo a partir das respostas dinâmicas de força e potência, e verificaram diferenças em relação ao equilíbrio agonista/antagonista e dominância em atletas de futebol e sedentários. Os parâmetros avaliados foram pico de torque (Nm), trabalho (J) e potência (W). Todas as variáveis isocinéticas estudadas (e avaliadas nas velocidades angulares de 30°/s e 120°/s), apresentaram valores maiores nos jogadores que nos sedentários.

Em outro estudo com atletas de futebol, Terreri et al. (2001) encontraram uma relação na qual os eversores do lado não-dominante eram mais fortes que os do lado dominante. Segundo os autores, isso refletiria as exigências na estabilização do tornozelo do pé de apoio, demonstrando de certa forma a especialização que o futebol requer, o que indica que a prática desportiva pode induzir a um padrão motor gerador de desequilíbrios e lesões.

Testes isocinéticos da musculatura inversora e eversora do tornozelo são utilizados para avaliar os picos de torque concêntrico e excêntrico em diferentes modalidades esportivas, e também para detectar perdas de força muscular e desequilíbrios após lesão (AYDIN et al., 2001a; AYDIN et al., 2001b; AYDIN et al., 2002).

As razões eversores/inversores para atividades musculares concêntricas e excêntricas têm sido utilizadas como diretrizes para gerenciar treinamentos de força ou reabilitação de lesões por avaliar mudanças nas razões depois do treinamento e da lesão (AYDIN et al., 2002).

A análise das razões musculares é um parâmetro utilizado para descrever as propriedades da força ou ativação musculares que atuam sobre uma articulação, e inferir sobre o equilíbrio funcional musculoesquelético. Por exemplo, a razão de força dos músculos do joelho pode ser calculada pela razão de torque máximo isocinético de flexão do joelho (isquiotibial) pelo torque máximo isocinético de extensão do joelho (quadríceps), razão I:Q (OSTERNIG, 1986; KANNUS, 1988; BALZPOULOS e BRODIE, 1989).

De modo geral, as razões musculares podem ser denominadas de duas formas: razão convencional e razão funcional. A razão I:Q tem sido convencionalmente calculada como o torque máximo de flexão do joelho dividida pelo torque máximo de extensão do joelho obtidas em uma dada velocidade angular e modo de contração. Ou seja, a razão I:Q convencional concêntrica pode ser obtida pela divisão do torque flexor máximo concêntrico dos isquiotibiais pelo torque extensor máximo concêntrico do quadríceps, em uma velocidade angular específica (KANNUS, 1988; BERMAN et al., 1991; AAGAARD et al., 1998). No entanto, AAGAARD et al. (1998) sugerem que razões

convencionais de força agonista/antagonista concêntrica e excêntrica podem não ter relevância funcional.

Tem sido sugerido que a relação da força entre agonista e antagonista para extensão e flexão do joelho pode ser melhor descrita pela razão I:Q funcional. Essa razão é obtida a partir da razão entre a força muscular excêntrica dos isquiotibiais pela concêntrica do quadríceps, representando $I_{exc}:Q_{con}$ da extensão do joelho; ou a força concêntrica dos flexores pela excêntrica dos extensores, como a razão $I_{con}:Q_{exc}$ para flexão do joelho (WESTING e SEGER, 1989; AAGAARD et al., 1998; ZAKAS et al., 2002; YILDIZ et al., 2006A; YILDIZ et al., 2006B; ZAKAS, 2006).

Nickson (1987) avaliou as razões convencionais de eversores e inversores de tornozelo em indivíduos saudáveis nas velocidades angulares de $30^{\circ}.s^{-1}$, $60^{\circ}.s^{-1}$ e $120^{\circ}.s^{-1}$. O valor encontrado para as razões nas três velocidades avaliadas foi de 0,7.

Yildiz et al. (2003) avaliou a razão funcional de eversores e inversores do tornozelo na velocidade de $120^{\circ}.s^{-1}$, tendo obtido valores de 1,7 para indivíduos com instabilidade crônica de tornozelo e 1,9 para indivíduos saudáveis, respectivamente. Hartsell e Spaulding (1999) compararam as razões funcionais de músculos eversores e inversores do tornozelo em indivíduos saudáveis e de pacientes que sofriam de instabilidade crônica em quatro velocidades angulares ($60^{\circ}.s^{-1}$, $120^{\circ}.s^{-1}$, $180^{\circ}.s^{-1}$ e $240^{\circ}.s^{-1}$). Os autores não encontraram diferença significativa nas razões excêntricas/concêntricas entre os pacientes e o grupo controle.

Pinho et al. (2003) avaliaram o pico de torque, o trabalho e a potência dos eversores e inversores do tornozelo em 30 indivíduos do sexo masculino (15 atletas de futebol e 15 sedentários) nas velocidades de $30^{\circ}.s^{-1}$ e $120^{\circ}.s^{-1}$. Em uma comparação entre os dois grupos na velocidade angular de $30^{\circ}.s^{-1}$ não se observou diferença significativa entre o lado dominante e não-dominante nos jogadores de futebol. Já no grupo controle, na mesma velocidade se observou que o trabalho e a potência dos inversores do lado dominante foram significativamente maiores que o dos eversores. Já na velocidade de $120^{\circ}.s^{-1}$ os inversores do lado dominante apresentaram pico de torque significativamente maior que o dos eversores do tornozelo em ambos os grupos.

Ainda neste estudo observa-se no grupo dos jogadores de futebol uma diferença significativa no pico de torque corrigido pelo peso corporal na velocidade de $30^{\circ} \cdot s^{-1}$ nos eversores do lado não-dominante. No futebol e no futsal o membro não-dominante é utilizado como pé de apoio, e essa maior força pode ser um indicativo de uma maior ação muscular para a estabilização do pé e tornozelo no momento do chute ou passe por exemplo (PINHO et al., 2003).

Yildiz et al. (2003) avaliaram as alterações na razão funcional ($E_{exc}:I_{con}$) em indivíduos com instabilidade crônica de tornozelo. Foram avaliados oito pacientes com instabilidade crônica de tornozelo e nove indivíduos saudáveis. As razões de força muscular eversores/inversores foram calculadas separadamente baseadas no pico de torque e momentos em ângulos específicos de 0° , 5° , 10° , 15° , e 20° da articulação do tornozelo, onde o ângulo de 0° foi considerado na posição neutra.

A razão funcional ($E_{exc}:I_{con}$) foi determinada dividindo o torque eversor excêntrico máximo pelo torque inversor concêntrico máximo, e foi calculada separadamente para cada ângulo específico do tornozelo. Os resultados encontrados foram que os valores de pico de torque excêntrico dos eversores foram menores no grupo com instabilidade articular nos ângulos de 0° a 20° de inversão.

A razão funcional ($E_{exc}:I_{con}$) foi significativamente baixa no grupo com instabilidade nos ângulos 15° e 20° comparados com os indivíduos saudáveis. As razões foram de 2,2 e 2,6 para o grupo com instabilidade e de 3,9 e 4,9 para o grupo saudável, para os ângulos 15° e 20° respectivamente. Por esta razão é importante avaliar as razões nestes dois últimos ângulos articulares. Estes dados podem servir para monitorar a instabilidade crônica de tornozelo, ajudando na reabilitação.

2.5 EMG E RAZÕES DE ATIVAÇÃO

A eletromiografia é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica muscular, representando a medida dos potenciais de ação gerados na membrana das fibras musculares. O sinal eletromiográfico (EMG) é a somação algébrica de todos os sinais ou potenciais de ação das unidades motoras ativas detectados em certa área durante uma contração muscular. Esse sinal pode ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais (ENOKA, 2000).

Eletrodos de superfície em configuração bipolar são os mais utilizados em estudos que envolvem exercícios de contração voluntária. O sinal é detectado em dois locais, onde o circuito eletrônico subtrai o sinal obtido entre os dois pontos e então amplifica essa diferença. Como resultado, qualquer sinal que é comum a ambos os locais de detecção será removido, e os sinais que são diferentes nos dois locais serão amplificados (DE LUCA, 1997).

Uma vez adquirido o sinal EMG, existem muitos métodos de processamento que podem ser utilizados para interpretação dos dados. Duas importantes características do sinal EMG são a frequência e amplitude. Duas formas comuns para representar tais informações contidas nos sinais podem ser chamadas de análise no domínio temporal e no domínio da frequência (ROBERTSON, 2004).

De acordo com Robertson (2004), a informação representada no domínio temporal descreve quando algo ocorre e qual a amplitude da sua ocorrência. Cada amostra do sinal indica o que está acontecendo em determinado instante, e o nível de tal evento. A amplitude é um indicador da magnitude da atividade muscular, produzida predominantemente por aumentos na atividade das unidades motoras e/ou em sua taxa de disparo.

O sinal EMG adquirido durante uma atividade, em função do tempo, pode ser quantificado por diversas formas de processamento, entre elas o envoltório linear, retificação, RMS e integração (DE LUCA, 1997).

Segundo De Luca (1997), para se analisar e comparar sinais EMGs de diferentes indivíduos, músculos ou aquisições, faz-se necessário a utilização de técnicas de normalização, sendo esta uma forma de transformação dos valores absolutos da amplitude em valores relativos referentes a um valor de amplitude caracterizada como 100%. Entretanto, fatores como posição do membro, envolvimento de músculos sinérgicos e esforço voluntário podem interferir.

Em uma Contração Voluntária Máxima Isométrica (CVMI) é utilizado como referência para normalização dos valores de torque o maior valor de torque encontrado em uma contração isométrica máxima do músculo estudado (WINTER, 1990; BURDEN e BARLETT, 1999). Para o pico máximo do sinal EMG, o valor para normalização é caracterizado pelo pico do sinal EMG encontrado no movimento ou ciclo estudado (método do pico dinâmico) (BURDEN E BARLETT, 1999). A este se atribui 100%, e a partir do mesmo todo o sinal EMG é normalizado por este valor. Robertson (2004) cita que esta seria a melhor forma para se analisar contrações dinâmicas.

A informação representada no domínio de freqüências é um método alternativo, caracterizado pela determinação do conteúdo das freqüências do sinal EMG. Este método geralmente envolve a determinação do espectro de freqüência através da Transformada Rápida de Fourier (FFT) (DE LUCA, 1997). Qualquer sinal contínuo real pode ser expresso em uma combinação de senos e cossenos, necessários para duplicar o sinal. Como os sinais biológicos associados ao movimento humano não são funções puras de seno e cosseno, faz-se necessário combinar várias funções diferentes para representar o sinal EMG (ENOKA, 2000; HERMENS et al., 2000).

Segundo Araújo (1998), a eletromiografia é definida como o estudo da função muscular através da análise do sinal elétrico emanado durante a contração muscular. Alguns estudos como os de Perry e Bekey (1981), Basmajian e De Luca (1985) e Kellis e Baltzopoulos (1998) mostram que o registro do sinal EMG não necessariamente guarda uma relação direta com o torque gerado pelos músculos. O estabelecimento de uma provável relação entre EMG e torque tem sido objeto de estudo de vários trabalhos sobre eletromiografia (CLARYS e LEWILLE, 1992).

Basmajian e De Luca (1985) enfatizam que há controvérsia sobre a relação EMG-Torque, embora reconheçam que em estudos que utilizaram contrações isométricas a amplitude do sinal EMG aumente na função quadrática do torque gerado pelo músculo quando as unidades motoras são ativadas de modo independente.

Para os autores acima, a relação entre EMG e torque segue as seguintes características: a) existe uma considerável variação inter-sujeitos; b) é músculo-dependente, sendo que essa distinção no comportamento pode refletir as diferenças nas taxas de disparo e recrutamento dos músculos grandes e pequenos, bem como considerações elétricas e anatômicas; c) independe do treinamento e possivelmente do tipo de fibra; d) independe da taxa em que a contração foi gerada.

Moritani e De Vries (1978) demonstram uma relação linear entre EMG e torque nos músculos flexores do cotovelo quando usados eletrodos monopolares; entretanto, quando utilizados eletrodos bipolares a relação estabelecida é não-linear.

Outro estudo realizado por Hoj e Van Den Berg (1977) descreveu uma relação linear entre a EMG e o torque muscular no músculo sóleo durante a posição sentada em contração isométrica.

Uma relação linear entre EMG e torque também foi encontrada em estudo realizado por Bouisset e Maton (1972) durante o desenvolvimento de uma contração do músculo bíceps braquial realizada a 30° de amplitude de movimento em relação ao plano horizontal.

Guimarães et al. (1994) observaram uma relação linear entre EMG e a força no músculo sóleo do gato quando utilizada uma técnica de eletroestimulação. Já em outro estudo em 1995 analisaram a relação EMG-força no músculo sóleo do gato durante a locomoção, onde apresentou uma relação claramente não-linear, explicada pelas condições dinâmicas contráteis do músculo.

A utilização sincronizada de sistemas de eletromiografia de superfície e dinamometria isocinética permite quantificar simultaneamente a atividade EMG dos músculos agonistas e antagonistas, registrada no decurso de movimentos isocinéticos de extensão e flexão do joelho. Estes movimentos analíticos podem ser executados através da totalidade da amplitude de movimento, na seqüência de ações musculares

concêntricas e excêntricas, e utilizando um largo espectro de velocidades (BALZPOULOS e BRODIE, 1989; KELLIS e BALZPOULOS, 1995).

A razão de ativação é uma maneira de se avaliar o quanto a co-ativação do músculo antagonista influencia o agonista e a estabilidade de uma articulação, bem como o equilíbrio da ativação entre os músculos agonistas e antagonistas. Essa razão de ativação é obtida a partir da razão entre a ativação (valor *Root Mean Square* ou RMS do sinal eletromiográfico) durante a contração excêntrica dos isquiotibiais pela ativação da contração concêntrica do quadríceps, representando $I_{exc}:Q_{con}$ da extensão do joelho; ou a ativação concêntrica dos flexores pela excêntrica dos extensores, como, a razão de ativação $I_{con}:Q_{exc}$ para flexão do joelho (BARATTA et al., 1988; KELLIS, 1998; KELLIS e BALZPOULOS, 1998). A razão de ativação também pode ser avaliada pelo cálculo da razão convencional e funcional.

Baratta et al. (1988), ao analisarem três grupos de sujeitos saudáveis com níveis de atividade física diferentes, encontraram co-ativação dos músculos antagonistas tanto durante toda extensão do joelho, quanto durante toda a flexão do joelho. Menor co-ativação dos antagonistas (isquiotibiais) foi encontrada no grupo de atletas que treinavam os flexores e extensores rotineiramente. Essa presença de co-ativação dos músculos antagonistas durante toda a amplitude de movimento de extensão e de flexão do joelho nos atletas parece ser suficiente para tornar a articulação mais estável, prevenindo lesões musculoesqueléticas.

Durante movimento de punho, por exemplo, foi encontrada tanto atividade do músculo agonista, como do antagonista. No início do movimento o agonista demonstrou uma ativação maior, enquanto o antagonista apresentou uma diminuição da atividade no início e durante os estágios finais do movimento, tanto para movimentos executados por longo quanto por curto período de tempo (BROWN e COOKE, 1981; KARST e HASAN, 1987). Isso parece sugerir que o papel do músculo antagonista é o de controlar a contração do agonista durante a amplitude média de movimento.

Baratta et al. (1988) propõem que este padrão de atividade antagonista pretende compensar a variação do braço do momento do músculo, na tentativa de manter a produção de momento antagonista constante. Na fase final do movimento angular, a

atividade antagonista aumentada parece contribuir também para a desaceleração do segmento, assegurando a integridade da articulação (OSTERNIG et al., 1986; SOLOMONOW et al., 1987; BARATTA et al., 1988; HAGOOD et al., 1990).

Ainda que os ligamentos sejam considerados os responsáveis primários pela estabilidade estática de uma articulação, os estudos da ativação antagonista exibida durante a contração voluntária máxima do grupo muscular *quadriceps* têm conferido crescente importância ao papel regulador do grupo muscular isquiotibial na manutenção da estabilidade articular (OSTERNIG et al., 1986; RENSTROM et al., 1986; SOLOMONOW et al., 1987; BARATTA et al., 1988; KAUFMAN et al., 1991; YANAGAWA et al., 2002), uniformização da pressão entre as superfícies articulares e regulação da impedância mecânica da articulação do joelho (BARATTA et al., 1988).

Conforme Basmajian e De Luca (1985), os movimentos balísticos executados a velocidades elevadas, presentes em condições reais da prática desportiva, apresentam um padrão trifásico de ativação dos músculos agonistas e antagonistas: fase inicial - revela elevada ativação agonista com silêncio antagonista, possibilitando a aceleração do segmento; fase intermédia - caracterizada por redução da ativação agonista e incremento da ativação antagonista; fase final - denota elevada ativação agonista e antagonista, permitindo a desaceleração do segmento e a cessação do movimento.

Durante o exercício isocinético, o padrão de ativação antagonista não reproduz o padrão trifásico característico dos movimentos balísticos executados a grande velocidade, isto é, a ativação antagonista é mais elevada nas partes iniciais e finais da amplitude de movimento (SOLOMONOW et al., 1987; BARATTA et al., 1988; HAGOOD et al., 1990; KELLIS E BALZPOULOS, 1996; KELLIS E BALZPOULOS, 1997; AAGAARD et al., 2000). Nestas condições, a velocidade angular é controlada externamente pelo dinamômetro e aos músculos agonistas é exigido o desenvolvimento constante de força máxima ao longo de todo o setor angular. Deste modo, na amplitude média e final do movimento, os músculos antagonistas têm que assumir de forma exclusiva as funções de aceleração/desaceleração, sem qualquer assistência dos músculos agonistas (HAGOOD et al., 1990).

Assim como em outras modalidades esportivas, a incidência de lesões em atletas de futsal tem se mostrado presente em todos os níveis de sua prática, sendo as

lesões na articulação do tornozelo as mais freqüentes. Possíveis desequilíbrios nas razões de torque e ativação podem ter relação com a ocorrência destas lesões. Além disso, lesões do tornozelo podem afetar a capacidade de produção de trabalho e de potência muscular, capacidades musculares importantes para a performance de atletas. O estudo das razões convencionais e funcionais e de ativação da musculatura eversora e inversora do tornozelo podem trazer dados até agora pouco referendados na literatura da área, podendo servir de parâmetro para os profissionais que atuam nesta modalidade esportiva, bem como direcionar futuros estudos e pesquisas na área do futsal.

3 PROBLEMA DE PESQUISA

Existe uma correlação entre a entorse de tornozelo por inversão e déficit funcional da musculatura eversora e inversora do tornozelo?

4 OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GERAL

O presente estudo tem como objetivo comparar a capacidade funcional da musculatura eversora e inversora do tornozelo de atletas profissionais de uma equipe de futsal, entre os tornozelos que sofreram entorse e tornozelos sem entorse.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- (1) Comparar as razões de torque convencional e funcional da musculatura eversora e inversora do tornozelo lesado (entorse por inversão) com o tornozelo não-lesado dos atletas de futsal.
- (2) Comparar as razões de ativação convencional e funcional da musculatura eversora e inversora do tornozelo lesado (entorse por inversão) com o tornozelo não-lesado dos atletas de futsal.
- (3) Comparar o trabalho e a potência da musculatura eversora e inversora do tornozelo lesado (entorse por inversão) com o do tornozelo não-lesado dos atletas de futsal.

5 HIPÓTESES

(1) As razões de torque convencional e funcional dos tornozelos lesados serão menores quando comparadas às razões dos tornozelos sem lesão, devido ao enfraquecimento dos eversores dos tornozelos lesados causado pela entorse.

(2) As razões de ativação convencional e funcional dos tornozelos lesados serão menores do que as razões dos tornozelos sem lesão, devido à inibição dos músculos eversores dos tornozelos lesados decorrente da entorse.

(3) A potência e o trabalho dos músculos eversores do tornozelo lesado será menor quando comparada com o do tornozelo saudável.

6 METODOLOGIA

O estudo foi realizado no Setor de Plasticidade Neuromuscular do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Todos os procedimentos do estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (Parecer nº 2007800). Todos os procedimentos foram cuidadosamente explicados para cada indivíduo, que assinou um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A) para participação como voluntário do estudo.

6.1 TIPO DE ESTUDO

Este estudo foi do tipo ex-post-facto, com delineamento descritivo e transversal, de caráter correlacional e comparativo, com uma abordagem interdisciplinar.

6.2 VARIÁVEIS

Dependentes: torque, atividade elétrica muscular, razões musculares, desempenho esportivo.

Independentes: tornozelos saudáveis e com entorse lateral.

Intervenientes: idade

6.3 AMOSTRA

A amostra foi constituída de sete (7) atletas com lesão unilateral de tornozelo (entorse por inversão). Após questionário aplicado à equipe de futsal APFC-Palestra o grupo foi composto pelos atletas que possuíam em seu histórico esportivo lesões unilaterais de tornozelo (grau I e II). Todos os atletas eram profissionais, do sexo masculino, com idades entre 14 e 28 anos, e todos integrantes da equipe de futsal que disputa a Série Prata do futsal gaúcho.

6.3.1 Critérios de Inclusão

Foram incluídos no estudo jogadores de futsal do sexo masculino da equipe APFC-Palestra, com histórico de lesão unilateral de tornozelo (grau I e II) ocorridos a mais de três meses antes da coleta de dados. A média do tempo da ocorrência das lesões ficou entre três a seis meses anteriores ao estudo.

6.3.2 Critérios de exclusão

- a) Atletas que tivessem sofrido entorse de tornozelo (grau I, II e III) nos três meses anteriores à coleta.
- b) Doença reumática prévia.
- c) Alterações neurológicas, musculoesqueléticas, metabólicas e cardiológicas que impossibilitassem a execução de testes de contração voluntária máxima.

Também foram respeitadas as recomendações do Biodex, modelo System 3 (*Biodex Medical System, Shirley – NJ, USA*) que apresenta as seguintes contra-indicações para testes no dinamômetro isocinético:

a) contra-indicações absolutas - processo cicatricial ativo, dor severa, extrema diminuição de ADM, edema articular severo, instabilidade articular e rigidez músculo-tendínea aguda.

b) contra-indicações relativas (situações que deverão ser avaliadas) - dor, diminuição de ADM, edema articular ou sinovite e entorse de 3º grau crônico ou entorse sub-agudo.

6.4 AQUISIÇÃO DE DADOS

6.4.1 Ficha de avaliação

Todas as informações a respeito dos dados de identificação dos indivíduos foram armazenadas em uma ficha de coletas de dados além dos dados referentes às medidas antropométricas (APENDICE B).

6.4.2 Questionário de anamnese sobre lesão na articulação do tornozelo

Todos os dados referentes às possíveis lesões na articulação do tornozelo dos indivíduos foram respondidos neste questionário (ANEXO 1).

6.4.3 Medidas Antropométricas

A massa corporal (em kg) dos pacientes foi mensurada através de uma balança do tipo Filizola, com precisão de 0,1 kg. As medidas foram obtidas com os sujeitos portando roupas leves e descalços. A estatura (em m) foi mensurada por um altímetro, acoplado à balança.

A partir dos valores de estatura e massa corporal, foi calculado o Índice de Massa Corporal (IMC) expresso pela relação entre massa corporal em kg e estatura em m (BRAY, 1978).

As amplitudes de movimento da articulação (ADM) do tornozelo foram obtidas através do uso de um goniômetro da marca *Advanced Rehab®* (Systems, Inc) e foram mensuradas (1) para os movimentos ativos de inversão (Inv) no plano frontal, com o participante sentado com o joelho fletido a 90° e o pé em flexão plantar, sem rotação do joelho ou quadril, e (2) de eversão (Evr) no plano frontal, na posição sentado com o joelho fletido a 90° e o pé em flexão plantar, sem rotação do joelho ou quadril.

Para o movimento de inversão (0° a 40°), o braço fixo do goniômetro foi alinhado de forma paralela sobre a margem anterior da tíbia, e o braço móvel sobre a superfície dorsal do segundo metatarsal, com o eixo de rotação aproximadamente no nível da articulação tibiotarsal (MARQUES, 2003).

Para o movimento de eversão (0° a 20°), o braço fixo do goniômetro foi posicionado sobre a margem anterior da tíbia, o braço móvel sobre a superfície dorsal do terceiro metatarsal e o eixo foi posicionado aproximadamente no nível da articulação tibiotarsal (MARQUES, 2003).

6.4.4 Torque

O torque máximo de eversão e inversão de tornozelo, de ambos membros inferiores (MIs), foi obtido por meio de um dinamômetro isocinético Biodex, modelo System 3 (*Biodex Medical System, Shirley – NY, USA*). O sujeito foi posicionado sentado na cadeira do dinamômetro isocinético e fixado a mesma por meio de tiras de velcro, a fim de manter a estabilidade corporal durante o esforço máximo, seguindo-se as recomendações do fabricante. O ângulo do quadril foi mantido em aproximadamente 80° de flexão, o do joelho foi posicionado em aproximadamente 30°-45° de flexão, e o tornozelo foi posicionado em um ângulo articular de aproximadamente 10° de flexão plantar, ângulo que facilita a amplitude do movimento de eversão e inversão, segundo estudos semelhantes de KARNOFEL et al., (1989) e LESLIE et al., (1990).

A articulação subtalar foi posicionada na posição neutra (0°) entre a eversão e inversão do tornozelo. O eixo aparente da articulação subtalar foi alinhado com o eixo de rotação do braço mecânico do dinamômetro.

6.4.5 Sinais eletromiográficos (EMG)

Um sistema de eletromiografia (EMG) de oito canais (AMT-8, Bortec Biomedical Ltd., Canadá) foi utilizado para a aquisição dos sinais EMG. Os sinais EMG dos músculos eversores (fibular longo e curto) e inversores (tibial anterior) do tornozelo foram coletados através de pares de eletrodos de superfície passivos (MEDITRACE-100; Ag/AgCl; diâmetro de 2 centímetros) em configuração bipolar. O eletrodo proximal foi posicionado entre o ponto motor e o tendão distal do músculo avaliado, enquanto o eletrodo distal foi posicionado distalmente ao eletrodo proximal, na direção aproximada das fibras musculares. A distância entre os eletrodos foi de aproximadamente 20 mm (de centro a centro) (HERMENS et al., 2000). Um eletrodo de referência foi colocado na pele recobrimo a face anterior da tíbia.

Antes da colocação dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida pela raspagem dos pêlos com lâmina descartável, e pela limpeza da pele com algodão embebido em álcool, a fim de remover as células mortas e a oleosidade da pele no local do posicionamento dos eletrodos. A seguir, os eletrodos foram fixados na pele e uma leve pressão foi aplicada sobre eles para aumentar o contato entre o gel do eletrodo e a pele (NIGG e HERZOG, 1999).

Os sinais EMG foram digitalizados com uma frequência de 2000 Hz por canal por meio de uma placa analógico-digital DI-720 (Dataq Instruments Inc., Akron, EUA). O sistema Dataq (Dataq Instruments Inc., Akron, EUA) foi utilizado para a aquisição de dados, e os sinais foram armazenados em um computador para posterior análise.

6.5 PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO

Ao chegar no laboratório, os equipamentos utilizados para a coleta de dados foram apresentados a cada sujeito, e foram explicados todos os objetivos do estudo, procedimentos, possíveis desconfortos, riscos e benefícios envolvendo a sua participação. Em seguida, foi entregue o termo de consentimento onde constavam

informações sobre a pesquisa, e seu consentimento para participar como sujeito do experimento (APÊNDICE A).

Também foram anotados os dados pessoais e as medidas antropométricas (APÊNDICE B).

As amplitudes de movimento de eversão e inversão da articulação do tornozelo foram mensuradas através de um goniômetro. A seguir, todos os pacientes realizaram um aquecimento de 5 minutos em bicicleta ergométrica, previamente à realização dos testes.

Após o aquecimento a pele dos pacientes foi preparada para a colocação dos eletrodos de EMG nos músculos eversores do tornozelo (fibular longo e curto) e num representante dos inversores do tornozelo (tibial anterior). Após o adequado posicionamento dos eletrodos, os pacientes foram posicionados no dinamômetro isocinético.

Todos os pacientes realizaram uma sessão de familiarização no dinamômetro, previamente ao início dos testes. A familiarização consistiu de dez contrações isocinéticas submáximas nas velocidades de 120°/s e 180°/s, e uma contração isométrica submáxima nos ângulos -10° e 10° (NICKSON, 1987); no treino excêntrico foram realizadas cinco repetições na velocidade de 120°/s. Após o protocolo de familiarização, foram realizadas três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMs) dos eversores e inversores do tornozelo, no ângulo articular subtalar de 0°, com a articulação talocrural em posição de flexão plantar entre 10-15°. O maior valor obtido com esse procedimento de avaliação foi utilizado para normalização dos valores de torque. Da mesma forma, os valores obtidos com a EMG nessas contrações foram utilizados para a normalização dos dados de EMG de todas as avaliações subsequentes.

Os torques isométricos máximos eversor e inversor do tornozelo também foram avaliados em três diferentes ângulos articulares (20° de eversão, 0° e - 20° de inversão) de tornozelo. A ordem de execução dos testes foi aleatória. Os indivíduos foram orientados a produzir força máxima em aproximadamente um segundo e a manter a contração por aproximadamente dois segundos. HERZOG e TER KEURS (1988)

propuseram este procedimento com o objetivo de garantir que todas as fibras musculares permanecessem em comprimento constante durante a medida da força máxima produzida pelos músculos.

Dados referentes ao torque produzido em contrações isocinéticas concêntricas e excêntricas dos grupos musculares eversores e inversores do tornozelo foram obtidos em diferentes velocidades angulares. Foram realizadas três contrações isocinéticas concêntricas e excêntricas nas velocidades angulares de 60°/s, 120°/s, 180°/s (NICKSON, 1987; DVIR, 2002; YILDIZ et al, 2003). A ordem de execução das velocidades foi determinada aleatoriamente, através de sorteio, para cada indivíduo.

Entre cada contração, isométrica ou isocinética, foi observado um intervalo de 2 minutos para minimizar os efeitos da fadiga (PIRES et al., 1999). Ao final do teste, o primeiro ângulo e a primeira velocidade angular foram novamente avaliados para verificar a existência desses efeitos.

Todos os testes foram realizados nos dois membros inferiores e, após o término da sessão, todos os indivíduos foram orientados a realizar uma série de exercícios de alongamento da musculatura eversora e inversora do tornozelo.

6.6 ANÁLISE DE DADOS

Os sinais de torque, por estarem sincronizados com os sinais EMG, foram utilizados como referência para análise dos sinais EMG e para analisar e calcular os valores de pico de torque. Essa análise foi realizada inicialmente através do sistema Dataq (seleção e recorte dos sinais EMG) e subseqüentemente através do programa Matlab (análise matemática ou processamento do sinal). Os sinais EMG foram filtrados com um filtro passa-banda com freqüências de corte de 10 Hz e 500 Hz. Valores RMS de cada músculo foram calculados para cada uma das contrações produzidas durante todo o protocolo. Os valores RMS foram utilizados para o cálculo das razões de ativação e os valores do pico de torque foram utilizados para o cálculo das razões de torque, dos músculos agonistas e antagonistas durante eversão e inversão do

tornozelo. Os sinais de torque foram filtrados com um filtro passa-banda com frequências de corte de 0 Hz e 10 Hz.

6.7 CÁLCULO DAS RAZÕES

A partir dos registros dos dados das avaliações isocinéticas, foram obtidos os valores de pico de torque concêntrico e excêntrico dos movimentos avaliados.

As razões convencionais e funcionais foram construídas nos moldes da literatura (BARATTA et al., 1988; AAGAARD et al., 1995; AAGAARD et al., 1998).

As razões E:I de torque foram calculadas com o pico do torque máximo eversor pelo pico de torque máximo inversor, para cada ângulo e velocidade avaliados. De igual forma, as razões E:I de ativação foram calculadas com o valor RMS do sinal EMG em todos os ângulos e velocidades avaliados.

A razão convencional isométrica E:I de torque foi determinada pelo pico do torque máximo dos eversores dividido pelo valor dos inversores, nos diferentes ângulos. A razão convencional isocinética E:I de torque foi calculada pelo valor do pico de torque máximo concêntrico dos eversores dividido pelo valor do pico concêntrico dos inversores, nas diferentes velocidades. Desta mesma forma foram calculadas as razões convencionais E:I de ativação utilizando-se o valor RMS de cada sinal EMG.

A razão funcional $E_{exc}:I_{con}$ de torque para a inversão do tornozelo foi determinada pelo pico do torque máximo excêntrico dos eversores dividido pelo pico do torque máximo concêntrico dos inversores, para cada velocidade. A razão funcional $E_{con}:I_{exc}$ de torque, usada para a eversão do tornozelo, foi determinada pelo pico do torque máximo concêntrico dos eversores dividido pelo pico do torque máximo excêntrico dos inversores, para cada velocidade. Da mesma maneira, foram calculadas as razões funcionais E:I de ativação utilizando-se o valor RMS de cada sinal EMG.

6.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Inicialmente foram realizadas análises exploratórias de todas as variáveis avaliadas, por meio da construção de diagramas de ramos e folhas e Box-plots, no intuito de observar a distribuição de cada variável e a ocorrência de “outliers” (dados discrepantes).

Por se tratar de medidas realizadas no mesmo indivíduo e no mesmo tornozelo, a análise dos dados foi realizada utilizando-se a teoria de modelos mistos para medidas repetidas, considerando os efeitos de lesão, de velocidade ou ângulo, a interação entre lesão e velocidade ou ângulo e três estruturas de matriz de variância e covariância, usando-se o procedimento MIXED do software estatístico SAS (1999), conforme Xavier (2000). As estruturas de matrizes de variâncias e covariâncias usadas englobaram os dois fatores avaliados, e foram do tipo produto direto entre uma matriz sem estrutura com as estruturas: auto-regressiva de primeira ordem, simetria composta e sem estrutura. O método de estimação usado foi o da máxima verossimilhança restrita e a escolha da estrutura de variância e covariância para a análise dos dados foi baseada no critério de informação de Akaike (AIC). O detalhamento da análise para os efeitos de velocidade ou de ângulo foi realizado através do teste de Bonferroni.

Alguns dados relativos a avaliação torque x velocidade foram analisados através do teste t para dados pareados para comparar os tornozelos lesados com os não lesados, consideraram somente a velocidade de 60°/segundo.

Um nível de significância de $p < 0,05$ foi adotado para todas as análises.

7. RESULTADOS

7.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

A amostra foi composta por 7 atletas de futsal que apresentaram histórico de lesão unilateral de tornozelo. Para efeitos de comparação entre membros lesados e não-lesados foram retirados por critério de exclusão os atletas da equipe com lesão bilateral e sem lesão, ficando restrito este estudo ao grupo unilateral (n=7).

Os dados da avaliação dos tornozelos dos 13 atletas da equipe incluindo os bilaterais e sem lesão são apresentados no Anexo 2.

Os dados coletados referentes às medidas antropométricas (TABELA 1), e a perimetria (maior circunferência da perna), dobras cutâneas (percentual de gordura da panturrilha) e amplitude de movimento do tornozelo (ADM) (TABELA 2) foram utilizados para tentar garantir a homogeneidade da amostra.

Os indivíduos também foram classificados de acordo com o membro dominante, sendo que cinco dos sete membros dominantes apresentavam lesão e dois não apresentavam. De um modo geral, os atletas apresentaram características antropométricas semelhantes à de atletas de futsal de outros estudos (CYRINO et al., 2002).

Os dados encontrados no questionário aplicado aos atletas (ANEXO 1) nos mostram que todas as lesões unilaterais ocorreram em período anterior a seis meses da realização deste estudo. Dos sete indivíduos, seis sofreram a lesão em fase de competição e apenas uma lesão ocorreu em fase de treino (eram realizados 10 treinos semanais com duas horas de duração). Quatro atletas foram tratados apenas com repouso e três tiveram seus membros lesados imobilizados. O tempo de recuperação dos membros lesados variou entre 2 e 4 semanas.

Tabela 1 – Análise descritiva da idade, da massa, altura e do IMC dos sete indivíduos com lesão unilateral de tornozelo.

Variável	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
IDADE	19,14	4,63	14,00	25,00
MASSA	70,14	3,02	65,00	74,00
ALTURA	1,76	0,06	1,67	1,84
IMC	22,64	1,33	21,22	25,09

Tabela 2 – Análise descritiva da perimetria, das dobras cutâneas e da amplitude de movimento dos sete indivíduos com lesão unilateral de tornozelo.

Variável	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
PERIMETRIA	35,39	1,40	33,50	37,50
DOBRAS_CUTANEAS	8,50	1,90	6,00	11,00
ADM_EVERSAO	16,57	1,91	15,00	20,00
ADM_INVERSAO	29,64	5,72	24,00	40,00

7.2 COMPARAÇÕES

7.2.1 TORQUE X ÂNGULO

Na Tabela 3 são apresentadas às médias das variáveis ligadas ao torque x ângulo em função da lesão e do ângulo. Observa-se que a única diferença observada entre tornozelos com e sem lesão ocorreu na variável do sinal RMS isométrico do músculo fibular longo ($RMS_{fl_{ISOM}}$), ângulo de 20°, sendo que os tornozelos com lesão apresentaram média superior aos tornozelos sem lesão, para esse caso.

No torque isométrico eversor (TI_{ev}) e no torque isométrico inversor (TI_{inv}) as médias do ângulo de 20° foram significativamente diferentes das médias dos outros dois ângulos, os quais não diferiram entre si. No caso da Razão convencional isométrica ($RCI_{ev/inv}$) o ângulo -20° apresentou as maiores médias, sendo seguidos pelos ângulos de 0 e 20°.

Tabela 3 – Médias e erros padrões das variáveis ligadas torque x ângulo em função da lesão e do ângulo.

Variável	Lesão	Ângulo (graus)		
		-20	0	20
TI_ev	Não	24,47±3,94 ^a	22,21±2,58 ^a	12,93±2,60 ^b
	Sim	37,79±4,22 ^a	26,62±2,77 ^a	15,32±2,78 ^b
TI_inv	Não	21,0±2,859 ^b	26,8±2,714 ^b	34,0±2,921 ^a
	Sim	19,2±2,249 ^b	25,5±2,249 ^b	36,7±2,420 ^a
RMS_ta _{ISOM}	Não	0,465±0,069 ^a	0,468±0,067 ^a	0,356±0,066 ^b
	Sim	0,303±0,045 ^a	0,340±0,044 ^a	0,253±0,043 ^b
RMS_fc _{ISOM}	Não	0,294±0,042 ^{ab}	0,390±0,042 ^a	0,251±0,043 ^b
	Sim	0,379±0,056 ^{ab}	0,445±0,056 ^a	0,356±0,058 ^b
RMS_fl _{ISOM}	Não	0,288±0,040	0,363±0,040	0,249±0,042 ^B
	Sim	0,299±0,025	0,354±0,025	0,327±0,026 ^A
RCI_ev/inv	Não	1,315±0,186 ^{ab}	0,903±0,175 ^{ab}	0,376±0,188 ^b
	Sim	2,008±0,163 ^{aA}	1,036±0,163 ^b	0,476±0,174 ^b
RAI_fc/ta	Não	0,734±0,154	0,937±0,146	0,851±0,154
	Sim	1,339±0,566	1,427±0,566	2,242±0,599
RAI_fl/ta	Não	0,660±0,139	0,846±0,131	0,820±0,141
	Sim	1,107±0,434	1,083±0,434	1,979±0,466

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas nas colunas diferem significativamente pelo teste F ($p \leq 0,05$).

Médias seguidas por letras minúsculas distintas nas linhas diferem significativamente pelo teste de Bonferroni ($p \leq 0,05$).

Na Tabela 4 são apresentados os níveis descritivos de probabilidade do teste F da análise de medidas repetidas para as variáveis ligadas ao torque x ângulo, bem como os tipos de estrutura de variância e covariância usados para cada variável.

Verifica-se pela Tabela 4, que o efeito principal de lesão não foi significativo ($p > 0,05$) em todos os casos, enquanto o efeito do ângulo somente não foi significativo para a Razão de ativação isométrica do Fibular Curto/Tibial Anterior (RAI_fc/ta) e para a Razão de ativação isométrica do Fibular Longo/Tibial Anterior (RAI_fl/ta). A interação entre lesão e ângulo foi significativa para o sinal RMS isométrico do músculo fibular longo (RMS_fl_{ISOM}).

Tabela 4 – Níveis descritivos de probabilidade do teste F da análise de medidas repetidas para as variáveis ligadas ao torque x ângulo.

Variável	Causas de Variação		
	Lesão	Ângulo	Lesão × Ângulo
TI_ev ¹ (torque isométrico eversor)	0,0553	0,0004	0,1219
TI_inv ² (torque isométrico inversor)	0,9611	0,0012	0,3599
RMS_ta _{ISOM} ¹ (emg tibial anterior isométrico)	0,1143	0,0004	0,3716
RMS_fc _{ISOM} ² (emg fibular curto isométrico)	0,1293	0,0157	0,4975
RMS_fl _{ISOM} ³ (emg fibular longo isométrico)	0,3393	0,0292	0,0481
RCI_ev/inv ² (razão convencional isométrica)	0,0677	<,0001	0,0521
RAI_fc/ta ² (razão de ativação isométrica)	0,1199	0,3287	0,3387
RAI_fl/ta ² (razão de ativação isométrica)	0,0679	0,2972	0,2225

Foi usada a matriz de variâncias e covariâncias do tipo produto direto entre uma matriz sem estrutura com as estruturas: ¹ sem estrutura; ² simetria composta e ³ auto-regressiva de primeira ordem.

7.2.2 TORQUE X VELOCIDADE

Na tabela 5 a $RF_{evEXC/invCON}$ dos tornozelos com lesão apresentaram médias superiores aqueles sem lesão, independentemente da velocidade, enquanto as médias dessa variável sofreram aumento conforme aumentou a velocidade.

As médias de $RF_{evCON/invEXC}$ diminuíram de acordo com o aumento da velocidade, independentemente da lesão. Esse mesmo comportamento foi observado para Te_{vCON} , T_{invCON} e RMS_{taEXC} .

Na Tabela 6 são apresentados os níveis descritivos de probabilidade do teste F da análise de medidas repetidas para as variáveis ligadas ao torque x velocidade, bem como os tipos de estrutura de variância e covariância usados para cada variável.

Observa-se, pela Tabela 6, que em nenhuma das variáveis houve efeito significativo ($p > 0,05$) da interação entre lesão e velocidade, ao passo que para a Razão Funcional de Eversores excêntrico/Inversores concêntrico ($RF_{evEXC/invCON}$) houve efeito principal de lesão e para o sinal RMS concêntrico do fibular curto (RMS_{fcCON}), para o Torque eversor concêntrico (Te_{vCON}), para o Torque inversor concêntrico (T_{invCON}), para o sinal RMS excêntrico do tibial anterior (RMS_{taEXC}), para a Razão funcional Eversores concêntrico/Inversores excêntrico ($RF_{evCON/invEXC}$) e para a Razão funcional de Eversores excêntrico/Inversores concêntrico ($RF_{evEXC/invCON}$), houve efeito significativo ($p \leq 0,05$) de velocidade.

Tabela 5 – Médias e erros padrões das variáveis ligadas a torque versus velocidade em função da lesão e do ângulo.

Variável	Lesão	Velocidade (graus/segundo)		
		60	120	180
RMS_fc _{CON}	Não	0,436±0,049	0,409±0,042	0,407±0,043
	Sim	0,519±0,069	0,468±0,059	0,440±0,060
RMS_fl _{CON}	Não	0,429±0,028	0,407±0,028	0,382±0,032
	Sim	0,368±0,036	0,359±0,036	0,342±0,041
Tev _{CON}	Não	23,26±2,29 ^a	18,78±1,92 ^b	15,70±1,82 ^b
	Sim	27,04±2,03 ^a	20,63±1,70 ^b	16,76±1,62 ^b
RMS_fc _{EXC}	Não	0,255±0,041	0,246±0,045	0,237±0,035
	Sim	0,348±0,065	0,332±0,071	0,325±0,055
RMS_fl _{EXC}	Não	0,319±0,025	0,298±0,025	0,278±0,025
	Sim	0,305±0,031	0,255±0,031	0,275±0,031
Tev _{EXC}	Não	31,38±6,94	24,77±5,44	28,59±5,39
	Sim	38,77±3,14	36,48±2,46	37,21±2,44
RMS_ta _{CON}	Não	0,345±0,069	0,274±0,055	0,229±0,058
	Sim	0,270±0,046	0,221±0,037	0,217±0,039
Tin _{CON}	Não	31,6±1,587 ^a	23,0±1,587 ^b	20,7±1,587 ^b
	Sim	32,5±1,909 ^a	24,1±1,909 ^b	20,0±1,909 ^b
RMS_ta _{EXC}	Não	0,255±0,045 ^a	0,219±0,038 ^{ab}	0,186±0,039 ^b
	Sim	0,268±0,037 ^a	0,253±0,032 ^{ab}	0,230±0,032 ^b
Tin _{EXC}	Não	35,3±2,778	36,6±3,281	36,2±3,012
	Sim	37,2±3,001	37,4±3,544	37,3±3,254
RF_ev _{CON} /inv _{EXC}	Não	0,676±0,072 ^a	0,506±0,041 ^b	0,443±0,067 ^b
	Sim	0,742±0,056 ^a	0,566±0,032 ^b	0,463±0,052 ^b

Tabela 5 – Médias e erros padrões das variáveis ligadas a torque versus velocidade em função da lesão e do ângulo.

Variável	Lesão	Velocidade (graus/segundo)		
		60	120	180
RF_ev _{EXC} /inv _{CON}	Não	1,03±0,153 ^{bB}	1,07±0,179 ^{abB}	1,36±0,216 ^{Ab}
	Sim	1,21±0,127 ^{bA}	1,58±0,148 ^{abA}	1,92±0,179 ^{aA}
RAC_fc/ta	Não	1,905±0,996	1,895±0,996	2,815±0,996
	Sim	2,725±0,778	3,432±0,778	3,099±0,778
RAC_fl/ta	Não	1,781±0,807	1,867±0,807	2,778±0,807
	Sim	1,985±0,765	2,885±0,765	2,655±0,765
RC_ev/inv	Não	0,764±0,104	0,806±0,114	0,758±0,102
	Sim	0,860±0,079	0,918±0,086	0,870±0,077
RAF_fc _{CON} /ta _{EXC}	Não	2,847±1,880	2,236±1,489	3,785±1,539
	Sim	2,300±0,499	2,152±0,395	2,210±0,408
RAF_fl _{CON} /ta _{EXC}	Não	2,595±1,047	2,152±1,047	3,486±1,047
	Sim	1,511±0,348	1,570±0,348	1,657±0,348
RAF_fc _{EXC} /ta _{CON}	Não	1,137±0,451	1,014±0,662	1,434±0,614
	Sim	1,919±0,552	2,485±0,812	2,497±0,752
RAF_fl _{EXC} /ta _{CON}	Não	1,310±0,484	1,339±0,484	1,960±0,484
	Sim	1,732±0,689	1,892±0,689	2,222±0,689

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas nas colunas diferem significativamente pelo teste F ($p \leq 0,05$).

Médias seguidas por letras minúsculas distintas nas linhas diferem significativamente pelo teste de Bonferroni ($p \leq 0,05$).

Tabela 6 – Níveis descritivos de probabilidade do teste F da análise de medidas repetidas para as variáveis ligadas ao torque x velocidade.

Variável	Causas de Variação		
	Lesão	Velocidade	Lesão × Velocidade
RMS_fc _{CON} ¹ (emg fibular curto concêntrico)	0,3071	0,0446	0,1329
RMS_fl _{CON} ¹ (emg fibular longo concêntrico)	0,3029	0,0552	0,6629
Tev _{CON} ¹ (torque eversor concêntrico)	0,2077	0,0032	0,5596
RMS_fc _{EXC} ¹ (emg fibular curto excêntrico)	0,1816	0,2397	0,8757
RMS_fl _{EXC} ³ (emg fibular longo excêntrico)	0,4255	0,3745	0,5087
Tev _{EXC} ¹ (torque eversor excêntrico)	0,1125	0,0943	0,2296
RMS_ta _{CON} ¹ (emg tibial anterior concêntrico)	0,4022	0,0692	0,1983
Tinv _{CON} ² (torque inversor concêntrico)	0,8069	<,0001	0,5793
RMS_ta _{EXC} ¹ (emg tibial anterior excêntrico)	0,5387	0,0234	0,4894
Tinv _{EXC} ¹ (torque inversor excêntrico)	0,7808	0,7630	0,8824
RF_ev _{CON} /inv _{EXC} ¹ (razão funcional ev _{CON} /inv _{EXC})	0,3260	0,0011	0,7844
RF_ev _{EXC} /inv _{CON} ¹ (razão funcional ev _{EXC} /inv _{CON})	0,0335	0,0256	0,2538
RAC_fc/ta ² (razão ativaçãoconvencional fc/ta)	0,4309	0,4566	0,3527
RAC_fl/ta ² (razão ativaçãoconvencional fl/ta)	0,7055	0,2506	0,4063
RC_ev/inv ¹ (razão convencional eversor/inversor)	0,3864	0,4853	0,9853
RAF_fc _{CON} /ta _{EXC} ¹ (razão ativação funcional fc/ta)	0,6464	0,2722	0,3147
RAF_fl _{CON} /ta _{EXC} ¹ (razão ativação funcional fl/ta)	0,0989	0,6813	0,6996
RAF_fc _{EXC} /ta _{CON} ¹ (razão ativação funcional fc/ta)	0,1827	0,5756	0,4590
RAF_fl _{EXC} /ta _{CON} ³ (razão ativação funcional fl/ta)	0,5053	0,5290	0,9088

Foi usada a matriz de variâncias e covariâncias do tipo produto direto entre uma matriz sem estrutura com as estruturas: ¹ sem estrutura; ² simetria composta e ³ auto-regressiva de primeira ordem.

Os dados apresentados na Tabela 7 demonstram que não houve efeito significativo de lesão ($p > 0,05$) para todas as variáveis avaliadas.

Tabela 7 – Médias e erros padrões das variáveis do torque versus velocidade na velocidade de 60°/segundo e níveis descritivos de probabilidade do teste t para dados pareados.

Variável	Lesão		Pr > t
	Não	Sim	
ANG_PTEv (ângulo pico torque eversor)	-17,9±4,050	-7,57±2,349	0,1305
ANG_PTinv (ângulo pico torque inversor)	+5,429±3,497	+15,00±3,59	0,1631
POT_ev (potência eversora)	11,79±0,99	12,41±0,73	0,5323
POT_inv (potência inversora)	17,10±1,66	16,06±1,19	0,4034
PT_ev (pico torque eversor)	35,27±3,07	38,33±3,08	0,1463
PT_inv (pico torque inversor)	39,13±3,65	42,80±2,84	0,1341
Tev_0° (torque eversor em 0°)	16,70±1,78	23,07±2,08	0,0802
Tinv_0° (torque inversor em 0°)	24,66±2,16	22,09±2,35	0,1496
TRAB_ev (trabalho eversor)	31,56±3,04	35,20±2,11	0,1366
TRAB_inv (trabalho inversor)	49,04±6,79	50,30±5,47	0,7750

Na variável ângulo do pico de torque concêntrico eversor e inversor entende-se o sinal negativo (-) como sendo o ângulo de inversão, e o sinal positivo (+) como sendo o ângulo de eversão.

Os valores mostrados na tabela 7 para o ângulo do pico de torque eversor (ANG_PTEv) e inversor (ANG_PTinv) nos mostram que na velocidade de 60°/s o pico de torque eversor ocorreu a 17,9° de inversão para os tornozelos saudáveis e a 7,5° de inversão para os tornozelos lesados. Já o pico de torque inversor foi encontrado a 5,4° de eversão para tornozelos saudáveis e a 15° de eversão para tornozelos lesados.

7.3 RAZÕES DE TORQUE

7.3.1 RELAÇÃO TORQUE X ÂNGULO

7.3.1.1 Torque isométrico dos eversores do tornozelo (TI_{ev})

Observa-se na figura 1 que o efeito lesão não foi significativo ($p= 0,0553$) para o torque eversor, enquanto o efeito do ângulo mostrou diferença entre os ângulos de movimento (Figura 1). O torque eversor foi maior em ambos os grupos a -20° de inversão, diminuindo nos ângulos de 0° e sendo encontrado o menor valor nos 20° de eversão.

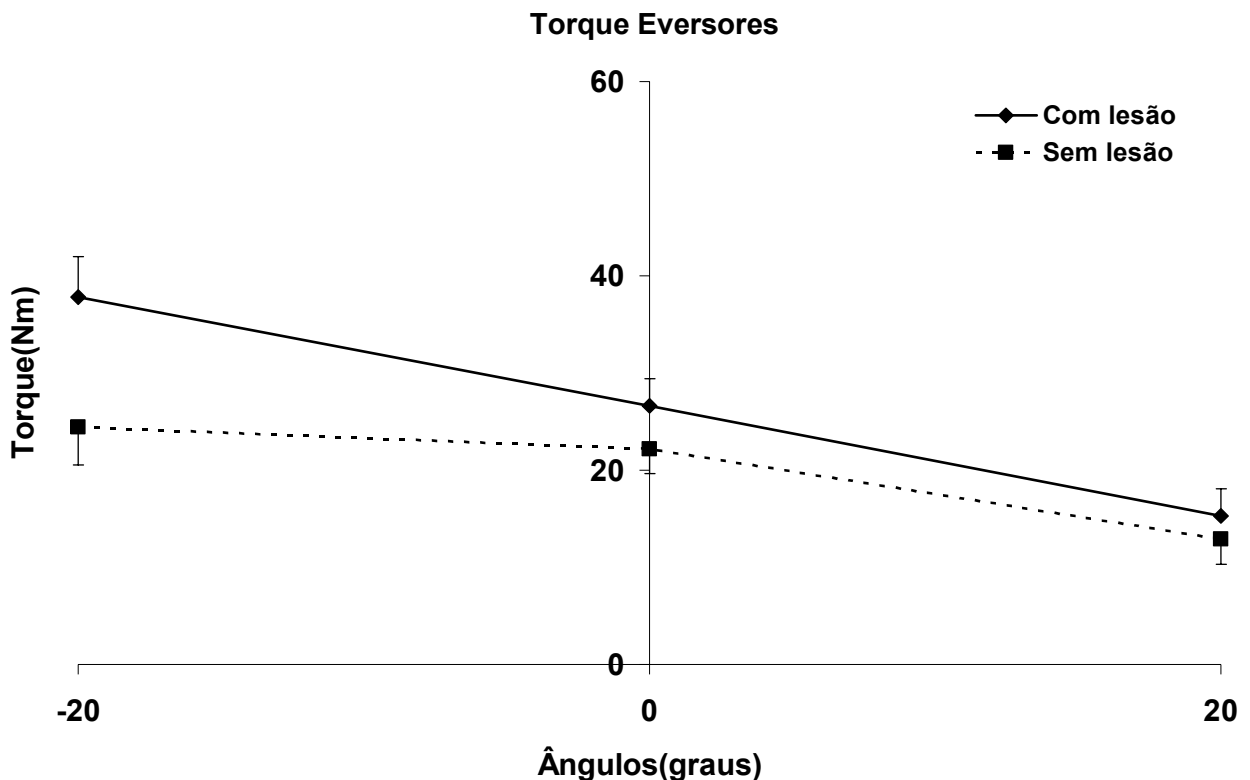


Figura 1. Média e erro padrão dos valores de pico de torque dos músculos eversores em função dos diferentes ângulos (-20° inversão, 0° neutro e 20° eversão) do tornozelo para os tornozelos com e sem lesão.

7.3.1.2 Torque isométrico dos inversores do tornozelo (TI_inv)

Da mesma forma o efeito da lesão não foi significativo para o torque inversor, enquanto para o efeito ângulo existem diferenças significativas ($p < 0,05$) (Figura 2). Em ambos os grupos o torque de inversão foi menor a -20° de inversão, aumentando em zero grau e sendo maior em 20° de eversão.

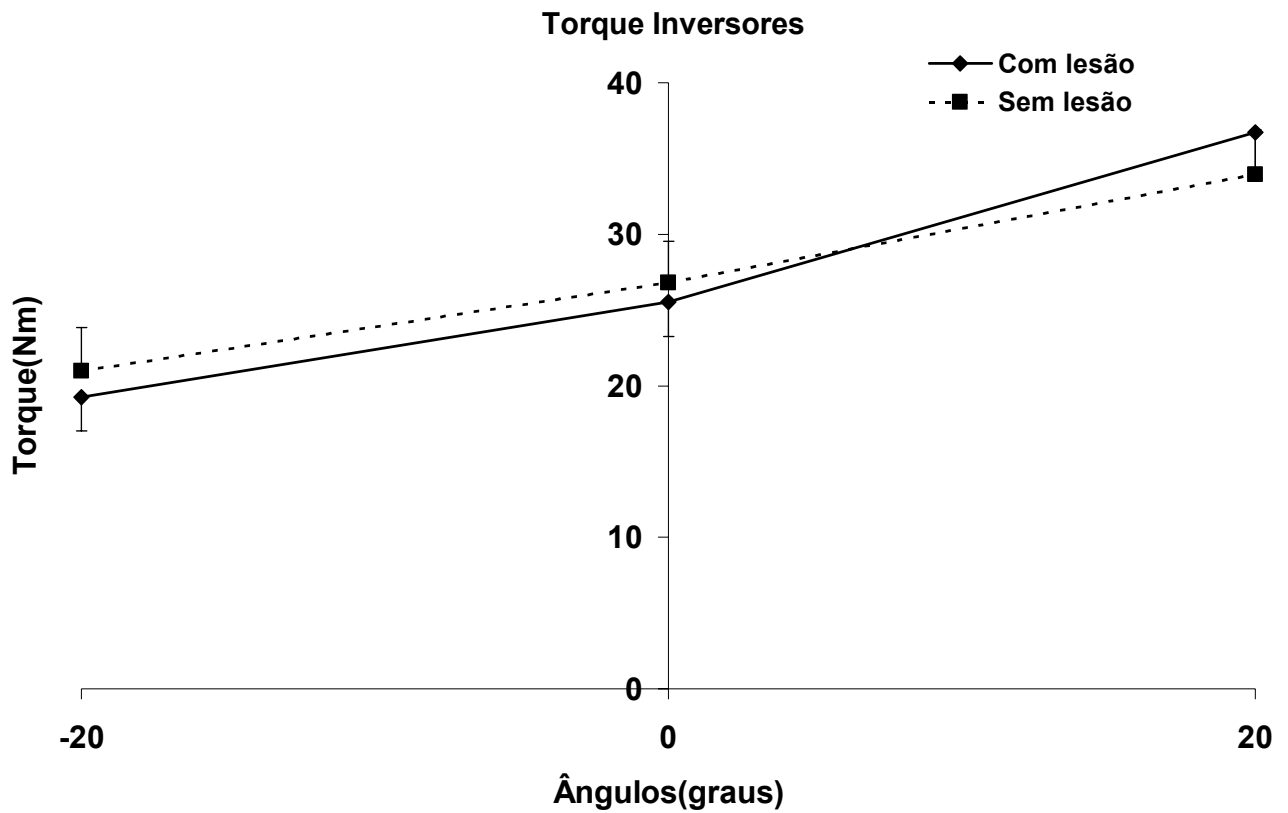


Figura 2. Média e erro padrão do torque dos inversores em função dos diferentes ângulos (-20° inversão, 0° neutro e 20° eversão) do tornozelo para os tornozelos com e sem lesão.

7.3.1.3 Razão Convencional Isométrica de EV/INV (RCI_ev/inv)

Nas razões de torque x ângulo isométricas não foram encontradas diferenças significativas para o efeito de lesão ($p=0,067$); já nos diferentes ângulos o efeito foi significativo ($p=0,0001$) (Figura 3). Foram encontrados os maiores valores na razão no ângulo de -20° de inversão, ficando próximos ao valor 1,0 em 0° e diminuindo a 20° de eversão.

Na interação entre ângulo e lesão foi encontrado ($p=0,052$), o que pode ser considerado como diferença significativa entre membro lesado e não lesado no ângulo de -20° que corresponde a inversão. Desta forma ficaria evidenciado um desequilíbrio na razão do grupo com lesão, provavelmente por um fortalecimento excessivo da musculatura eversora.

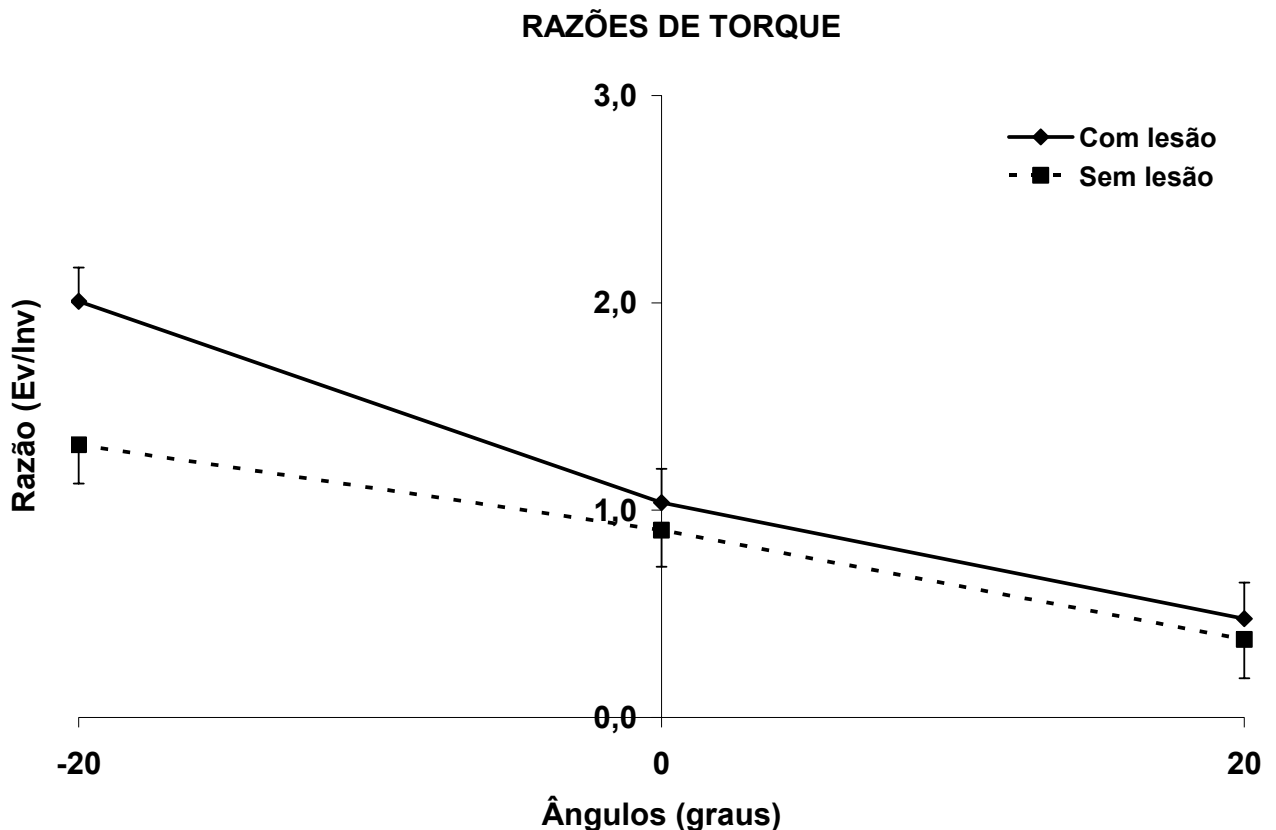


Figura 3. Média e erro padrão para as razões de torque (Ev/Inv) nos diferentes ângulos do tornozelo (-20° inversão, 0° neutro e 20° eversão) para os tornozelos com e sem lesão.

7.3.2 RELAÇÃO TORQUE X VELOCIDADE

7.3.2.1 Torque concêntrico de eversores (T_{evCON})

Não foi encontrada diferença significativa no torque concêntrico de eversores para o efeito de lesão ($p=0,2$). Ocorreu uma redução do torque eversor concêntrico com o aumento da velocidade angular nos dois grupos de tornozelos ($p=0,003$) (Figura 4).

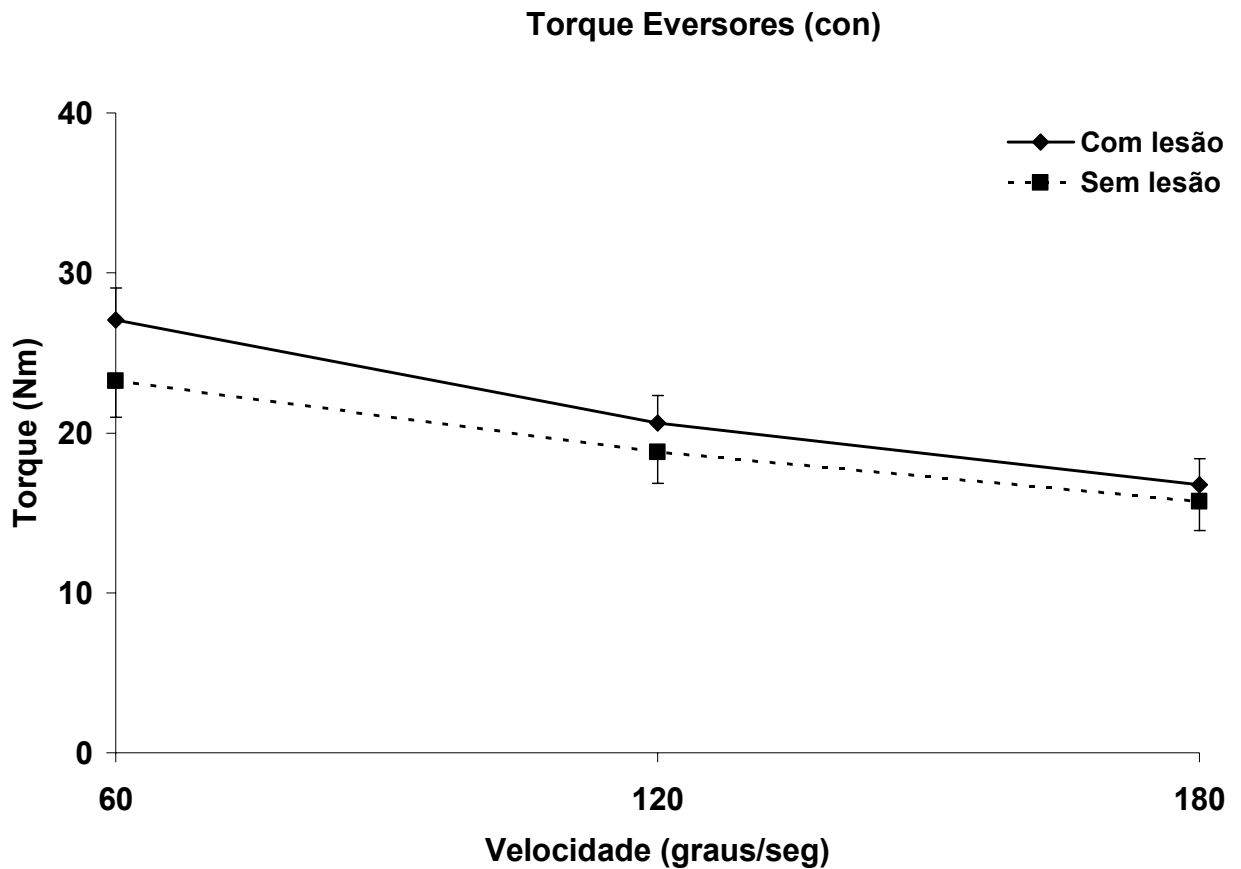


Figura 4. Média e erro padrão do torque eversor concêntrico nas velocidades de 60, 120 e 180°/s para os tornozelos lesados e não lesados.

7.3.2.2 Torque concêntrico de inversores ($T_{inv_{CON}}$)

Não foi encontrada diferença significativa no torque concêntrico de inversores para o efeito de lesão ($p=0,8$). Da mesma forma que para os eversores, ocorreu uma redução do torque inversor com o aumento da velocidade angular de movimento nos dois tornozelos (Figura 5).

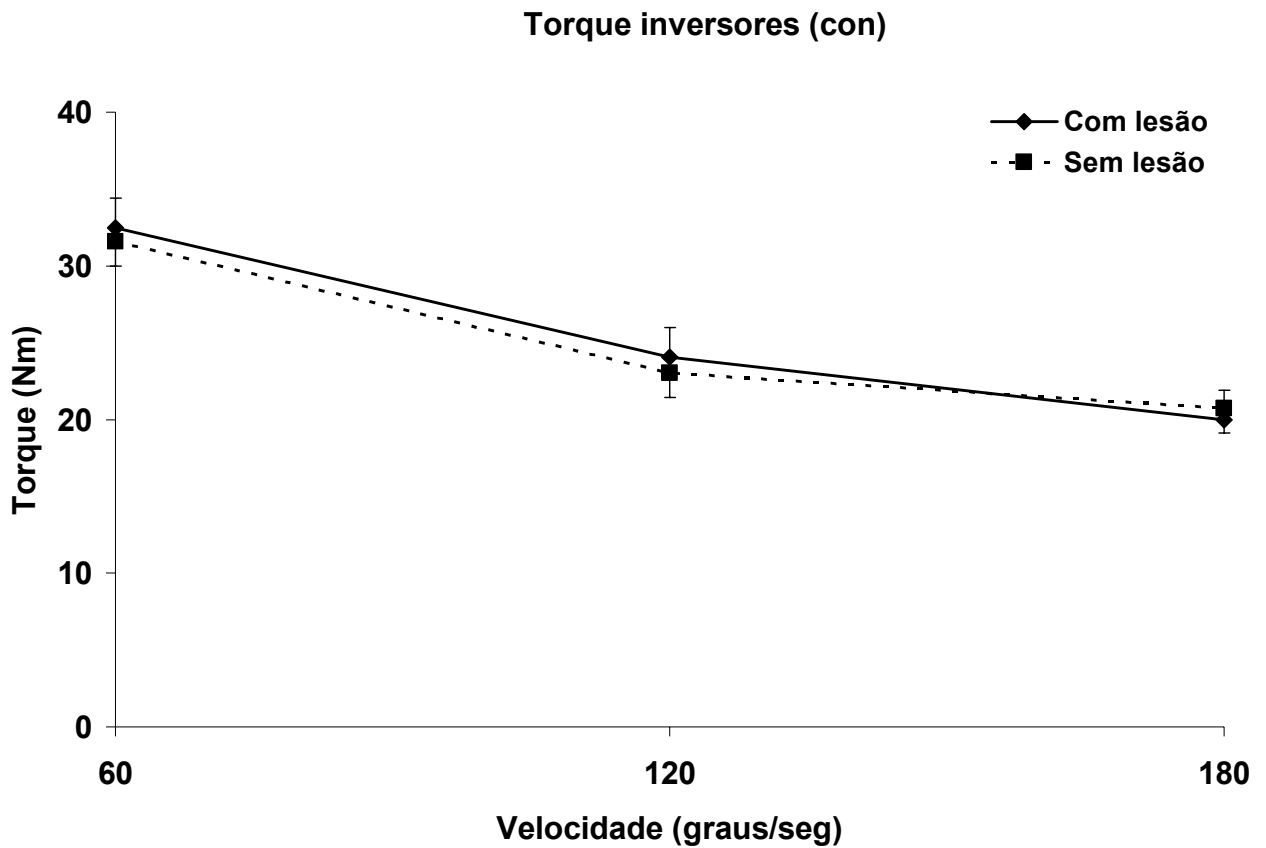


Figura 5. Média e erro padrão do toque inversor concêntrico nas velocidades de 60, 120 e 180°/s para os tornozelos lesados e não lesados.

7.3.2.3 Razão Convencional de Torque (RC_ev/inv)

Na razão convencional de torque (onde os valores do torque eversor concêntrico são divididos pelo torque inversor concêntrico), não foram encontradas diferenças significativas para o efeito de lesão ($p=0,38$) e nem nas diferentes velocidades de teste ($p=0,48$) (Figura 6). As médias se mantêm praticamente constantes nas três velocidades de teste para ambos os grupos.

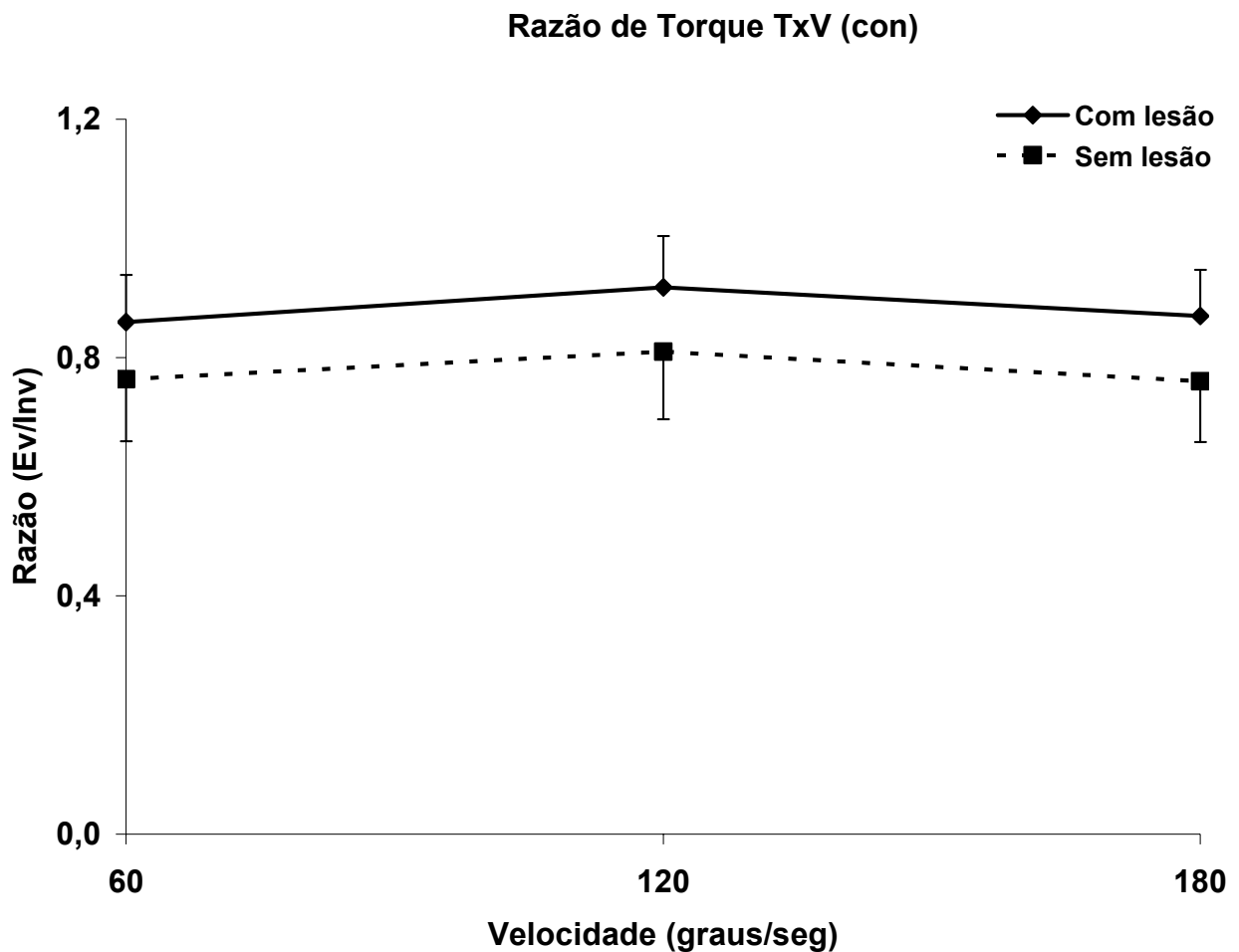


Figura 6. Média e erro padrão da razão de torque convencional (EVcon/INVcon) nas velocidades de 60°, 120° e 180°/s para os grupos de tornozelos lesado e não lesado.

7.3.2.4 Torque excêntrico de eversores ($T_{ev_{EXC}}$)

Nos valores de torque excêntrico dos eversores do tornozelo não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para efeito de lesão ($p=0,11$), e nem nas diferentes velocidades ($p=0,09$) (Figura 7).

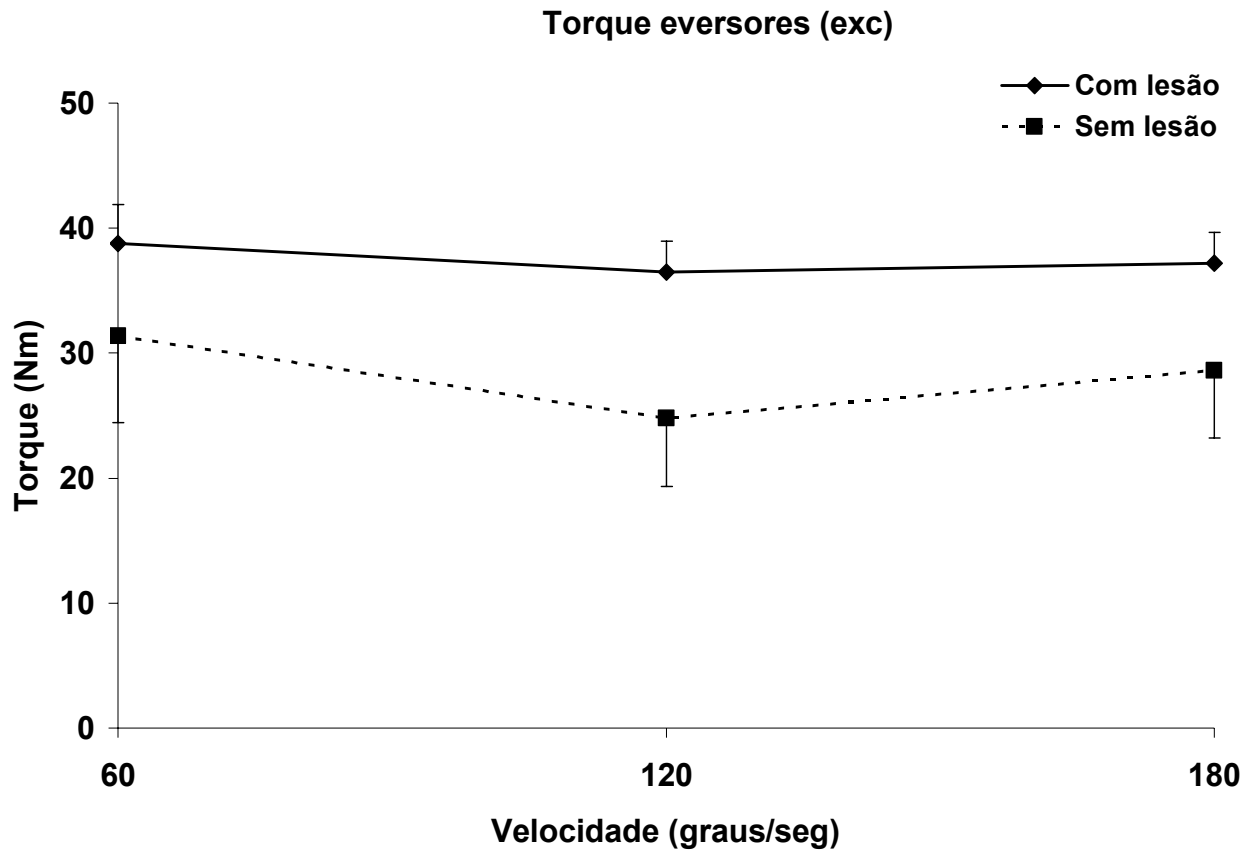


Figura 7. Média e erro padrão do torque excêntrico dos eversores nas velocidades de 60, 120 e 180°/s para os grupos lesado e não lesado.

7.3.2.5 Torque excêntrico de inversores ($T_{inv_{EXC}}$)

Nos valores de torque excêntrico dos inversores do tornozelo não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para efeito de lesão ($p=0,78$), e nem nas diferentes velocidades ($p=0,76$) (Figura 8). As médias foram praticamente constantes nas três velocidades de teste.

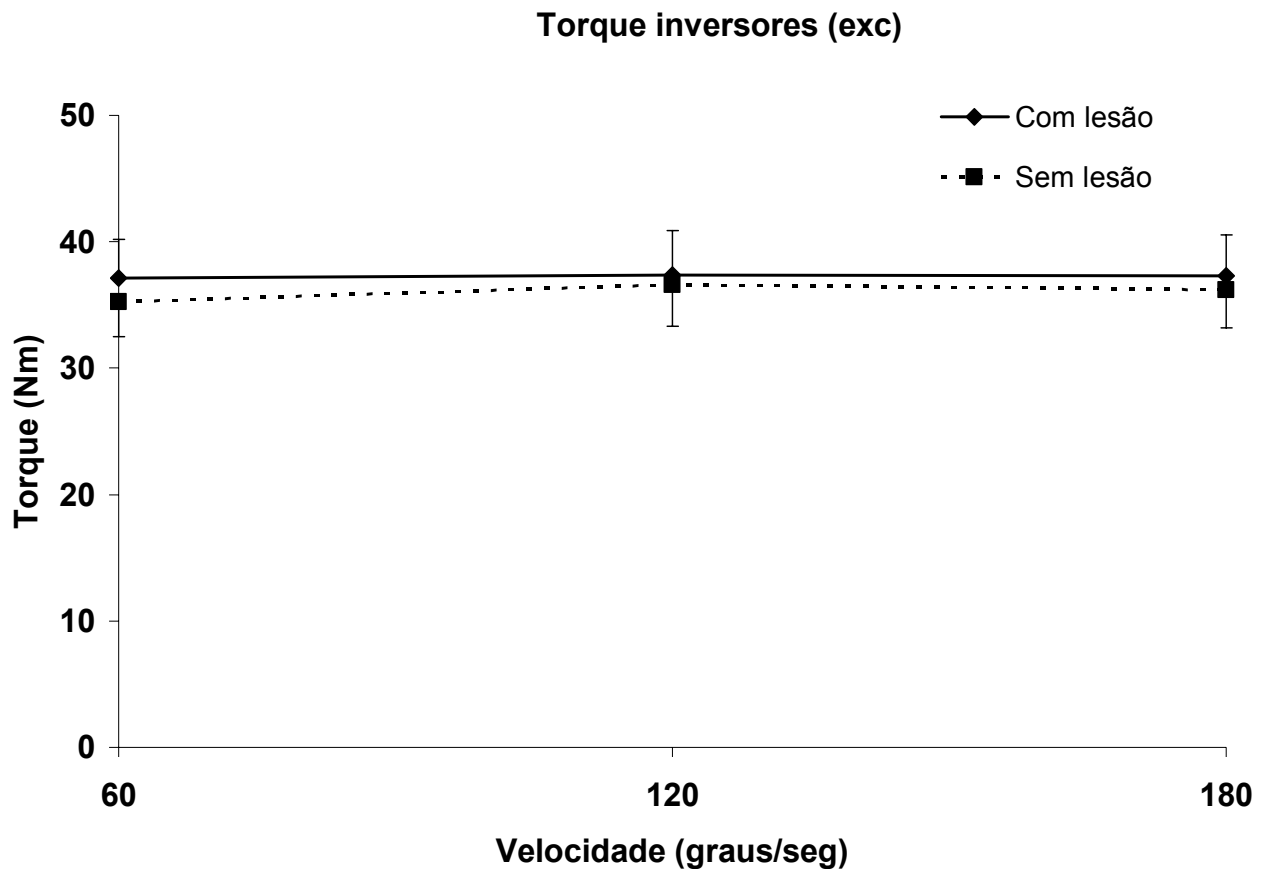


Figura 8. Média e erro padrão do torque excêntrico dos inversores nas velocidades de 60,120 e 180°/s para os grupos lesado e não lesado.

7.3.2.6 Razão funcional EVcon/INVexc (RF_ev_{CON}/inv_{EXC})

Para efeito de lesão não foram encontradas diferenças significativas entre o grupo lesado e não lesado ($p=0,32$). Já para efeito de velocidade houve uma redução das razões de torque funcional com o aumento da velocidade angular de movimento em ambos os grupos, sendo encontrados os maiores valores na velocidade de 60°/s e menores em 180°/s. ($p=0,001$) (Figura 9).

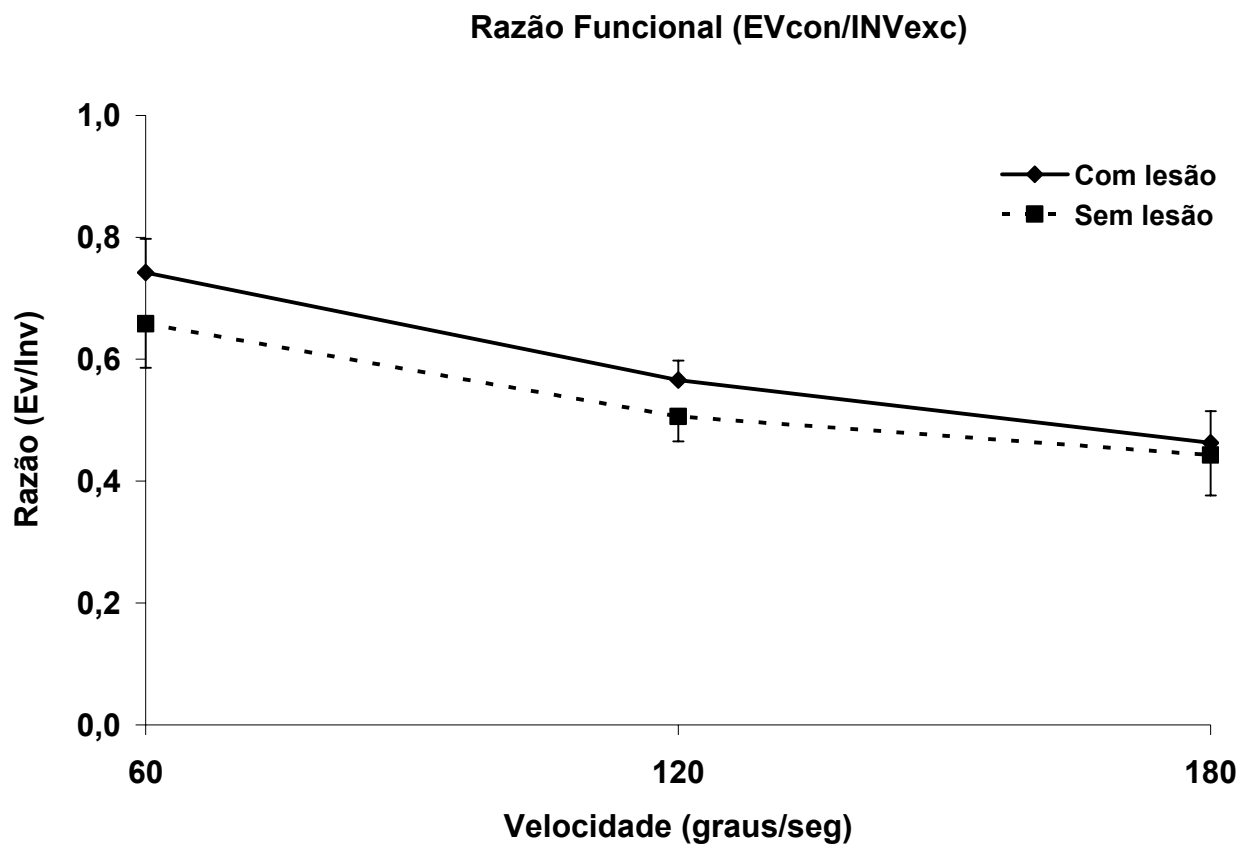


Figura 9. Média e erro padrão da Razão Funcional EVcon/INVexc nas velocidades de 60, 120 e 180°/s para os grupos lesado e não lesado.

7.3.2.7 Razão funcional EVexc/INVcon (RF_{ev_{EXC}/inv_{CON}})

Na razão funcional EVexc/INVcon foram encontradas diferenças significativas para efeito de lesão ($p=0,03$), bem como nas diferentes velocidades ($p=0,02$) (Figura 10). Enquanto a razão funcional do lado sem lesão aumentou com o aumento da velocidade angular, no lado com lesão as razões funcionais foram semelhantes entre as velocidades de 60 e 120°/s, e aumentaram de 120 para 180°/s.

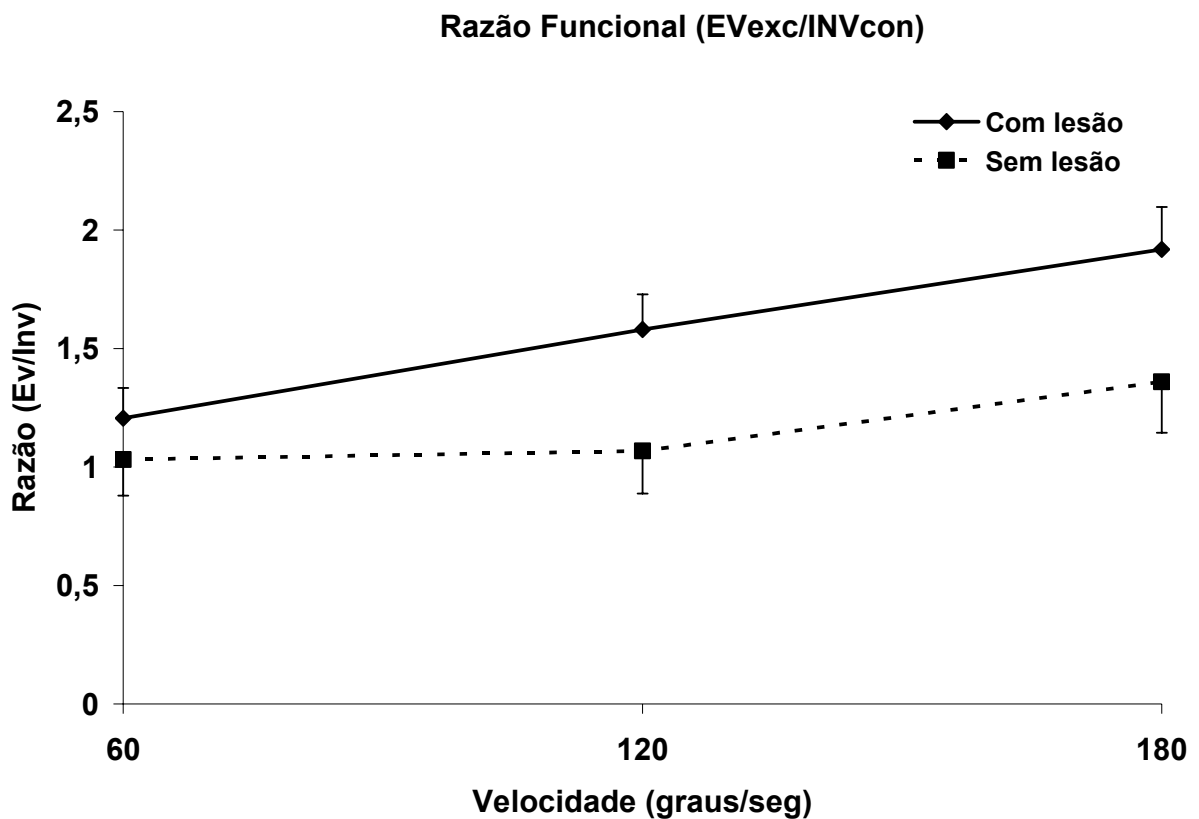


Figura 10. Média e erro padrão da Razão Funcional EVexc/INVcon nas velocidades de 60, 120 e 180°/s para os grupos lesado e sem lesão.

7.3.2.8 Pico de torque concêntrico eversor (PT_ev) e inversor (PT_inv) a 60°/s

O efeito de lesão não apresentou diferenças significativas para o pico de torque eversor entre o lado com lesão e o sem lesão ($p=0,14$). Da mesma forma, o pico de torque inversor foi semelhante entre os dois grupos ($p=0,13$) para a velocidade de 60°/s (Figura 11).

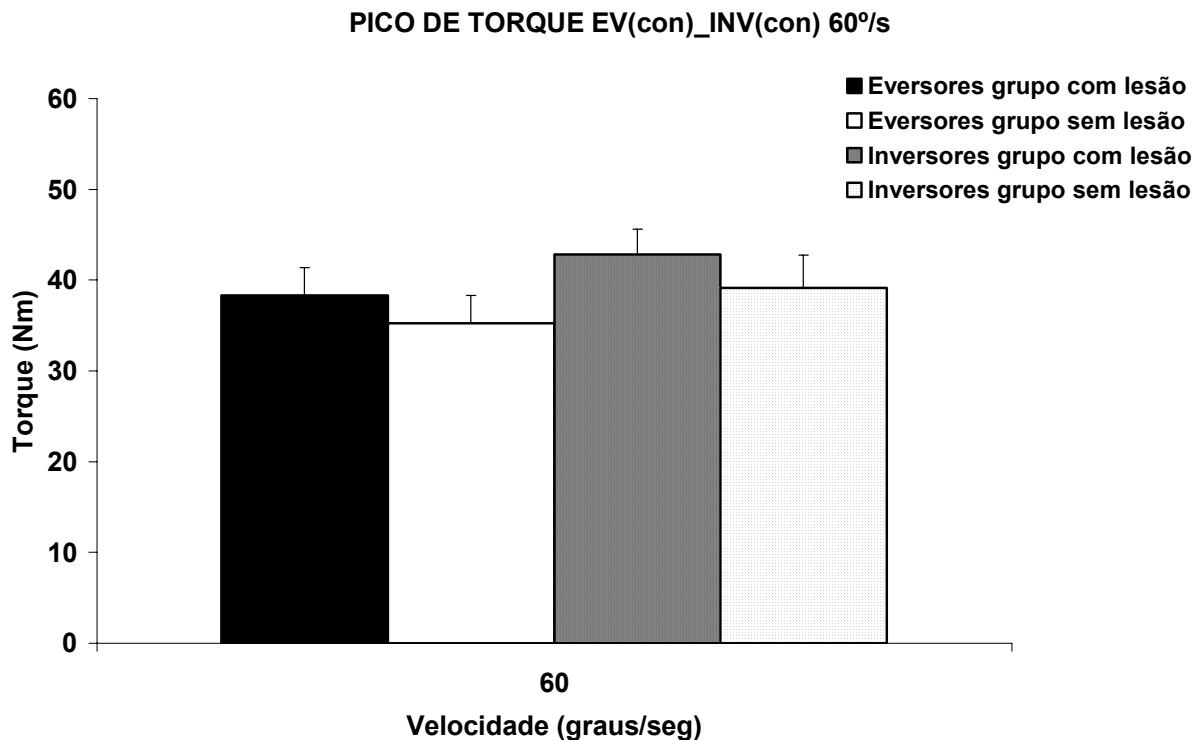


Figura 11. Média e erro padrão para o Pico de torque concêntrico eversor e inversor na velocidade de 60°/s para os grupos lesado e não lesado.

7.3.2.9 Torque concêntrico eversor ($T_{ev_0^\circ}$) e inversor ($T_{inv_0^\circ}$) em 0° na velocidade de $60^\circ/s$

Os valores de torque eversor e inversor no ângulo 0° não apresentaram diferenças significativas entre os lados lesado e não-lesado na velocidade de $60^\circ/s$ (Figura 12), sendo que no torque eversor foi encontrado ($p=0,08$), e no inversor ($p=0,14$).

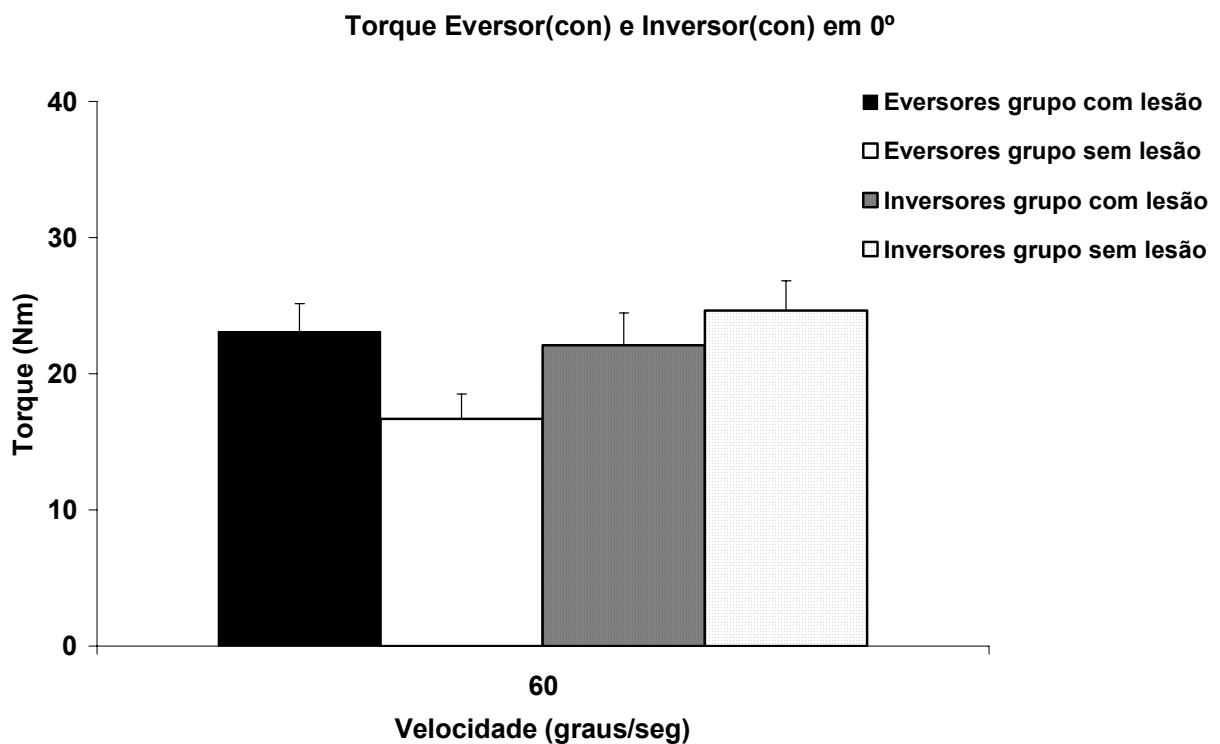


Figura 12. Média e erro padrão para o Torque concêntrico eversor e inversor em 0° na velocidade de $60^\circ/s$ para os grupos lesado e não lesado.

7.3.2.10 Trabalho eversor (TRAB_ev) e inversor (TRAB_inv) a 60°/s

Os valores de trabalho dos grupos eversor e inversor foram semelhantes entre os lados lesado e não-lesado na velocidade de 60°/s (Figura 13). Para os eversores foi encontrado ($p= 0,13$) e para os inversores ($p=0,77$).

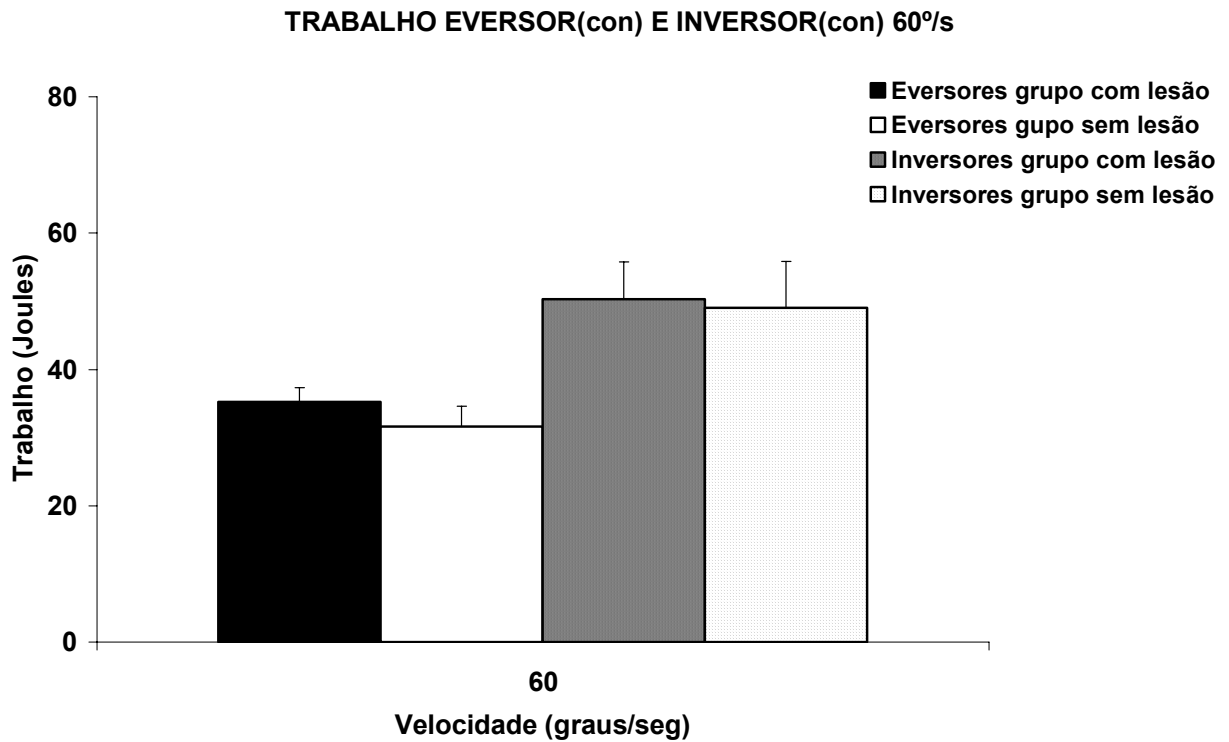


Figura 13. Média e erro padrão para o Trabalho Eversor e Inversor na velocidade de 60°/s para os grupos lesado e não lesado.

7.3.2.11 Potência eversora (POT_ev) e inversora (POT_inv) a 60°/s

Os valores de potência para eversão e inversão não mostraram diferenças significativas entre os lados lesado e não lesado. Os valores encontrados foram de ($p=0,53$) para eversores e ($p=0,40$) para inversores, na velocidade de 60°/s (Figura 14).

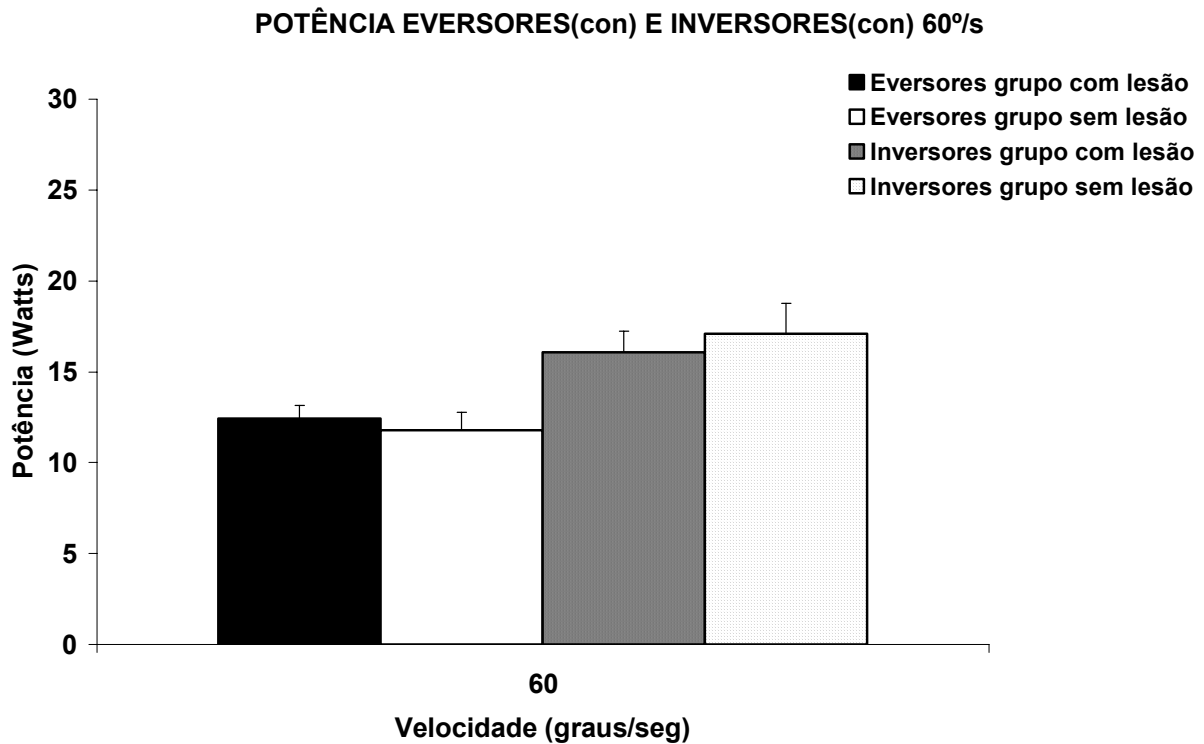


Figura 14. Média e erro padrão para a Potência de eversores e inversores a 60°/s.nos grupos lesado e não lesado.

7.4 RAZÕES DE ATIVAÇÃO

7.4.1 RELAÇÃO TORQUE X ÂNGULO

7.4.1.1 Ativação isométrica do Tibial Anterior (RMS_ta_{ISOM})

A ativação elétrica do tibial anterior não mostrou diferença significativa entre os lados lesado e não lesado ($p=0,11$), mas teve variância em relação aos diferentes ângulos ($p=0,0004$) (Figura 15). Os valores de ativação permaneceram aproximadamente constantes entre -20 e 0° e diminuíram de 0° para 20° .

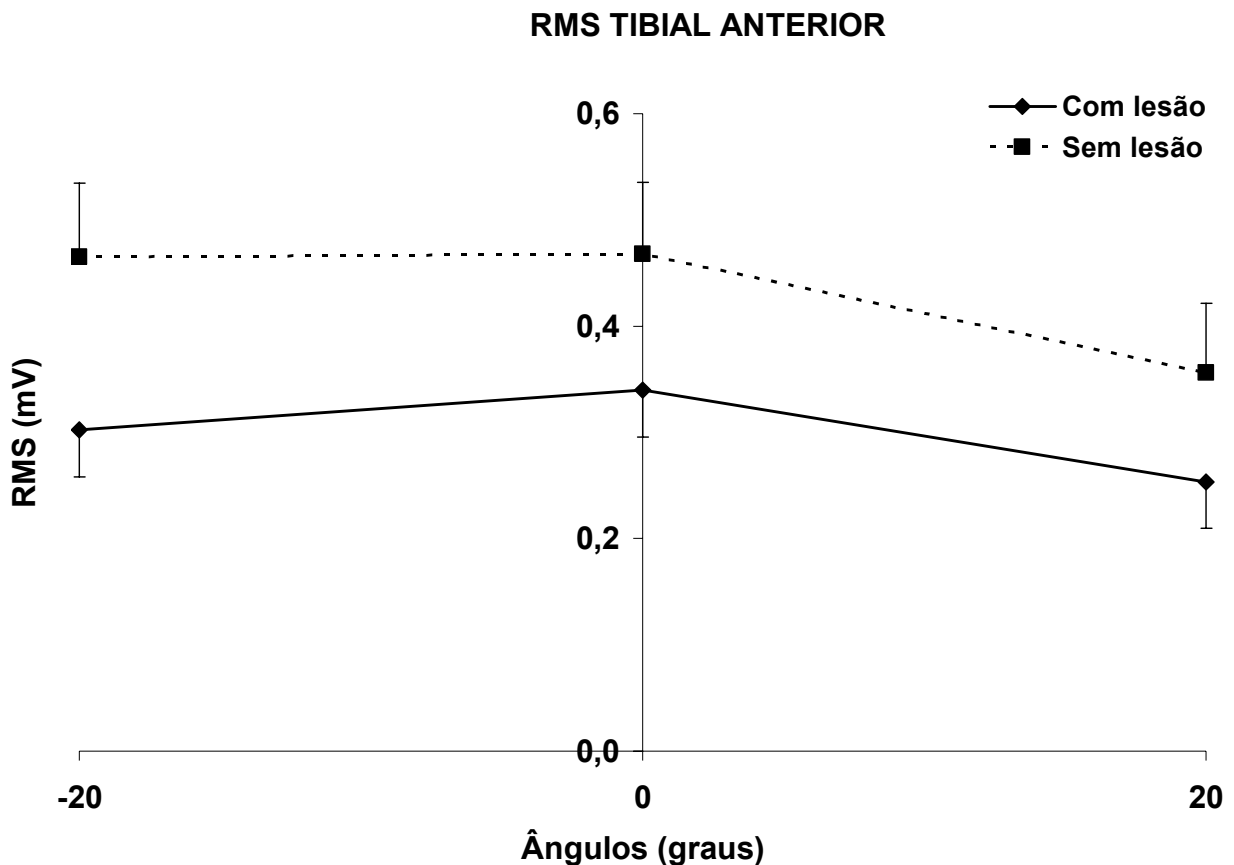


Figura 15. Média e erro padrão da Ativação do Tibial Anterior nos três ângulos (-20° inversão, 0° neutro e 20° eversão) de teste para os grupos lesado e não lesado.

7.4.1.2 Ativação isométrica do Fibular Curto (RMS_fc_{ISOM})

A ativação elétrica do fibular curto não apresentou diferença significativa entre o lado lesado e o não-lesado ($p=0,12$). No entanto, os valores RMS aumentaram de -20° para 0° e diminuíram de 0° para 20° ($p=0,01$) (Figura 16).

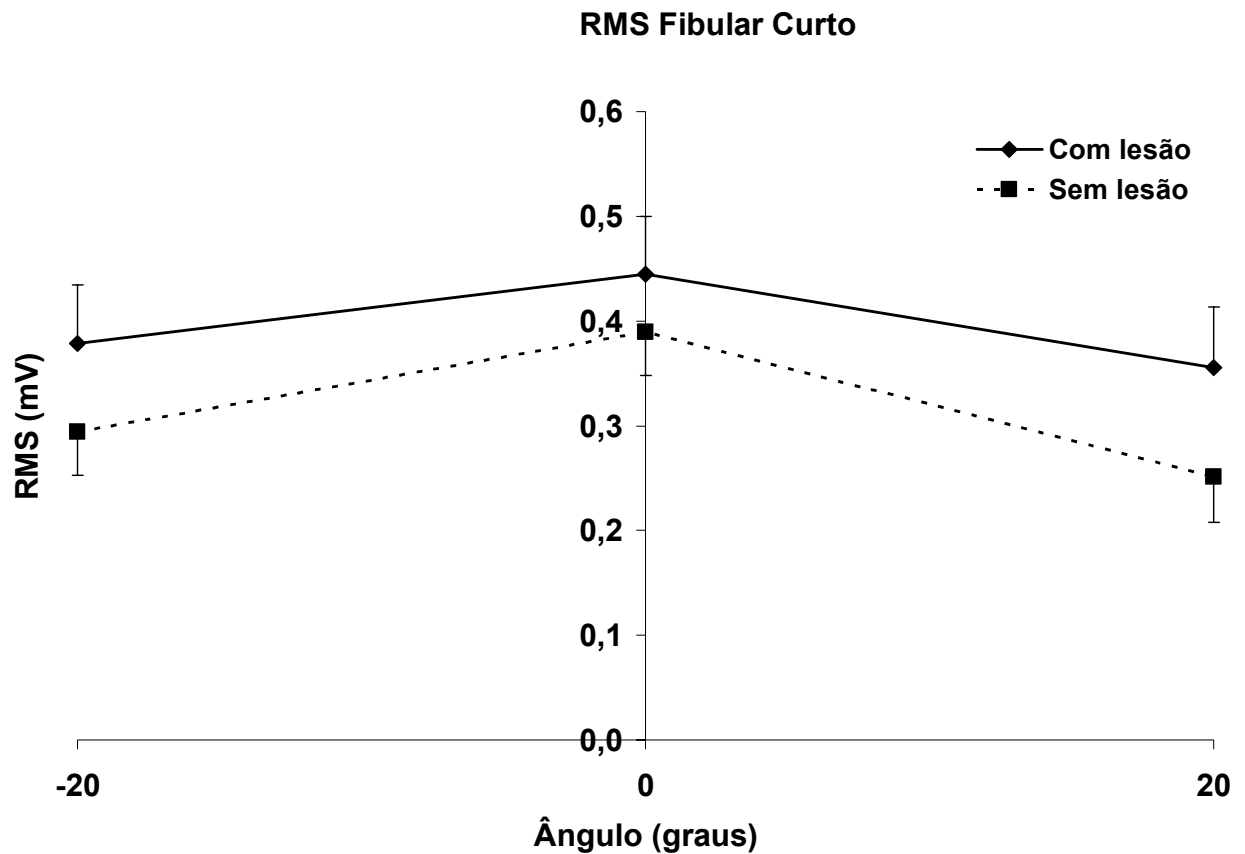


Figura 16. Média e erro padrão da Ativação do Fibular Curto nos três diferentes ângulos de teste (-20° inversão, 0° neutro e 20° eversão) para os grupos lesado e não lesado.

7.4.1.3 Ativação isométrica do Fibular Longo (RMS_fl_{ISOM})

Não foram encontradas diferenças significativas entre o lado lesado e não-lesado para os valores RMS do fibular longo ($p=0,33$), mas houve interação significativa entre os efeitos lesão e ângulo ($p=0,04$). Houve redução da ativação entre o ângulo de 0° e 20° no lado sem lesão ($p=0,02$) (Figura 17).

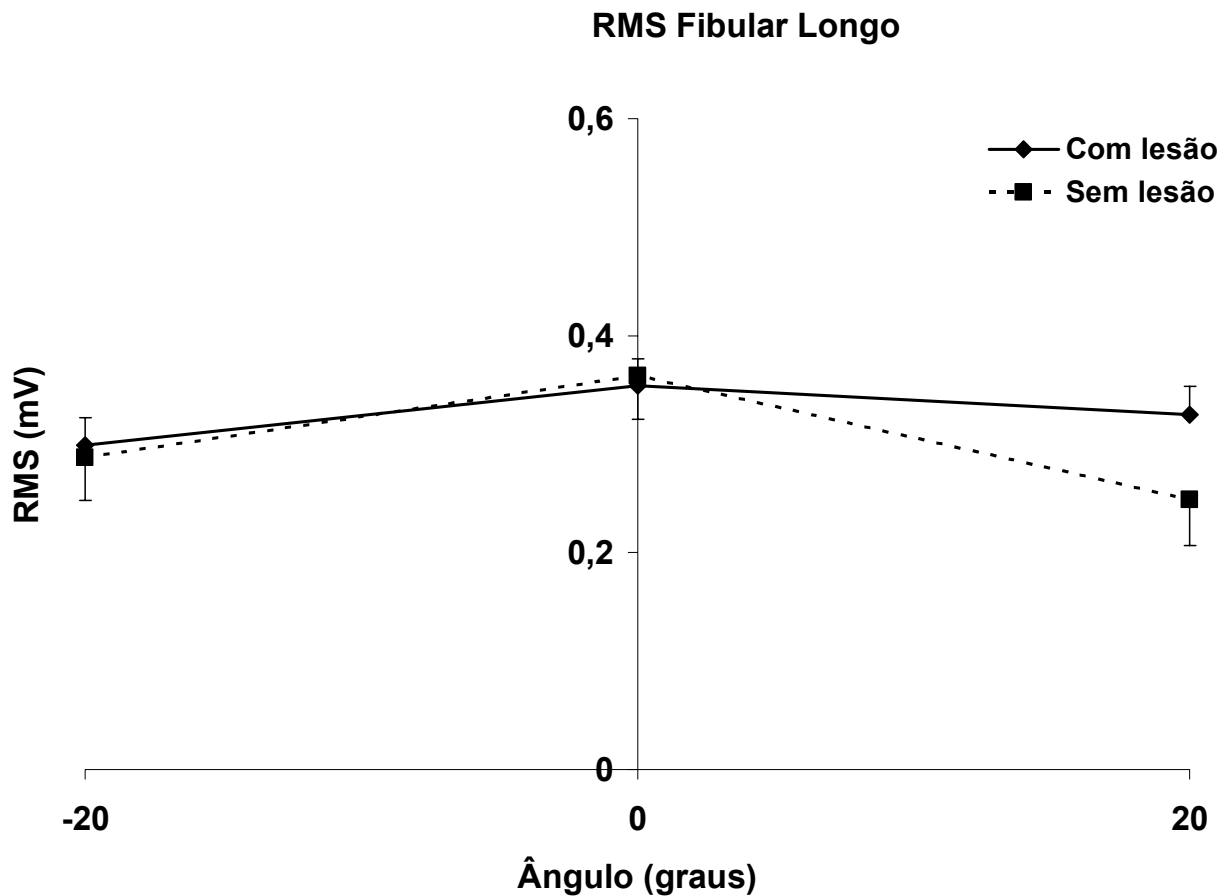


Figura 17. Média e erro padrão da Ativação do fibular longo nos três diferentes ângulos de teste (-20° inversão, 0° neutro e 20° eversão) para os grupos lesado e não lesado.

7.4.1.4 Razão de ativação isométrica EV/INV (Fibular curto/Tibial anterior) (RAI_fc/ta)

Não houve diferença significativa para efeito de lesão e ângulo para a razão de ativação fibular curto/tibial anterior. Foi encontrado para efeito de lesão ($p=0,11$) e para efeito de ângulo ($p=0,32$) (Figura 18).

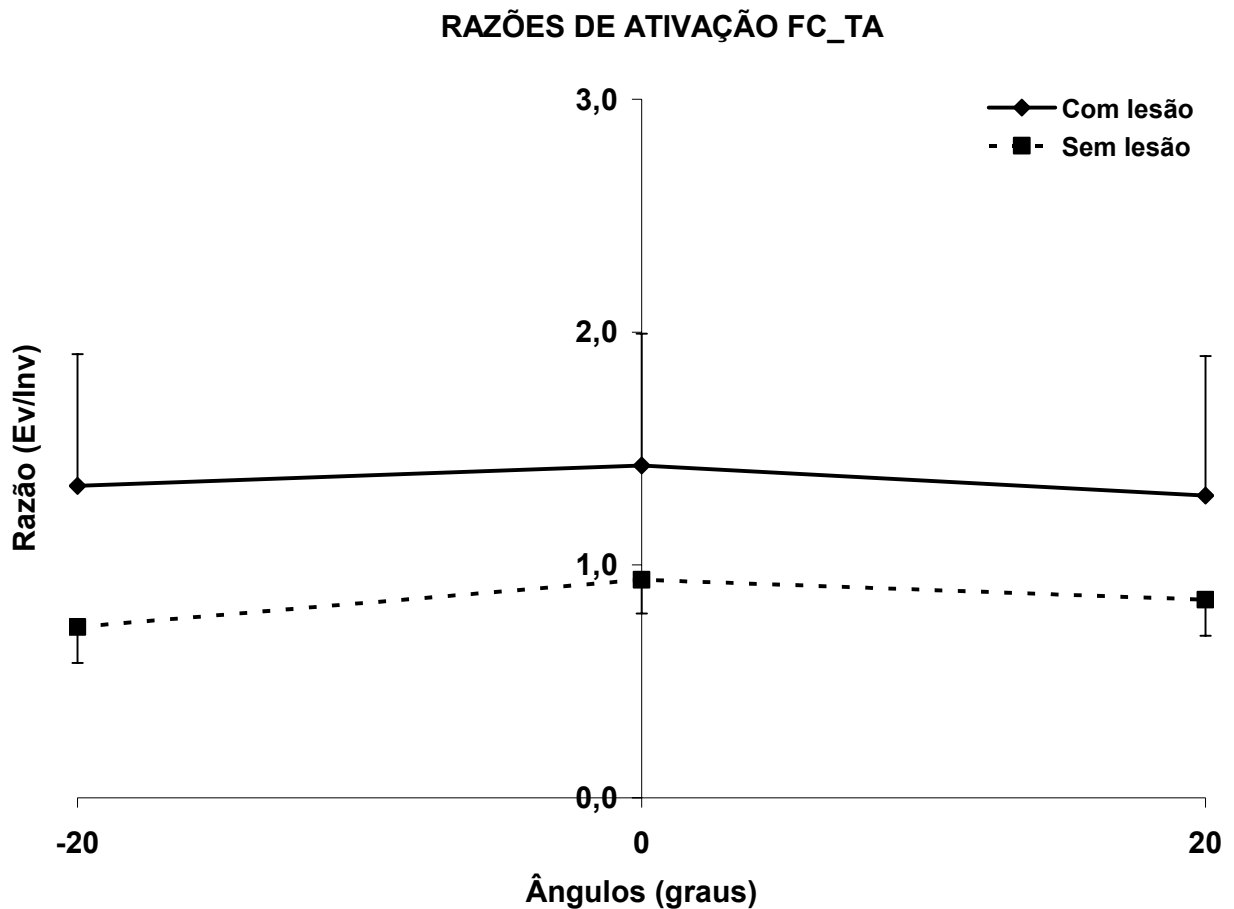


Figura 18. Média e erro padrão da Razão de ativação Fibular Curto/ Tibial Anterior (EV/INV) nos três ângulos de teste (-20° inversão, 0° neutro e 20° eversão) para os grupos lesado e não lesado.

7.4.1.5 Razão de ativação isométrica EV/INV (Fibular longo/Tibial anterior) (RAI_fl/ta)

Não houve diferença significativa para efeito de lesão e ângulo para a razão de ativação fibular longo/tibial anterior. Foi encontrado para efeito de lesão ($p=0,06$) e para efeito de ângulo ($p=0,29$) (Figura 19).

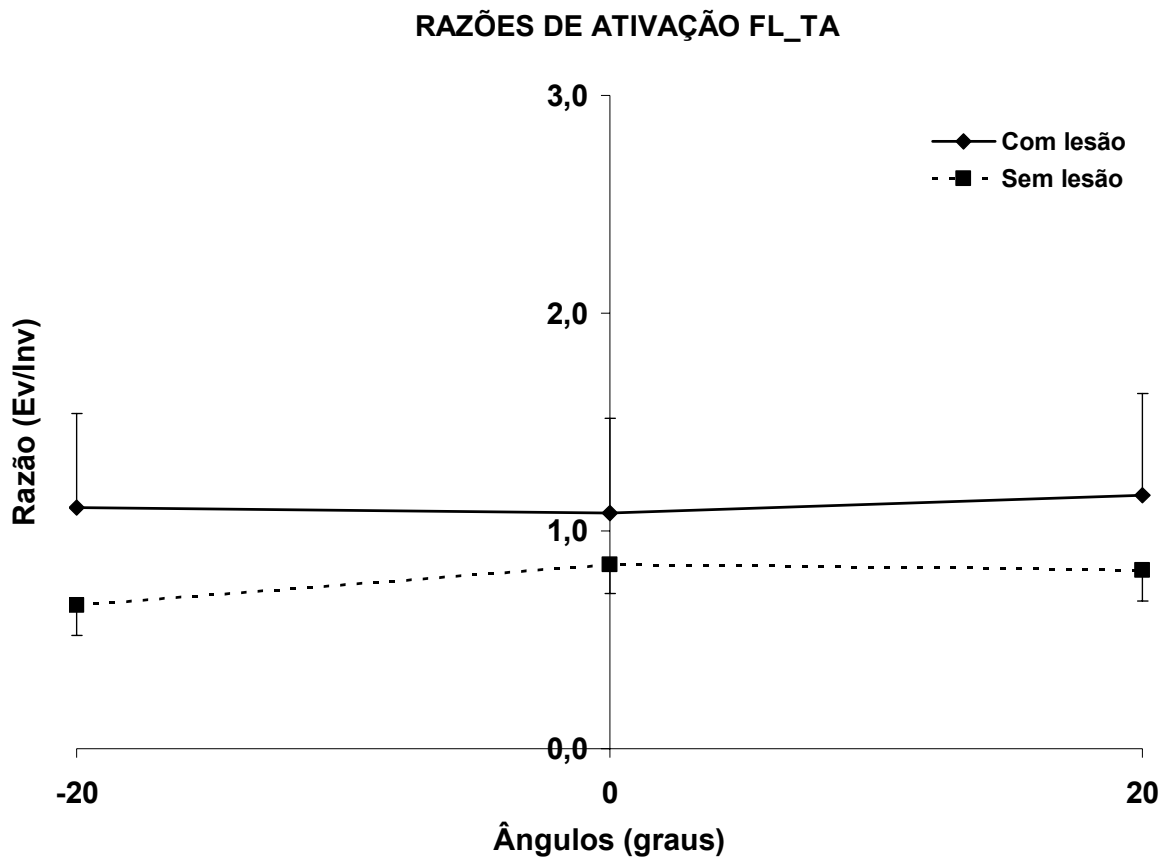


Figura 19. Média e erro padrão da Razão de ativação Fibular Longo/ Tibial Anterior (EV/INV) nos três ângulos de teste (-20° inversão, 0° neutro e 20° eversão) para o grupo lesado e não lesado.

7.4.2 RELAÇÃO TORQUE X VELOCIDADE

7.4.2.1 Razão de Ativação Convencional Fibular Curto/Tibial Anterior (RAC_fc/ta)

Não houve diferença significativa entre os grupos lesado e não lesado na três velocidades de 60°, 120° e 180°/s nos valores encontrados na razão de ativação FC/TA nem para o efeito de lesão ($p=0,43$), bem como para o efeito de velocidade ($p=0,27$) (Figura 20).

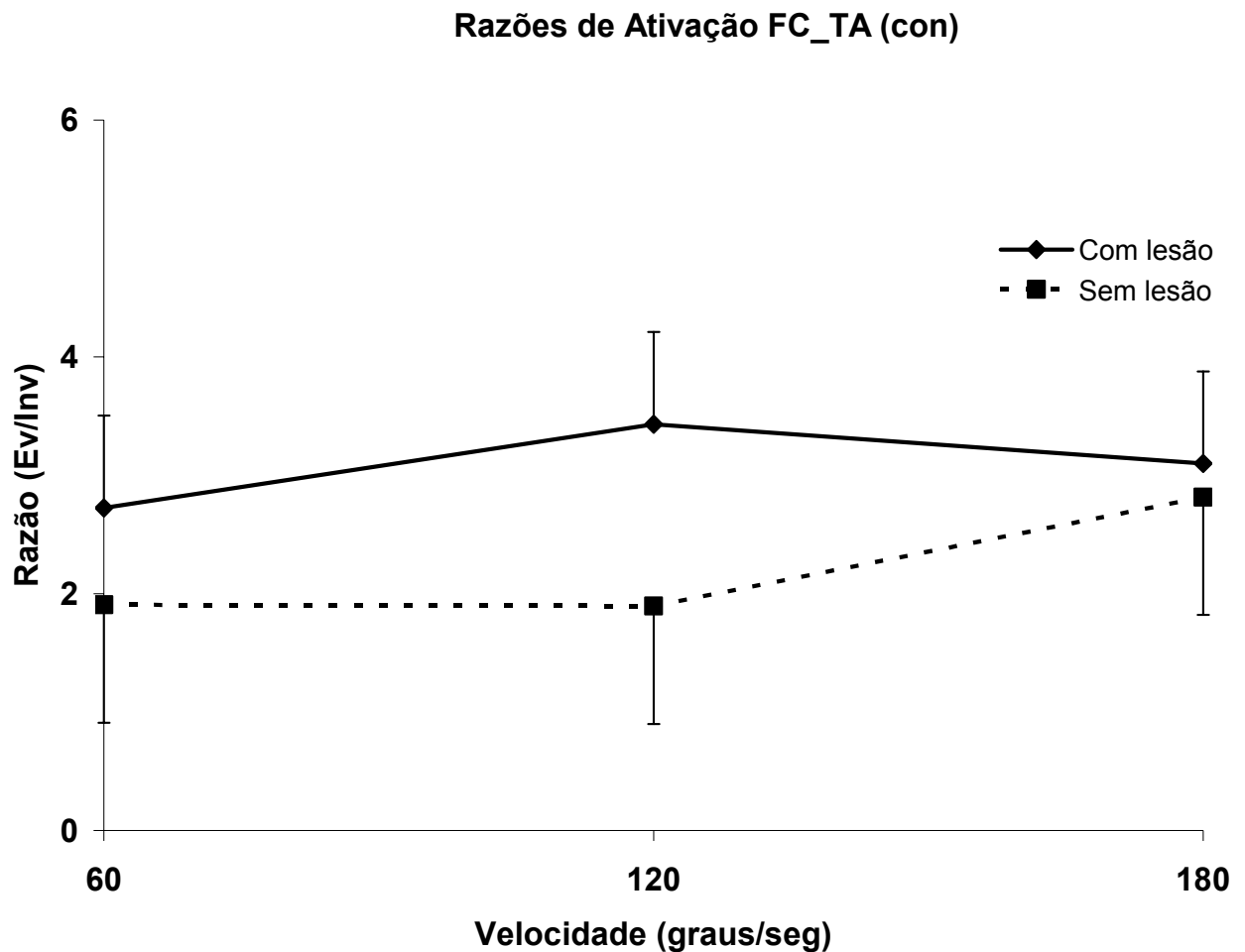


Figura 20. Média e erro padrão da Razão de ativação convencional (fibular curto/tibial anterior) nas velocidades de 60°, 120° e 180°/s para os grupos lesado e não lesado.

7.4.2.2 Razão de Ativação Convencional Fibular Longo/Tibial Anterior (RAC_fl/ta)

Não houve diferença significativa nos valores encontrados na razão de ativação FL/TA nem para o efeito de lesão ($p=0,70$), bem como para o efeito de velocidade ($p=0,25$) (Figura 21).

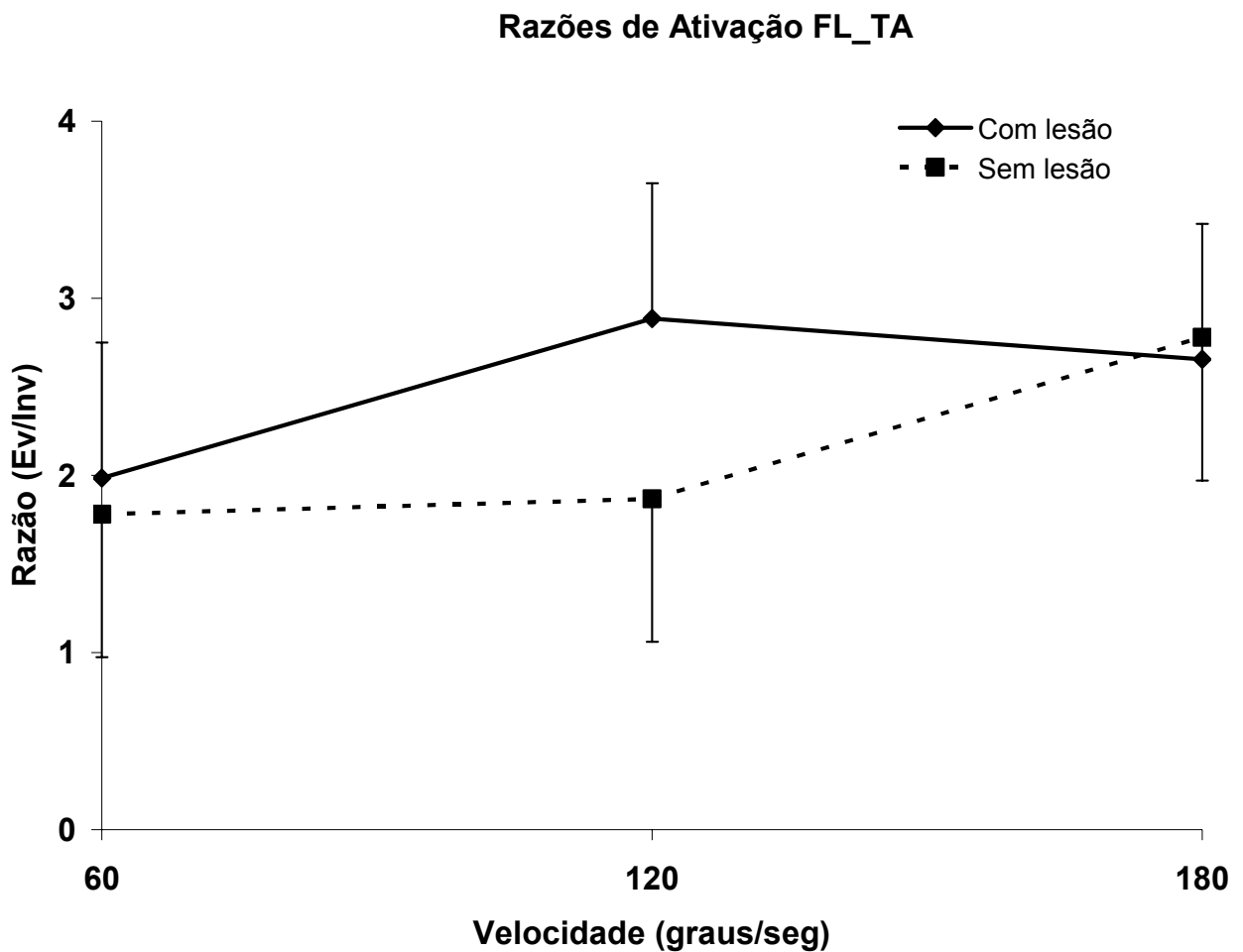


Figura 21. Média e erro padrão da Razão de ativação convencional (fibular longo/tibial anterior). Nas velocidades de 60°, 120° e 180°/s para os grupos com e sem lesão de tornozelo.

7.4.2.3 Razão de Ativação Funcional Fibular Curto/Tibial Anterior (RAF_{fcEXC/taCON})

Não foi encontrada diferença significativa para efeito de lesão ($p=0,18$) e para efeito de velocidade ($p=0,57$) na razão de ativação funcional exc/con para ambos os grupos: lesado e não lesado (Figura 22).

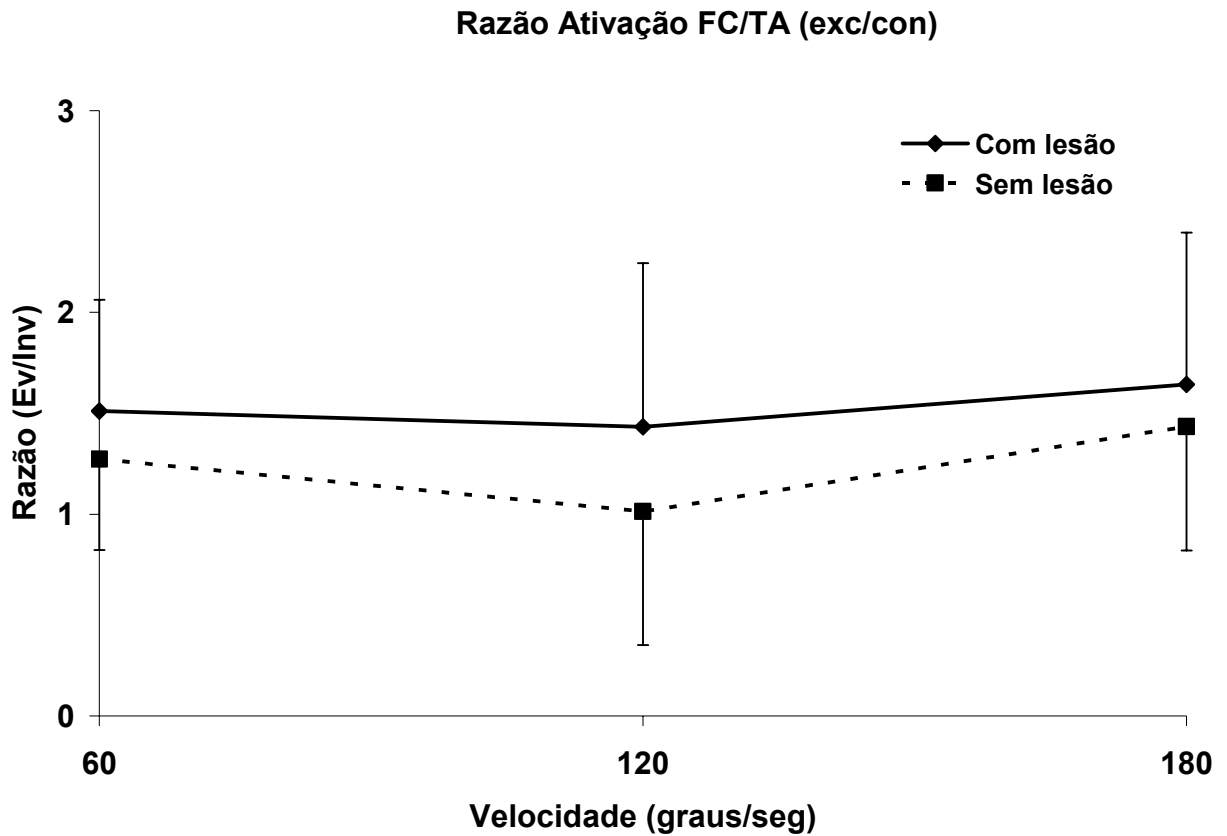


Figura 22. Média e erro padrão da Razão de ativação funcional EVexc/INVcon para os grupos lesado e não lesado nas velocidades de 60°, 120° e 180°/s.

7.4.2.4 Razão de Ativação Funcional Fibular Longo/Tibial Anterior (RAF_{fl_{Exc}/ta_{Con}})

Não foi encontrada diferença significativa para a razão funcional de ativação fibular longo/tibial anterior (exc/con) entre o lado lesado e não-lesado, tanto para o efeito lesão ($p=0,5$) quanto para o efeito velocidade ($p=0,52$) (Figura 23).

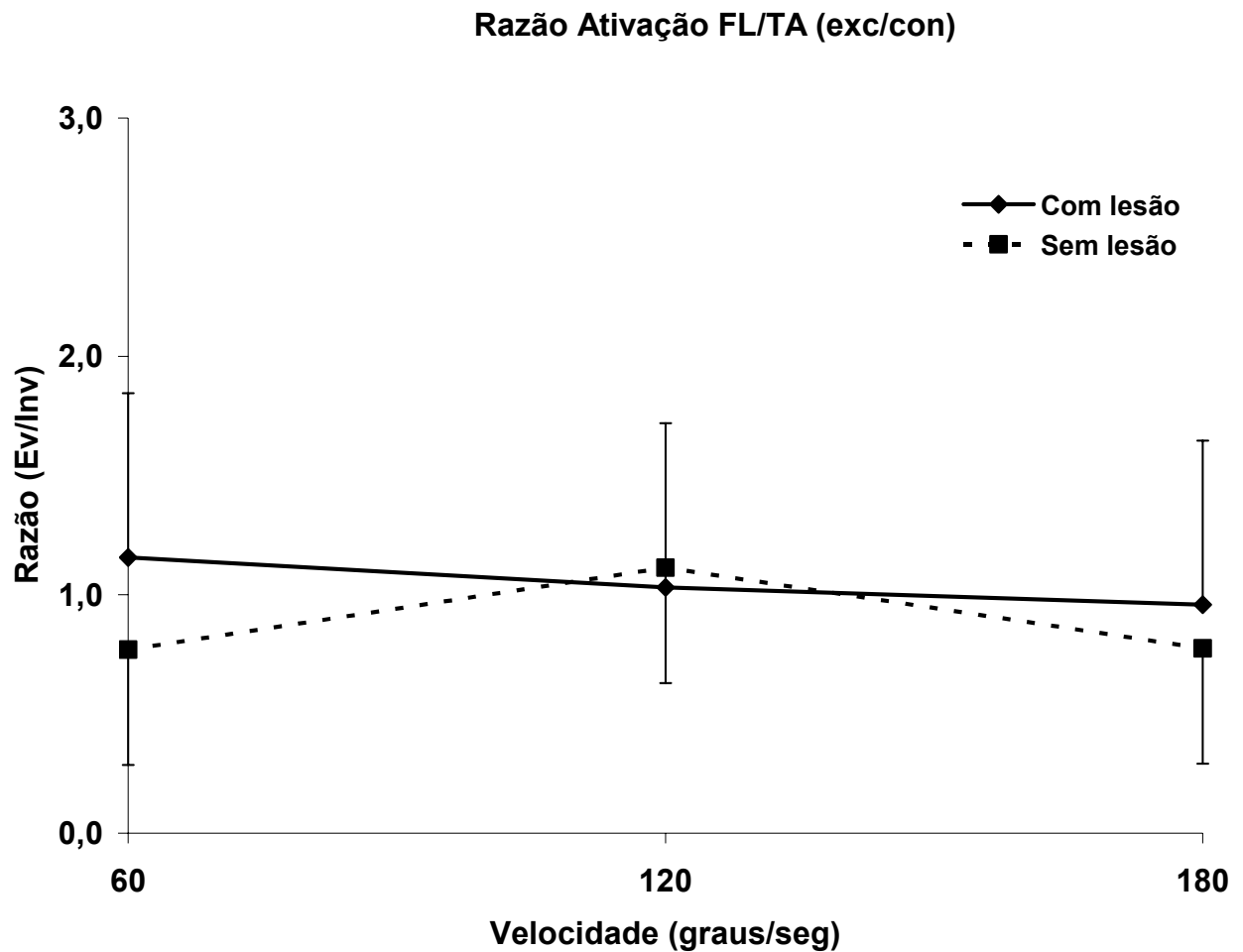


Figura 23. Média e erro padrão da Razão de ativação funcional EV_{exc}/INV_{con} para os grupos lesado e não lesado nas velocidades de 60°, 120° e 180°/s.

7.4.2.5 Razão de Ativação Funcional Fibular Curto/Tibial Anterior (RAF_{fcCON/taEXC})

Não foi encontrada diferença significativa para a razão de ativação entre o grupo lesado e não-lesado para o efeito lesão ($p=0,64$) e nem para o efeito velocidade ($p=0,27$) (Figura 24).

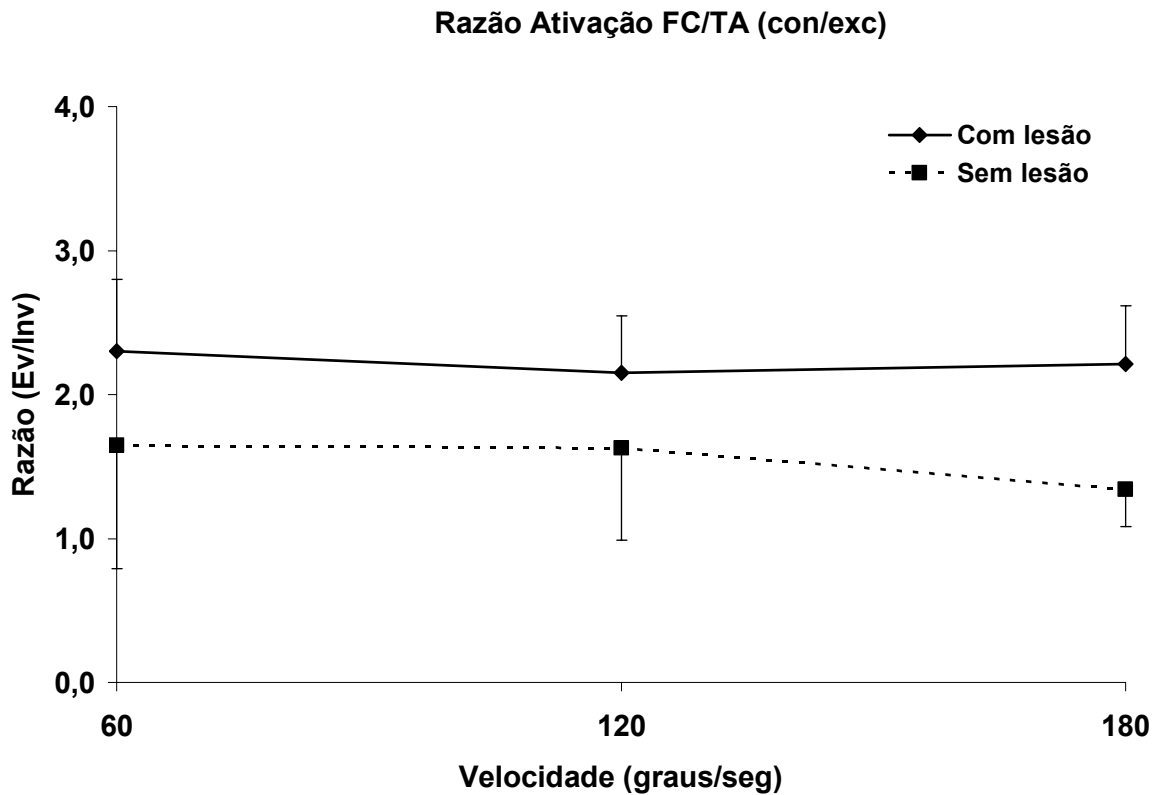


Figura 24. Média e erro padrão da Razão de ativação funcional EVcon/INVexc para os grupos lesado e não lesado nas velocidades de 60°, 120° e 180°/s.

7.4.2.6 Razão de Ativação Funcional Fibular Longo/Tibial Anterior (RAF_{flCON/taEXC})

Não foi encontrada diferença significativa para a razão de ativação entre os lados lesado e não-lesado para efeito de lesão ($p=0,09$) e para efeito de velocidade ($p=0,68$) (Figura 25).

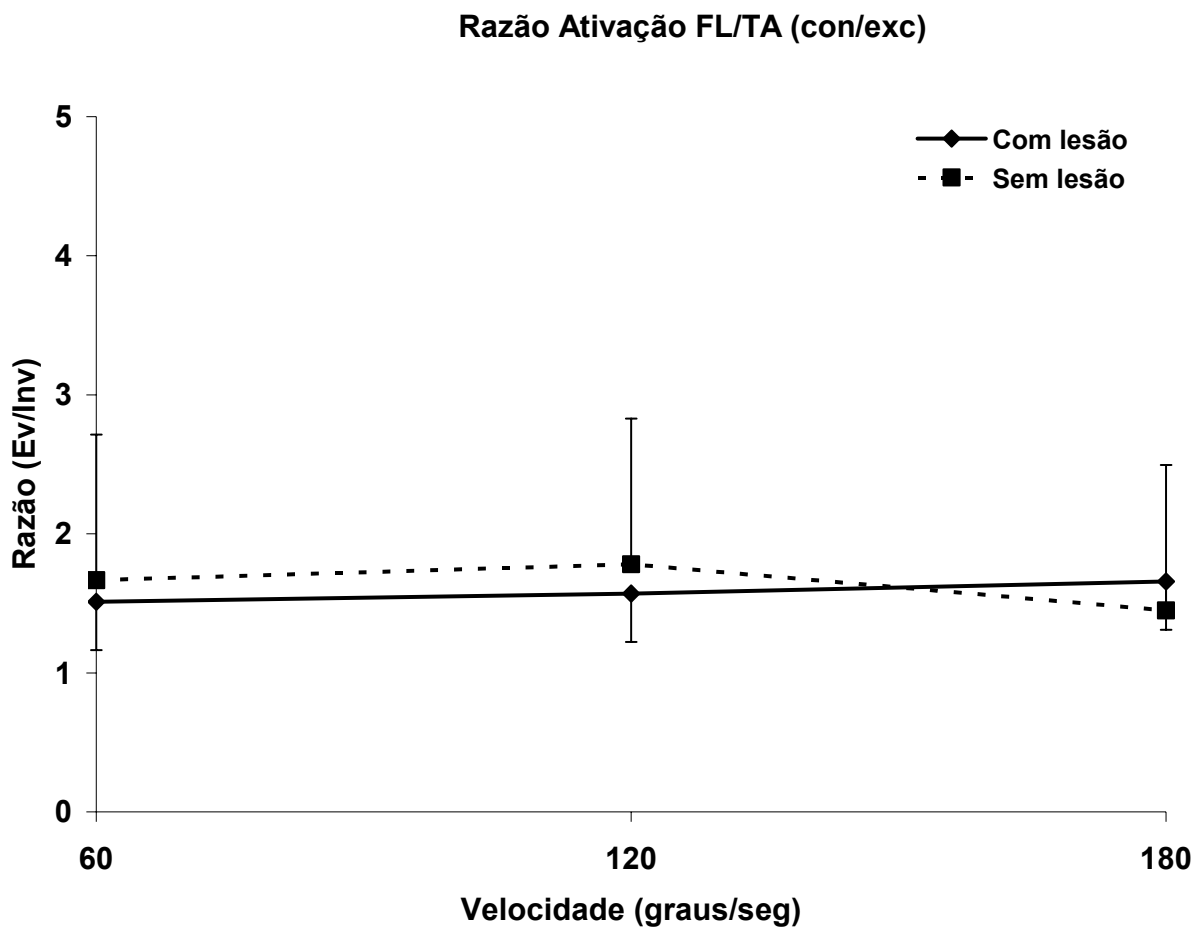


Figura 25. Média e erro padrão da Razão de ativação funcional EVcon/INVexc para os grupos lesado e não lesado nas velocidades de 60°, 120° e 180°/s.

8 DISCUSSÃO

A entorse de tornozelo por inversão é o tipo de lesão que mais acomete atletas em diversas modalidades esportivas. No futsal, esporte amplamente praticado em nosso país não é diferente, estando esta lesão na articulação subtalar entre as mais comuns em todos os níveis de sua prática. A avaliação isocinética e a eletromiografia são duas técnicas que permitem avaliar a função muscular e possíveis alterações decorrentes de lesões. No entanto, poucos estudos utilizaram essas técnicas para avaliar a musculatura eversora e a inversora do tornozelo após entorse de tornozelo, e nenhum estudo foi encontrado que tratasse do tema na área do futsal. Por este motivo o presente trabalho teve como objetivo avaliar isocineticamente a articulação do tornozelo de uma equipe de atletas de futsal profissional e detectar possíveis diferenças entre razões de torque e ativação, na potência e no trabalho dessas musculaturas em indivíduos com histórico de entorse por inversão unilateral de tornozelo.

Temos como primeira hipótese deste trabalho que: as razões de torque convencional e funcional dos tornozelos lesados serão menores quando comparadas às razões dos tornozelos sem lesão, devido ao enfraquecimento dos eversores dos tornozelos lesados causado pela entorse.

Os resultados encontrados para a Razão Convencional Isométrica ($RCI_{ev/inv}$), onde foram divididos os valores do torque isométrico eversor pelo torque isométrico inversor, não mostraram diferenças significativas entre os grupos lesado e não lesado ($p=0,067$), apenas variando os valores em relação ao ângulo. Neste caso os resultados não foram ao encontro da hipótese inicial.

Contudo, na interação entre ângulo e lesão foi encontrado um $p=0,0521$, que talvez fosse significativo se a amostra tivesse um n maior. Se considerarmos que estamos no limiar da significância, poderia haver então uma diferença significativa entre os grupos, onde no grau -20° que corresponde ao ângulo de inversão a razão isométrica do grupo lesado foi maior do que a do grupo saudável. Esta diferença foi encontrada possivelmente por uma maior produção de torque eversor do grupo lesado em relação grupo não lesado no ângulo -20° , que se deu possivelmente devido a um fortalecimento excessivo da musculatura eversora na volta a prática do futsal, que não foi acompanhada pela musculatura inversora (Figura 3).

Na divisão dos valores do torque eversor concêntrico pelo torque inversor concêntrico temos a Razão Convencional de Torque ($RC_{ev/inv}$) onde não foi encontrada significância para efeito de lesão ($p=0,38$) e nem para efeito velocidade ($p=0,48$). Da mesma forma a interação lesão x velocidade também se mostrou não significativa ($p=0,98$). Desta forma não se confirma a hipótese de que haveria uma diminuição nos valores da Razão para o grupo com lesão. Ambos os valores da razão de torque neste caso ficaram muito próximos entre si e em torno do valor 0,8 e vão de encontro aos resultados descritos por Wong et al.(1984), Nickson (1987) e Karnofel et al. (1989) que foram de 0,87, 0,79 e 0,88 respectivamente (Figura 6). Mostrando desta forma uma possível recuperação dos tornozelos lesados destes atletas levando-se em consideração os valores da Razão convencional.

Na Razão Funcional de eversores ($RF_{evCON/invEXC}$) onde foram divididos os valores do torque concêntrico eversor pelo torque excêntrico inversor, também não foram encontradas diferenças entre os grupos com e sem lesão, vindo desta forma a contrariar a hipótese de que haveria um desequilíbrio nos valores desta razão.

Já na Razão Funcional de inversores ($RF_{evEXC/invCON}$) foram encontradas diferenças entre tornozelos lesados e não lesados que levaram ao aumento dos valores da Razão principalmente no grupo com lesão, contrariando desta forma a hipótese de diminuição dos valores após entorse.

A Razão Funcional de inversores ($RF_{evEXC/invCON}$) foi calculada dividindo-se para ambos os grupos o torque eversor excêntrico pelo torque inversor concêntrico nas três velocidades de 60°, 120° e 180°/s. Houve significância para o efeito de lesão ($p=0,03$) e para efeito velocidade ($p=0,02$). O lado sem lesão apresentou sempre valores menores, mais próximos a 1,0, o que a literatura pressupõe como ideais (ALONSO, 2003; FONSECA, 2007). Já o grupo com lesão mostrou valores acima de 1,0 e cada vez maiores nas maiores velocidades, o que indica um possível desequilíbrio na geração de forças agonistas/antagonistas (Figura 10).

Em estudo realizado por Yildiz et al. (2003), foram comparados tornozelos de indivíduos lesados e saudáveis, onde todas as lesões ocorreram a pelo menos seis meses antes dos testes. Foi calculada a razão funcional inversora e não se encontrou diferença significativa para os valores de razão, mas foi encontrada diferença para o

pico de torque eversor excêntrico, sendo menor no grupo lesado, o que indica um enfraquecimento da musculatura eversora neste estudo.

No estudo de Yldiz et al.(2003) os indivíduos não eram atletas, como acontece neste estudo. Pressupõe-se que estes atletas lesados a mais de três meses e após sua recuperação voltaram a exercer suas atividades esportivas rotineiras, sendo este um fator preponderante na recuperação das forças musculares devido à própria demanda funcional que o futsal impõe a seus praticantes.

Então mesmo estes atletas tendo sofrido lesão, todos retomaram as atividades esportivas após tratamento. Uma das hipóteses é que este desequilíbrio nos valores da razão funcional seja decorrente de um fortalecimento excessivo dos eversores em detrimento dos inversores, o que seria um dos motivos pelo qual se obtiveram estes resultados. De certa forma isso faz sentido, pois tanto o atleta quanto o fisioterapeuta e o preparador físico não gostariam que ocorresse nova lesão, e como a recidiva de lesões de entorse de tornozelo é bastante alta, um maior fortalecimento dos eversores poderia servir como uma ação preventiva de nova lesão. Entretanto, um desequilíbrio no sentido oposto entre os grupos musculares antagonistas pode predispor o tornozelo a novas lesões por uma alteração na mecânica da articulação. No entanto, reafirmamos que para que este dado seja confirmado cientificamente e com maior fidedignidade é necessário que se avalie um número maior de sujeitos para que se encontrem resultados mais precisos.

Em estudo realizado por Wilkerson et al. (1997), foram analisadas e comparadas a força eversora e inversora em indivíduos que sofreram entorse de tornozelo grau II, onde foi constatada uma deficiência significativa na performance da musculatura inversora, maior até que a eversora. Este estudo sugere que o reestabelecimento da performance da musculatura inversora é um ponto a ser considerado na reabilitação onde a ação excêntrica da musculatura inversora é necessária para controlar a amplitude do movimento de eversão, contribuindo assim para a manutenção da estabilidade dinâmica da articulação do tornozelo.

Hartsell e Spaulding (1999), encontraram em indivíduos com instabilidade crônica de tornozelo menor produção de força excêntrica e concêntrica tanto para eversores como inversores, em relação a indivíduos com tornozelos saudáveis. Os

tornozelos lesados mostraram menores valores de pico de torque eversor e inversor, excêntrico e concêntrico em comparação com indivíduos saudáveis. Contudo, as razões Exc/Con não mostraram diferenças significativas em seu estudo. Ainda neste estudo os autores sugerem uma possível inabilidade da musculatura eversora em produzir torque excêntrico principalmente e maiores velocidades. Esta exigência se aproxima muito da funcionalidade da articulação na vida diária e se assemelha ao momento em que ocorre uma lesão, onde a musculatura eversora tem que agir rápido de forma excêntrica para tentar reequilibrar a articulação como resposta a um movimento brusco. Os autores sugerem que na fase de reabilitação seja incluído um trabalho de força concêntrico e excêntrico principalmente para a musculatura eversora.

Kaminski et al. (1999), compararam a força eversora de indivíduos com lesão unilateral de tornozelo e indivíduos saudáveis e não encontraram diferenças significativas no torque isométrico, concêntrico e excêntrico entre eversores lesados e não lesados em nenhuma das velocidades testadas (0° , 30° , 60° , 90° , 120° , 150° e $180^\circ/s$). Contrariando o estudo de Hartsell e Spaulding (1999) e apontando que não se faz necessário nenhum tipo de treinamento para fortalecimento da musculatura eversora.

De mesma forma em nosso estudo não foram encontradas diferenças significativas nos torques concêntrico e excêntrico de eversores. Contudo, no torque isométrico no ângulo de -20° de inversão, foi encontrado um ($p=0,0553$), ficando no limite da significância para efeito de lesão. Talvez se o número de atletas avaliados em nosso estudo fosse maior se encontrasse um nível de significância para este efeito.

Em outro estudo, Kaminski (2003), avaliou sujeitos com instabilidade funcional unilateral de tornozelo. Foram avaliados apenas os membros lesados, onde um grupo realizou a reabilitação apenas com treinamento de força, outro grupo apenas com propriocepção, um grupo com treinamento de força e propriocepção juntos e um grupo foi controle. Após seis semanas de treinamento não foram encontradas diferenças significativas na razão funcional EVcon/INVexc em nenhum dos grupos.

Em estudo realizado por Sekir et al. (2007), foram avaliados os picos de torque excêntrico e concêntrico de eversores e inversores em indivíduos lesados (unilateral) e indivíduos saudáveis. Foram avaliados antes e depois de seis semanas de treinamento

para reabilitação. O pico de torque concêntrico eversor e inversor mostrou melhora significativa no grupo de tornozelos lesados após o período de treinamento. No grupo saudável o treinamento não mostrou efeito significativo. Apenas o pico de torque concêntrico inversor foi significativamente menor no grupo lesado em comparação ao grupo saudável, mas esta diferença desapareceu após seis semanas de treinamento. O pico de torque concêntrico eversor não mostrou diferença significativa entre os grupos lesado e não lesado.

Desta forma este estudo não mostra um enfraquecimento da musculatura eversora em indivíduos com lesão, assim como Wilkerson (1997), e isso se aplica para contrações concêntricas e excêntricas.

De acordo com Sekir (2007), há um déficit na produção de força concêntrica inversora em tornozelos lesados. A respeito disso Ryan (1994), teoriza que este déficit na musculatura inversora pode ser resultado de uma inibição ou disfunção do nervo fibular profundo (responsável pela inervação da musculatura tibial anterior), como resultado de um estiramento excessivo do nervo fibular.

Evidências recentes sugerem que há uma relação entre déficit inversor e lesão do ligamento lateral do tornozelo (Wilkerson, 1997).

Em outro estudo, Munn (2003) investigou sujeitos com instabilidade unilateral de tornozelo, onde foram avaliados torques isocinéticos concêntricos e excêntricos de eversores e inversores. O objetivo do estudo era o de detectar possíveis déficits excêntricos de força. Os resultados encontrados não mostraram nenhum déficit excêntrico ou concêntrico eversor, mas foi encontrado um efeito significativo para a força excêntrica dos inversores, onde houve um déficit na produção de força.

Depara-se aqui com um quadro controverso na literatura, onde alguns estudos associam um déficit eversor (Tropp, 1986; Hartsell e Spaulding, 1999; Willems et al., 2002), a instabilidade funcional provocada pela entorse e outros associam a um déficit da musculatura inversora (Ryan, 1994; McKnight, 1997; Wilkerson, 1997) como causa da instabilidade da articulação.

Desta forma, em nosso estudo foram avaliados os atletas com lesão unilateral de tornozelo de uma equipe de futsal, que sofreram esta lesão a mais de três meses e que retomaram suas atividades esportivas. É possível que tenha ocorrido um fortalecimento

excessivo da musculatura eversora com a volta aos treinamentos e até mesmo com as demandas funcionais que o futsal impõe aos seus praticantes. Contudo, como visto em alguns estudos acima citados, é preciso observar o comportamento da musculatura inversora no caso da ocorrência de uma entorse de tornozelo, pois os inversores também auxiliam no equilíbrio funcional desta articulação. É possível que os valores encontrados na Razão funcional inversora ($RF_{ev_{EXC}/inv_{CON}}$) tenham mostrado diferença significativa entre os grupos por um desequilíbrio causado por um déficit na produção de força dos músculos inversores.

Na segunda hipótese deste trabalho temos que: as razões de ativação convencional e funcional dos tornozelos lesados serão menores do que as razões dos tornozelos sem lesão, devido à inibição dos músculos eversores dos tornozelos lesados decorrente da entorse.

As razões de ativação foram calculadas dividindo-se um dos músculos eversores pelo músculo inversor. Temos a razão de ativação convencional isométrica do fibular curto/tibial anterior ($RAI_{fc/ta}$) e fibular longo/tibial anterior ($RAI_{fl/ta}$), onde não foram significativos os valores encontrados para efeito de lesão bem como para os ângulos para ambos os grupos. Nota-se que nos três ângulos testados o lado não-lesado manteve suas razões próximas a 1,0 o que é um indicador de uma ativação equilibrada entre os músculos agonistas e antagonistas (Figuras 18 e 19).

As razões de ativação se mantém constantes nos três ângulos de teste para os dois grupos e sem diferença significativa entre os grupos o que contraria a hipótese de diminuição do valor da razão para o grupo lesado.

As razões de ativação convencionais: Razão de Ativação Convencional Fibular Curto/Tibial Anterior ($RAC_{fc/ta}$) e Razão de Ativação Convencional Fibular Longo/Tibial Anterior ($RAC_{fl/ta}$); e funcionais: Razão de Ativação Funcional Fibular Curto/Tibial Anterior ($RAF_{fc_{EXC}/ta_{CON}}$), Razão de Ativação Funcional Fibular Longo/Tibial Anterior ($RAF_{fl_{EXC}/ta_{CON}}$), Razão de Ativação Funcional Fibular Curto/Tibial Anterior ($RAF_{fc_{CON}/ta_{EXC}}$) e Razão de Ativação Funcional Fibular Longo/Tibial Anterior ($RAF_{fl_{CON}/ta_{EXC}}$) não mostraram efeito significativo de lesão para os lados com lesão e sem lesão, o mesmo acontecendo para efeito de velocidade e para a interação entre lesão e velocidade.

Estes resultados foram em direção contrária ao esperado nas hipóteses deste trabalho, mostrando desta forma que não há déficits de ativação nas razões da musculatura eversora e inversora do tornozelo dos atletas. A recuperação e volta à prática do futsal na hipótese proposta pode ser uma das explicações plausíveis para a normalidade destes valores onde ficaram evidenciados que os tornozelos lesados recuperaram os níveis de ativação EMG anteriores a lesão.

Entretanto, em uma das variáveis estudadas, o sinal $RMS_{fl_{ISOM}}$ mostrou interação ($p=0,0481$) entre os grupos no ângulo de 20° de eversão. Uma das explicações para isso talvez seja que, esta variação na amplitude do sinal eletromiográfico tenha ocorrido por um processo de fadiga do músculo fibular longo, que neste exercício isométrico no ângulo de eversão tenha necessitado recrutar novas fibras motoras para compensar a diminuição da contribuição das fibras fadigadas para reestabelecer a força muscular total (WAKELING et al., 2001).

Nesse sentido, situações que envolvam fadiga têm sido correlacionadas com uma diminuição dos valores da Freqüência Mediana (FM), bem como com um aumento do valor RMS (Root Mean Square) - verificado por meio da amplitude do sinal EMG (HAUSSWIRTH et al., 2000; KNUTSON, 2000).

Em uma terceira hipótese temos que: a potência e o trabalho dos músculos eversores do tornozelo lesado será menor quando comparada com o do tornozelo saudável.

Formulou-se esta hipótese acreditando que quando ocorre uma lesão de entorse por inversão, a musculatura eversora sofre uma sobrecarga em suas fibras com possível rompimento o que acarretaria um déficit de produção de torque e ativação, alterando assim os valores de trabalho e potência dos grupos musculares envolvidos.

Neste estudo não foram encontrados valores significativos que mostrassem isso, ficando muito semelhantes os valores de trabalho eversor e inversor entre membro lesado e não lesado e potência eversora e inversora entre lado lesado e não lesado.

Algumas variáveis como: o ângulo do pico de torque eversor e inversor, potência eversora e inversora, pico de torque eversor e inversor, o torque eversor e inversor a 0° e o trabalho eversor e inversor, foram avaliadas apenas na velocidade de $60^\circ/s$ para os lados com e sem lesão. Não houve diferenças significativas para efeito de lesão

($p > 0,05$) (Tabela 7), o que sugere que a maioria das propriedades mecânicas dos músculos inversores e eversores retornaram a valores de normalidade após a recuperação.

Alguns trabalhos (ALONSO, 2003; FONSECA, 2007), realizaram com atletas de futebol uma avaliação isocinética de eversão e inversão de tornozelo, onde foram medidas as variáveis: trabalho e potência, no entanto não estavam presentes nestes estudos a questão lesão, sendo apenas medidas estas variáveis em relação à dominância ou não dos membros. No estudo de Alonso (2003) a relação entre eversores e inversores nos parâmetros trabalho e potência quando comparados por dominância e prática esportiva não mostraram diferenças significativas. No estudo realizado por Fonseca (2007) também não foram encontradas diferenças significativas nos valores de trabalho e potência entre eversores e inversores.

Os resultados encontrados levam a crer que assim como as razões de torque e ativação, os parâmetros trabalho e potência também voltam a níveis de normalidade após a recuperação da lesão e volta à atividade esportiva sistemática.

9 CONCLUSÃO

As razões de torque e ativação bem como as variáveis trabalho e potência não mostraram valores consideráveis para efeito de lesão, com exceção da Razão funcional inversora ($RF_{evEXC}/invCON$) que foi significativamente diferente nos grupos lesados e não lesado.

Fica claro que o tempo em que ocorreu a lesão influencia na recuperação e volta à prática esportiva, onde na maioria dos parâmetros avaliados demonstraram-se níveis de normalidade.

Das doze razões de torque e ativação avaliadas em nosso estudo, apenas uma: a razão de torque funcional inversora demonstrou interação no efeito lesão, o que de certa forma mostra que estes atletas, mesmo com uma reabilitação conservadora (repouso e imobilização) e sua volta ao esporte em algumas semanas, readquiriram sua capacidade de geração de força pelas musculaturas eversoras e inversoras o que os possibilitou exercer sua profissão normalmente.

10 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho teve como objetivos avaliar os atletas de uma equipe de futsal profissional onde foram medidos alguns parâmetros como: as razões de torque convencionais e funcionais, as razões de ativação convencionais e funcionais e trabalho e potência da musculatura eversora e inversora do tornozelo em indivíduos que sofreram entorse unilateral de tornozelo.

Uma das limitações encontradas foi o número reduzido de atletas que compõe a equipe de futsal e ainda mais reduzido quando se trata de lesão unilateral fixando-se em uma amostra com $n=7$.

Avaliações musculares e funcionais em atletas são sempre tema de relevância quando se fala em prática esportiva. Este estudo nos apresenta um diagnóstico sobre as lesões de tornozelo que ocorreram com atletas desta equipe de futsal em particular e sua recuperação. É de muita relevância ao futsal de rendimento que mais estudos sejam realizados, abordando o tema lesão esportiva, sendo colhidos mais dados referentes a um número maior de atletas, e que estes estudos possam vir a auxiliar a todos os profissionais envolvidos com o esporte, na recuperação de lesões de seus atletas e numa melhora da performance esportiva.

11 REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P., SIMONSEN, E. B., TROLLE, M., BANGSBO, J., KLAUSEN, K. Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. **Acta Physio Scand**, 154, 421-427, 1995.
- AAGAARD, P., SIMONSEN, E. B., MAGNUSSON, S. P., LARSSON, B., DYHRE-POULSEN, P. A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. **Am J Sports Med**, 26, 231-237, 1998.
- AAGAARD, P., SIMONSEN, E.B., ANDERSEN, J.L., MAGNUSSON, S.P., BOJSEN-MOLLER, F., DYHRE-POULSEN, P. Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. **Scand J Med Sci Sports**, 10(2):58-67, 2000.
- AYDIN, T., YILDIZ, Y., YANMIS, I., YILDIZ, C., KALYON, T. A. Shoulder proprioception: a comparison between the shoulder joint in healthy and surgically repaired shoulders. **Arch Orthop Trauma Surg**, 121, 422-425, 2001a.
- AYDIN, T., YILDIZ, Y., YILDIZ, C., KALYON, T. A. The stretch-shortening cycle of the internal rotators muscle group measured by isokinetic dynamometry. **J Sports Med Phys Fit**, 41, 371-379, 2001b.
- AYDIN, T., YILDIZ, Y., YILDIZ, C., ATESALP, S., KALYON, T. A. Proprioception of the ankle: a comparison between female teenaged gymnasts and controls. **Foot & Ankle Int**, 23, 123-29, 2002.
- ALONSO, A.C., GREVE, J.M.D., MACEDO, O.G., PEREIRA, C.A.M., SOUZA, P.C.M. Avaliação Isocinética dos inversores e eversores de tornozelo: estudo comparativo entre atletas de futebol e sedentários normais. **Rev Bras de Fisiot**, vol. 7, nº3, 195-199, 2003.
- ANDERSON, K.J., LECOCOQ, E.A. Recurrent anterior subluxation of the ankle. **J Bone Joint Surg**, 34A, 853-860, 1952.
- ARAÚJO, T. L., ANDRADE, D.R., FIGUEIRA JUNIOR, A.J., FERREIRA, M. Demanda fisiológica durante o jogo de futebol de salão, através da distância percorrida. **Revista da APEF - Londrina, Londrina**, v. 11, n. 19, p. 12-20, [s. m.] 1996.
- BACH, B.R. JR., HASAN, S.S. Lesões esportivas e a resposta dos tecidos à lesão física. In: Schenck Jr., R.C. **Med Esp e Trein Atlético**. São Paulo: Roca, 2003.
- BALTZOPOULOS, V., BRODIE, D. A. Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. **Sports Med**, v.8, n.2,p.101-16, 1989.
- BARATTA, R., SOLOMONOW, M., ZHOU, B. H., LETSON, D., CHUINARD, R., D'AMBROSIA, R. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. **Am J Sports Med**, v.16, n.2,p.113-122, 1988.

- BASMAJIAN, J. V., DE LUCA, C.J. Description and analysis of the EMG signal. *Mucles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Ed. **John Butler**. Baltimore, Williams & Wilkins, 19-167, 1985.
- BAUMHAUER, J. F., ALOSA, D.M., RENSTRÖM, A.F.H., TREVINO, S., BEYNNON, B. A prospective study of ankle injury risk factors. **Am J Sports Med.**, v. 23, n. 5, pp 564-570, 1995.
- BAUMHAUER, J. F., ALOSA, D.M., RENSTRÖM, A.F.H., TREVINO, S., BEYNNON, B. Test-retest reliability of ankle injury risk factors. **Am J Sports Med.**, v. 23, n. 5, pp 571-574, 1995.
- BERMAN, A. T. ;BOSACCO, S. J. E ISRAELITE, C. Evaluation of total knee arthroplasty using isokinetic testing. **Clin Orthop**, v.273, p.106-13, 1991.
- BOUISSET, S., MATON, B. Quantitative relationship between surface and EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement. **Am J Phys Med**, 51 (6): 285-95, 1972.
- BRAY, G. A. Definitions, measurements and classification of the syndromes of obesity. **Int J of Obesity**, v.2, p.99-113, 1978.
- BROWN, S. H., COOKE, J. D. Responses to force perturbations preceding voluntary human arm movements. **Brain Res**, v.220, n.2, p.350-5, Sep 14, 1981.
- BURDEN, A., BARLETT, R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. **Med Eng & Physics**, 21: 247-257, 1999.
- CIULLO, J. V., ZARINS, B. Biomechanics of the musculotendinous unit: relation to athletic performance and injury. **Clin in Sports Med**, v.2, n.1, p.71-86, 1983.
- CLARYS, J. P. P., LEWILLI, L. Clinical and kinesiological electromyography by "Le Dr. Duchenne (De Boulogne)". In: CAPAZZO, A., MERCHETTI, M., TOSI, V. **Biocomotion: a century of research using moving pictures**. Roma, Promograph, 89-114, 1992.
- COCHRAN, W.G. **Técnicas de Amostragem**. Rio de Janeiro: John Wiley & Sons, Inc., 1965.
- CODINE, P., BERNARD, P.L., POCHOLLE, M., BENAÏM, C., BRUN, V. Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. **Med Sci Sports Exerc**, v.29, n.11, p.1400-1405, 1997.
- CYRINO, E. S., ALTIMARI, L. R., OKANO, A. H., COELHO, C. F. Efeitos do treinamento de futsal sobre a composição corporal e o desempenho motor de jovens atletas. **Rev Bras Ciên Mov.**, v 10, n 1, pp 41-46, 2002.

- DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J Appl Biomec**, Champaign, v. 13, p. 135-163, 1997.
- DE SERRES, S. J., ENOKA, R. M. Older adults can maximally activate the biceps brachii muscle by voluntary command. **J Appl Physiol**, v.84, n.1, p.284-91, Jan.1998.
- DVIR, Z. **Isocinética – Aval Musc, Interp e Aplic Clín**. Ed. Manole, São Paulo, 1ª ed., 2002.
- ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo, Manole, 2000.
- FALLAT, L., GRIMM, D.J., SARACCO, J.A. Sprained ankle syndrome: prevalence and analysis of 639 acute injuries. **J Foot Ankle Surg.**, 37, 280–285, 1998.
- FONSECA, S.T., OCARINO, J.M., SILVA, P.L.P., BRICIO, R.S., COSTA, C.A., WANNER,L.L. Caracterização da performance muscular em atletas profissionais de futebol. **Rev Bras Med Esp**. vol. 13, nº 3, 143-147,2007.
- FUNK, D. A., CLANTON, T. O., BONCI, C. M. Lesões nas pernas, tornozelos e pés. In: Schenck Jr., R.C. **Med Esp e Trein Atlético** .São Paulo: Roca, 2003.
- GARRETT, W. E., JR. Muscle strain injuries: clinical and basic aspects. **Med Sci Sports Exerc**, v.22, n.4, p.436-43, Aug. 1990.
- GRACE, T. G.,SWEETSER, E. R.,NELSON, M. A.,YDENS, L. R.,SKIPPER, B. J. Isokinetic muscle imbalance and knee-joint injuries. A prospective blind study. **J Bone Joint Surg Am**, v.66, n.5, p.734-40, Jun. 1984.
- GUIMARÃES, A. C., HERZOG, W., HULLINGER, M. ZHANG, Y. T. DAY, S. EMG-force relationship of the cat soleus muscle studied with distributed and non-periodic stimulation of ventral root filaments. **J Exp Biol**, 186: 75-93, 1994.
- GUIMARÃES, A.C. HERZOG, W. ALLINGER, T. L. ZHANG, Y. T. EMG-force relationship of the cat soleus muscle and its association with contractile conditions during locomotion. **J Exp Biol**, 198: 975-987, 1995.
- HAGOOD, S., SOLOMONOW, M., BARATTA, R., ZHOU, B. H., D'AMBROSIA, R. The effect of joint velocity on the contribution of the antagonist musculature to knee stiffness and laxity. **Am J Sports Med**, 18(2):182-7, 1990.
- HALL, S.J., TARANTO, G. **Biomecânica básica**. 4 ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 509p, 2005.
- HAMILL, J., KNUTZEN, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo, Manole, 1999.

- HARTSELL, H. D., SPAULDING, S. J. Eccentric/concentric ratios at selected velocities for the invertor and evertor muscles of the chronically unstable ankle. **British J Sports Med**, 33, 255-258, 1999.
- HERMENS, H. J., FRERIKS, B. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement produces. **J Electromyogr Kinesiol**, 10 (5): 361-74, 2000.
- HERZOG, W., TER KEURS, E. D. J. Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. **Archiv Europ J Phys**, v.411, n.6, p.642-647, 1988.
- HOFFMAN, D. S., STRICK, P. L. Step-tracking movements of the wrist in humans. II. EMG analysis. **J Neurosci**, v.10, n.1, p.142-52, Jan. 1990.
- HOJ, A. L. VAN DEN BERG, J. W. Linearity between the weighed sum of the EMGs of the human triceps surae and the total torque. **J Biomechanics**, 10, 529,1977.
- HORSTMANN, F., KRANEMBERG, K. Reproducibility of isokinetic peak torque and angle at peak in the shoulder joint. **Int J Sports Med**, v.15, p.167-172, 1994.
- HURLEY, M. V., NEWHAM, D. J. The influence of arthroogenous muscle inhibition on quadriceps rehabilitation of patients with early, unilateral osteoarthritic knees. **Br JRheumatol**, v.32, n.2, p.127-31, Feb. 1993.
- KAMINSKI, T. W., PERRIN, D., GANSNEDER, B. Eversion strength analysis of uninjured and functionally unstable ankles. **J Athl Train**, 34:239-245, 1999.
- KAMINSKI, T. W., BUCKLRY, B. D., POWERS, M. E., HUBBARD, T. J., ORTIZ, C. Effect of strength and proprioception training on eversion to inversion strength ratios in subjects with unilateral functional ankle instability. **Br J Sports Med**, 37:410-415, 2003.
- KANNUS, P. Ratio of hamstring to quadriceps femoris muscles' strength in the anterior cruciate ligament insufficient knee. Relationship to long-term recovery. **Phys Ther**, v.68, n.6, p.961-965, 1988.
- KANNUS, P., JARVINEN, M. Knee flexor/extensor strength ratio in follow-up of acute knee distortion injuries. **Arch Phys Med Rehabil**, v.71, n.1, p.38-41, 1990.
- KANNUS, P. Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. **Int J Sports Med**, v.15 Suppl 1, p.S11-8, Jan. 1994.
- KARNOFEL, H., WILKINSON, K., LENTELL, G. Reabilty of isokinetic muscle testing at the ankle. **J Orthop and Sports Phys Ther**, 11, 150-154, 1989.
- KARST, G. M., HASAN, Z. Antagonist muscle activity during human forearm movements under varying kinematic and loading conditions. **Exp Brain Res**, v.67, n.2, p.391-401. 1987.

- KAUFMAN, K. R., AN, K. N., LITCHY, W. J., MORREY, B. F., CHAO, E. Y. Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise. **Am J Sports Med**, 19(3):305-16, 1991.
- KELLIS, E., BALZANOPOULOS, V. Isokinetic eccentric exercise. **Sports Med**, 19(3):202-22, 1995.
- KELLIS, E., BALZANOPOULOS, V. The effects of normalization method on antagonist activity during concentric and eccentric isokinetic knee extension and flexion. **J Electromyogr Kinesiol**, 6(4):235-45, 1996.
- KELLIS, E., BALZANOPOULOS, V. The effects of antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, 76(3):253-9, 1997.
- KELLIS, E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. **Sports Med**, v.25, n.1, p.37-62, Jan. 1998.
- KELLIS, E., BALZANOPOULOS, V. Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. **Med Sci Sports Exerc**, v.30, n.11, p.1616-23, Nov. 1998.
- LAMBERT, K. The weight-bearing function of the fibula: A strain gauge study. **J Bone Joint Surg**, 53A, 507-513, 1971.
- LEADBETTER, W.B., BUCKWALTER, J.A., GORDON, S.L. Sports-Induced Inflammation: Clinical and Basic Science Concepts. Park Ridge, IL, **Am Acad of Orthop Surg**, 1990.
- LESLIE, M., ZACHAZEWSKI, J. BROWNE, P. Reliability of isokinetic torque values for ankle invertors and evertors. **J Orthop and Sports Phys Ther**, 12, 612-616, 1990.
- LIEBER, R. L. **Skeletal muscle struct, funct & plast, the physiol basis of rehab.** 2 ed. USA, W. Wilkins, 2002.
- MARIGOLD, D.S., PATLA, A.E. Strategies for dynamic stability during locomotion on a slippery surface: effects of prior experience and knowledge. **J Neurophysiol**, 88, 339-353, 2002.
- MARQUES, A. P. **Man de Goniom.** 2ªed. Manole, São Paulo, 2003.
- McKNIGHT, C., ARMSTRONG, C. The role of ankle strength in functional ankle instability. **J Sport Rehabil**, 6:21-29, 1997.
- MEDINA, J. A., SALILLAS, L. G., MARQUETA, P. M., VIRÓN, P.C. Necesidades cardiovasculares y metabólicas Del fútbol sala: análisis de la competición. **Apunts: Ed fís y desp**, 67:45-53, 2002.

- MOLINA, R. Lactato sanguíneo em partida futsal: relação com condicionamento e com desempenho físico. **Diss de Mestrado-Universidade Estadual Paulista**, Rio Claro, 1996.
- MOLINUEVO, J.S., ORTEGA, A.M. Perfil morfofuncional de um equipo de futebol-sala. In: **Anais do I Cong Int Ciên y Técn Del Fútbol**, Madrid, p. 217-224, 1989.
- MOLLARD, R., POUX, D. Mesure isocinétique de la force musculaire: méthode et applications. **Cinesiologie**, 106, 99-112, 1986.
- MOREIRA, D. Lesões Comuns na Prática da Corrida. In: CAMPOS, M.V. **Ativ Fís Passo a Passo**. Brasília, Thesaurus, p. 215-225, 2002.
- MOREIRA, D., GODOY, J.R.P de, BRAZ, R.G., MACHADO, G.F.B., SANTOS, H.F.S. Abordagem cinesiológica do chute no futsal e suas implicações clínicas. **Rev Bras de Ciên e Mov**, Brasília, 12(2), 81-85, 2004.
- MORENO, J.H. Análisis de los parámetros espacio y tiempo em el fútbol-sala. La distancia recorrida, el ritmo y dirección Del desplazamiento Del jugador durante un encuentro de competición. **Apunts**, Catalunya, v.65, p.32-44, 2001.
- MORITANI, M. A., DE VRIES, H. A. Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram and force of isometric contraction. **Am J Phys Med**, 57, 263, 1978.
- MORRISON, K.E., KAMINSKI, T. W. Foot characteristics in association with inversion ankle injury. **J Athletic Train**, 42(1), 135-142, 2007.
- MULLIGAN, E.P. Reabilitação da perna, do tornozelo e do pé. In: ANDREWS, J.R., HARRELSON, G.L., WILK, K.E. (org). **Reabil fís das lesões desp**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p. 189-219, 2000.
- MUNN, J., BEARD, D. J., FERSHAUGE, K. M., LEE, R. Y. W. Eccentric muscle strength in functional ankle instability. **Med Sci Sports Exerc**, Vol 35, n 2, pp. 245-250, 2003.
- NICKSON, W. Normative isokinetic data on the ankle invertors and evertors. **Austr J of Physio**, 33, 85-90, 1987.
- NIGG, B.M., HERZOG, W. **Biomec of the Musc-skeletal System**. 2 ed., Chichester, England, J. W. S. Ltd, v.261-80, 1999.
- NORKIN, C.C., LEVANGIE, P. K. **Articulações: Estrutura e Função: Uma abordagem Prática e Abrangente**. Revinter, pp 373-411, 2001.
- O'DONOGHUE, D.H. **Treat of injur to athletes**. Philadelphia, W.B. Saunders, 1970.
- OSTERNIG, L.R. Isokinetic dynamometry: implications for muscle testing and rehabilitation. **Exerc Sport Sci Rev**, v.14, p.45-80, 1986.

- OSTERNIG, L. R., HAMILL, J., LANDER, J. E., ROBERTSON, R. Coactivation of sprinter and distance runner muscles in isokinetic exercise. **Med Sci Sports Exerc**, 18(4):431-5, 1986.
- PERRIN, D. Isokinetic exercise and assessment. **Hum Kinet Publish**. Illionois. 68, 1993a.
- PERRY, J., BECKEY, G. A. EMG-force relationships in skeletal muscle. **Critical reviews in Biomed Eng**, December, p. 1-22, 1981.
- PINHO, L., DIAS, R.C., SOUZA, T.R., FREIRE, M.T.F., TAVARES, C.F., DIAS, J.M.D. Avaliação isocinética da função muscular do quadril e do tornozelo em idosos que sofrem quedas. **Rev. Bras. Fisiot**, vol. 9, n.1, 93-99 , 2005.
- PIRES, A.C., GUIMARÃES, A.C.S., VAZ, M.A. Análise isocinética de grupos musculares antagonistas dos movimentos de ombros em atletas de voleibol e em não atletas. **Anais do VIII Cong Bras de Biomecânica**, 245-249, Florianópolis/SC, 05/1999.
- POCHOLLE, M., CODINE, P. Mesure de la force musculaire isocinétique. **Kinésithé Scient**, 322:10-14,1993.
- REILLY,T. Energetic of high-intensity exercise (soccer) with particular reference to fatigue. **J Human Mov Stud**.Edinburgh, v.15, p. 257-263, 1997.
- RENSTROM, P., ARMS, S. W., STANWYCK, T. S., JOHNSON, R. J., POPE, M. H. Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. **Am J Sports Med**, 14(1):83-7, 1986.
- RENSTRÖM, PER AFH, LYNCH SA. Lesões ligamentares do tornozelo. **Rev Bras Med Esporte**, 5,13-23, 1999.
- ROBERTSON, D. G. E., CALDWELL, G. E., HAMILL, J., KAMEN, G., WHITTLESEY, S. N. Research methods in biomechanics. United States, **Human Kinetics**, 2004.
- RYAN, L. Mechanical stability, muscle strength, and proprioception in the functionally unstable ankle. **Aust J Physiother**, 40:41-47, 1994.
- SAIDI, N. Place de la dynamometrie isocinetique dans le traitement de l'instabilitée multidirecionnelle de l'épaule. **Mém Univ Henri Poincaré**, Nancy, França,1997.
- SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M.H. Controle postural normal.In: Shumway-Cook A, Woollacott MH, **Controle motor: teo e aplic prá**t. São Paulo, Manole, Cap.7, p. 153-178, 2003.
- 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 Spo Traum Arth**, 15:654-664, 2007.

- SILVA, M., SHEPHERD, E.F., JACKSON, W.O., PRATT, J.A., MCCLUNG, C.D., SCHMALZRIED, T.P. Knee strength after total knee arthroplasty. **J Arthrop**, v.18, n.5, p.605-611, 2003.
- SKELTON, D.A., KENNEDY, J., RUTHERFORD, O.M. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and nonfallers aged over 65. **Age and Ageing**, 31(2), 119-125, 2002.
- SOARES, B., TOURINHO FILHO, H. Análise da distância e intensidade dos deslocamentos numa partida de futsal, nas diferentes posições de jogo. **Rev Bras Ed Fís e Esp**, São Paulo, v.20, p. 93-101, 2006.
- SOLOMONOW, M., BARATTA, R., ZHOU, B. H., SHOJI, H., BOSE, W., BECK, C., et al. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. **Am J Sports Med**, 15(3):207-13, 1987.
- STACKHOUSE, S.K., STEVENS, J.E., LEE, S.C.K., PEARCE, K.M., SNYDER-MACKLER, L., BINDER-MACLEOD, S.A. Maximum Voluntary Activation in Nonfatigued and Fatigued Muscle of Young and Elderly Individuals. **Physical Therapy**, v.81, n.5, p.1102-1109, May 1, 2001.
- STEVENS, J. E., BINDER-MACLEOD, S., SNYDER-MACKLER, L. Characterization of the human quadriceps muscle in active elders. **Arch of Phys Med and Rehabil**, v.82, n.7, p.973-978, 2001.
- STEVENS, J. E., MIZNER, R. L., SNYDER-MACKLER, L. Quadriceps strength and volitional activation before and after total knee arthroplasty for osteoarthritis. **J Orthop Research**, v.21, n.5, p.775-779, 2003a.
- STEVENS, J. E., STACKHOUSE, S. K., BINDER-MACLEOD, S. A., SNYDER-MACKLER, L. Are voluntary muscle activation deficits in older adults meaningful? **Muscle Nerve**, v.27, n.1, p.99-101, Jan. 2003b.
- TERRERI, A.S.A.P., DANIEL, F.J., GREVE, J.M.D., AMATUZI, M.M. Avaliação isocinética do equilíbrio muscular eversor-inversor do tornozelo do atletas de futebol profissional. **Ver Amb Med Desp**, v. 6, n. 76, pp. 5-9, 2001.
- TICKER, J.B., PARA, A.J.C., GALPERT, A., FU, F.H. Futsal: A preliminary report on injuries in a growing sport. **Pittsburgh Orthop J**, 6,73-75, 1995.
- TROPP, H. Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. **Int J Sports Med**, 7, 291-294, 1986.
- WEBB, D.R., GARRICK, J.G. **Lesões Esportivas: Diagnóstico e Administração**. São Paulo, Roca, 2001.

- WESTING, S. H., SEGER, J. Y. Eccentric and concentric torque-velocity characteristics, torque output comparisons, and gravity effect torque corrections for the quadriceps and hamstring muscles in females. **Int J Sports Med**, v.10, n.3, p.175-180, 1989.
- WHIPPLE, R.H., WOLFSON, L.I., AMERMAN, P.M., The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: an isokinetic study. **J Am Geriatrics Soc**, 35(1), 13-20, 1987.
- WHITERS,R., MARICIC,Z., WASILEWSKI,S., KELLY,L. Match analyses of Australian professional soccer players. **J Human Studies**, London, v.8, p.159-77,1982.
- WILKERSON, G. B., PINEROLA, J. J., CATURANO, R. W. Invertor vs evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury. **J Orthop Sports Phys Ther**. 26 (2), 78-86, 1997.
- WILLENS, T., WITVROUW, E., VERSTUYFT, J., VAES, P., DE CLERCQ, D. Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability. **J Athl Train**, 37:487-493, 2002.
- WINTER, D. A. **Biomechanis and motor control of human movement**. 2. ed. Toronto, Wiley Interscience, 1990.
- WOLFSON, L., JUDGE, J., WHIPPLE, R., KING, M. Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, 50, 64-67, 1995.
- WONG, D. L. K., GLASHEEN-WRAY, M., ANDREWS, L. F. Isokinetic evaluation of the ankle invertors and evertors. **The Journal of orthop and spo phys ther**, 5(5), 246-252, 1984.
- YILDIZ,Y.,AYDIN, T.,SEKIR, U., HAZNECI, B., KOMURCU, M., KALYON, T.A. Peak and range eccentric evertor/concentric invertor muscle strength ratios in chronically unstable ankles: comparison with healthy individuals. **J Sports Sci Med**, 2, 70-76, 2003.
- YILDIZ, Y., AYDIN, T., SEKIR, U., KIRALP, M. Z., HAZNECI, B., KALYON, T. A. Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. **Scand J Med and Sci Sports**, v.16, n.3, p.174-180, 2006a.
- YILDIZ, Y., AYDIN, T., SEKIR, U., KIRALP, M. Z., HAZNECI, B., KALYON, T. A. Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. **Scand J Med and Sci Sports**, v.0, n.0. 2006b.
- YANAGAWA T, SHELBURNE K, SERPAS F, PANDY M. Effect of hamstrings muscle action on stability of the ACL-deficient knee in isokinetic extension exercise. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**,17(9-10):705-12, 2002.

ZAKAS, A. Bilateral isokinetic peak torque of quadriceps and hamstring muscles in professional soccer players with dominance on one or both two sides. **J Sports Med and Phys Fit**, v.46, n.1, p.28-35, 2006.

ZAKAS, A., GRAMMATIKOPOULOU, M. G., VERGOU, A., ZAKAS, N. Gravity effect on the isokinetic peak torque and hamstring to quadriceps ratios in elite basketball, volleyball and soccer players. **J Human Mov Stud**, v.42, n.4, p.271-289. 2002.

APÊNDICES

APÊNDICE A

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
LABORATÓRIO DE PESQUISA DO EXERCÍCIO**

Termo de Consentimento do Participante e Sumário Informativo

Grupo Atletas de Futsal

Por favor, leia atentamente esse termo de consentimento que deve lhe dar uma idéia sobre o que se trata esse projeto e sobre o seu envolvimento como participante neste estudo. Se você quiser mais detalhes sobre algo não mencionado aqui, ou qualquer dúvida, sinta-se livre para solicitar.

Linha de Pesquisa: PLASTICIDADE NEUROMUSCULAR

Título do Projeto: Desequilíbrio funcional do tornozelo em atletas de futsal.

Objetivos: Investigar as alterações das propriedades mecânicas e elétricas dos músculos eversores e inversores do tornozelo em atletas de futsal.

Investigadores: Giuliano Jacques Liotto e Marco Aurélio Vaz

Procedimentos:

Será avaliada a força máxima produzida pelos grupos musculares eversores e inversores do tornozelo em diferentes ângulos dessa articulação, e em diferentes velocidades de movimento. Essas medidas de força serão obtidas utilizando um equipamento chamado dinamômetro isocinético.

Além da força, será avaliada também a ativação dos músculos eversores e inversores do tornozelo durante as medidas de força utilizando-se a técnica da eletromiografia. A eletromiografia é uma técnica não-invasiva que detecta a atividade elétrica do músculo através de eletrodos autocolantes colocados na pele do indivíduo.

As seguintes informações serão obtidas: nome, idade, peso, estatura, perimetria da perna, amplitude articular do tornozelo e o percentual de gordura (através do teste de dobras cutâneas).

Eletromiografia: para a realização da eletromiografia, a pele em sua perna sobre os músculos fibular curto, fibular longo e tibial anterior, será depilada com aparelho de barbear descartável para retirada de pêlos e limpa antes da colocação dos eletrodos autocolantes. A limpeza será por esfregamento da pele com algodão embebido em álcool. Os testes de força e de ativação dos músculos serão realizados nos membros dominante e não-dominante.

Duração dos testes: aproximadamente 2 horas.

Riscos e Benefícios: você irá sentir desconforto muscular devido ao esforço máximo não habitual. Para diminuir esse efeito, após os testes serão realizados alongamentos musculares e aplicação de gelo no local do desconforto. Uma vermelhidão na pele devido à colocação dos eletrodos poderá ocorrer e deverá desaparecer em seguida, sem qualquer comprometimento da sua pele.

Confidencialidade: Todas as informações obtidas nesse estudo serão confidenciais. As únicas pessoas com acesso aos seus resultados serão os investigadores e bolsistas envolvidos nesse estudo. Qualquer documento publicado apresentando os resultados desse estudo não identificará os participantes. Em caso dos resultados virem a ser utilizados em outros trabalhos que versem sobre tema semelhante todas as informações serão mantidas em sigilo.

A sua assinatura nesse formulário indica que você entendeu satisfatoriamente a informação relativa à sua participação nesse projeto e que você concorda em participar como sujeito. Você está livre para retirar-se do estudo a qualquer momento que assim o queira.

Se tiver qualquer dúvida referente a assuntos relacionados com esta pesquisa, favor entrar em contato com o Professor Giuliano Jacques Liotto (Fone: (54) 9905-2464) ou com o Dr. Marco Aurélio Vaz (Fone: (51) 3316-58-60).

Participante: _____ Assinatura: _____
(nome por extenso)

Investigador: _____ Assinatura: _____
(nome por extenso)

Data: ___/___/_____

APÊNDICE B**FICHA DE AVALIAÇÃO E IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO****Dados de identificação:**

Nome: _____

Data da avaliação: _____

Telefone para contato: _____

Endereço: _____

Idade: _____ Sexo: _____

Peso: _____ Altura: _____

Dados antropométricos:**Perimetria**

perna direita: _____

perna esquerda: _____

Dobras cutâneas

Perna direita: _____

Perna esquerda: _____

Goniometria

Tornozelo direito (eversão): _____

Tornozelo esquerdo (eversão): _____

Tornozelo direito (inversão): _____

Tornozelo esquerdo (inversão): _____

ANEXOS**ANEXO 1****UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO****QUESTIONÁRIO: LESÕES NO FUTSAL**

NOME: _____

NASCIMENTO: ___/___/____ IDADE: _____

DATA DA REALIZAÇÃO DESTE QUESTIONÁRIO: ___/___/____

IDADE DE INÍCIO NO FUTSAL: _____

HÁ QUANTOS ANOS PRÁTICA: _____

 NÃO COMPETIDOR COMPETIDOR: ESTADUAL NACIONAL INTERNACIONAL

IDADE DE INÍCIO DA FASE COMPETITIVA: _____

LADO DOMINANTE: DIREITO ESQUERDO AMBOSPOSIÇÃO EM QUADRA: GOLEIRO FIXO ALA PIVÔTREINAMENTO HABITUAL (Nº DE TREINOS POR SEMANA E QUANTAS HORAS):
_____PRÁTICA ALGUM OUTRO ESPORTE? (QUAL?): _____

ASSINALAR O LOCAL DAS LESÕES QUE TEVE DURANTE A PRÁTICA DO FUTSAL:

- | | |
|---|---------------------------------------|
| <input type="checkbox"/> CRÂNIO | <input type="checkbox"/> BRAÇO |
| <input type="checkbox"/> OLHOS | <input type="checkbox"/> COTOVELO |
| <input type="checkbox"/> NARIZ | <input type="checkbox"/> ANTEBRAÇO |
| <input type="checkbox"/> ORELHAS | <input type="checkbox"/> PUNHO(PÚLSO) |
| <input type="checkbox"/> DENTES | <input type="checkbox"/> MÃOS E DEDOS |
| <input type="checkbox"/> BOCA | <input type="checkbox"/> BACIA |
| <input type="checkbox"/> MANDÍBULA (QUEIXO) | <input type="checkbox"/> COXA |
| <input type="checkbox"/> COLUNA CERVICAL(PESCOÇO) | <input type="checkbox"/> JOELHO |
| <input type="checkbox"/> TÓRAX/PEITO/COSTELAS | <input type="checkbox"/> PERNA |
| <input type="checkbox"/> COLUNA LOMBAR | <input type="checkbox"/> TORNOZELO |
| <input type="checkbox"/> OMBRO | <input type="checkbox"/> PÉ E DEDOS |

COM RELAÇÃO ÀS LESÕES DE TORNOZELO SE ASSINALADAS ANTERIORMENTE ESPECIFIQUE COM DETALHES COM RELAÇÃO A:

LESÃO (local/data): _____ LADO: _____

TREINO COMPETIÇÃO OUTRAS: _____

IDADE NA ÉPOCA DA LESÃO: _____

COMO OCORREU

(SUSCINTAMENTE): _____

DIAGNÓSTICO: CONTUSÃO FRATURA ENTORSE LUXAÇÃO

TENDINITE LOMBALGIA CORTE

LESÃO MUSCULAR OUTRO: _____

TRATAMENTO: IMOBILIZAÇÃO REPOUSO FISIOTERAPIA

CIRURGIA OUTRO: _____

TEMPO DE TRATAMENTO: _____

RETORNO AO ESPORTE EM QUANTO TEMPO? _____

IGUAL PIOR MELHOR

ANEXO 2

Médias e erros padrões dos dados de tornozelo em função dos grupos

Variável	Grupos			
	Lesão Bilateral	Sem Lesão	Unilateral Com Lesão	Unilateral Sem Lesão
ADM_EVERSAO	14,50±1,65	18,00±4,06	16,71±0,75	16,43±0,75
ADM_INVERSAO	23,00±1,51	32,50±7,22	29,57±2,32	29,71±2,18
DOBRAS_CUTANEAS	10,88±1,83	8,250±1,588	8,500±0,748	8,500±0,748
EV_TxA_0	20,83±1,94	30,84±4,31	26,60±2,60	21,94±3,26
EV_TxA_0_4	18,43±1,95	26,62±7,82	20,29±2,60	16,53±3,46
EV_TxA_20	12,65±2,12	14,56±5,16	16,62±1,70	13,76±3,02
EV_TxA_M20	27,44±1,49	47,04±4,32	37,79±4,43	24,47±3,85
EV_rms_FC_TxA_0	0,443±0,043	0,336±0,036	0,444±0,068	0,389±0,026
EV_rms_FC_TxA_0_4	0,418±0,054	0,299±0,018	0,454±0,092	0,349±0,042
EV_rms_FC_TxA_20	0,338±0,044	0,183±0,063	0,337±0,090	0,247±0,058
EV_rms_FC_TxA_M20	0,427±0,052	0,324±0,031	0,379±0,052	0,294±0,024
EV_rms_FL_TxA_0	0,373±0,062	0,317±0,041	0,349±0,022	0,358±0,024
EV_rms_FL_TxA_0_4	0,290±0,061	0,250±0,052	0,334±0,046	0,344±0,046
EV_rms_FL_TxA_20	0,274±0,052	0,236±0,074	0,315±0,032	0,241±0,060
EV_rms_FL_TxA_M20	0,305±0,047	0,277±0,016	0,299±0,020	0,288±0,035
EV_rms_TA_TxA_0	0,352±0,028	0,172±0,036	0,232±0,037	0,301±0,079
EV_rms_TA_TxA_0_4	0,332±0,050	0,048±0,014	0,230±0,017	0,333±0,104
EV_rms_TA_TxA_20	0,344±0,029	0,166±0,055	0,226±0,025	0,256±0,091
EV_rms_TA_TxA_M20	0,147±0,022	0,113±0,045	0,142±0,035	0,218±0,067
EVcon_TxVcon120	14,78±0,74	19,37±1,84	20,63±1,56	18,78±2,14
EVcon_TxVcon180	15,35±1,70	17,79±2,15	16,76±1,12	15,70±2,10
EVcon_TxVcon60	16,74±1,67	24,63±2,59	26,93±2,47	20,99±1,87

Variável	Grupos			
	Lesão Bilateral	Sem Lesão	Unilateral Com Lesão	Unilateral Sem Lesão
EVcon_TxVcon60R	19,50±1,17	25,58±3,02	24,22±1,89	22,17±2,67
EVcon_rms_FCTxVcon120	0,479±0,062	0,346±0,033	0,468±0,068	0,409±0,032
EVcon_rms_FCTxVcon180	0,411±0,060	0,335±0,039	0,440±0,072	0,407±0,032
EVcon_rms_FCTxVcon60	0,435±0,045	0,330±0,039	0,485±0,078	0,419±0,035
EVcon_rms_FCTxVcon60R	0,454±0,057	0,310±0,044	0,487±0,080	0,399±0,040
EVcon_rms_FLTxVcon120	0,411±0,061	0,339±0,060	0,359±0,029	0,407±0,032
EVcon_rms_FLTxVcon180	0,376±0,066	0,308±0,041	0,342±0,035	0,382±0,035
EVcon_rms_FLTxVcon60	0,392±0,062	0,302±0,030	0,350±0,031	0,414±0,025
EVcon_rms_FLTxVcon60R	0,385±0,046	0,306±0,040	0,358±0,033	0,401±0,029
EVcon_rms_TATxVcon120	0,258±0,056	0,154±0,027	0,245±0,045	0,250±0,045
EVcon_rms_TATxVcon180	0,266±0,041	0,149±0,051	0,253±0,038	0,271±0,050
EVcon_rms_TATxVcon60	0,285±0,046	0,177±0,019	0,241±0,031	0,252±0,043
EVcon_rms_TATxVcon60R	0,325±0,051	0,186±0,025	0,261±0,033	0,312±0,030
EVexc_TxVexc120	31,05±4,18	37,70±5,38	36,48±3,33	24,77±2,21
EVexc_TxVexc180	31,49±4,34	40,46±4,07	37,21±3,07	28,59±4,75
EVexc_TxVexc60	29,67±3,16	40,97±3,19	38,03±4,27	24,75±3,35
EVexc_TxVexc60R	32,03±5,45	28,56±0,00	33,09±3,48	30,73±4,10
EVexc_rms_FCTxVexc120	0,223±0,049	0,250±0,016	0,332±0,072	0,246±0,036
EVexc_rms_FCTxVexc180	0,259±0,047	0,248±0,007	0,325±0,055	0,237±0,026
EVexc_rms_FCTxVexc60	0,220±0,052	0,248±0,022	0,348±0,069	0,249±0,035
EVexc_rms_FCTxVexc60R	0,274±0,066	0,234±0,000	0,350±0,080	0,218±0,047
EVexc_rms_FLTxVexc120	0,252±0,046	0,233±0,036	0,255±0,040	0,298±0,030
EVexc_rms_FLTxVexc180	0,244±0,035	0,240±0,027	0,275±0,020	0,278±0,025
EVexc_rms_FLTxVexc60	0,251±0,052	0,231±0,023	0,299±0,027	0,303±0,031
EVexc_rms_FLTxVexc60R	0,208±0,048	0,179±0,000	0,299±0,029	0,279±0,052

Variável	Grupos			
	Lesão Bilateral	Sem Lesão	Unilateral Com Lesão	Unilateral Sem Lesão
EVexc_rms_TATxVexc120	0,234±0,041	0,111±0,037	0,163±0,029	0,201±0,050
EVexc_rms_TATxVexc180	0,246±0,016	0,131±0,021	0,179±0,024	0,216±0,045
EVexc_rms_TATxVexc60	0,255±0,046	0,141±0,037	0,193±0,031	0,201±0,040
EVexc_rms_TATxVexc60R	0,244±0,060	0,055±0,000	0,198±0,034	0,190±0,050
INV_TxA_0	-25,6±2,533	-30,9±4,173	-26,4±1,308	-30,1±1,837
INV_TxA_0_4	-25,6±2,662	-20,8±2,504	-25,1±1,346	-23,3±2,517
INV_TxA_20	-32,1±3,489	-42,3±5,842	-36,7±3,671	-33,8±3,472
INV_TxA_M20	-17,6±1,570	-17,4±4,641	-19,2±1,406	-21,6±2,276
INV_rms_FC_TxA_0	0,097±0,015	0,052±0,010	0,084±0,016	0,076±0,009
INV_rms_FC_TxA_0_4	0,072±0,012	0,034±0,006	0,092±0,017	0,069±0,013
INV_rms_FC_TxA_20	0,071±0,012	0,045±0,007	0,074±0,015	0,060±0,009
INV_rms_FC_TxA_M20	0,088±0,011	0,059±0,015	0,080±0,015	0,082±0,011
INV_rms_FL_TxA_0	0,088±0,015	0,072±0,016	0,095±0,017	0,090±0,011
INV_rms_FL_TxA_0_4	0,063±0,010	0,066±0,010	0,089±0,015	0,076±0,017
INV_rms_FL_TxA_20	0,080±0,012	0,066±0,012	0,079±0,012	0,073±0,007
INV_rms_FL_TxA_M20	0,072±0,009	0,068±0,016	0,086±0,014	0,095±0,015
INV_rms_TA_TxA_0	0,443±0,036	0,195±0,061	0,336±0,035	0,466±0,078
INV_rms_TA_TxA_0_4	0,358±0,049	0,120±0,044	0,320±0,030	0,408±0,135
INV_rms_TA_TxA_20	0,306±0,047	0,146±0,062	0,253±0,039	0,356±0,070
INV_rms_TA_TxA_M20	0,440±0,030	0,285±0,061	0,303±0,037	0,479±0,087
INVcon_TxVcon120	-20,5±1,766	-22,3±3,794	-24,1±2,406	-23,0±0,866
INVcon_TxVcon180	-18,6±1,464	-20,3±3,512	-20,0±1,714	-20,7±0,838
INVcon_TxVcon60	-22,4±2,142	-31,6±1,992	-29,8±2,320	-27,4±2,023
INVcon_TxVcon60R	-27,1±2,120	-35,2±2,359	-31,1±2,275	-31,2±2,253
INVcon_rms_FCTxVcon120	0,152±0,023	0,073±0,022	0,149±0,025	0,115±0,008

Variável	Grupos			
	Lesão Bilateral	Sem Lesão	Unilateral Com Lesão	Unilateral Sem Lesão
INVcon_rms_FCTxVcon180	0,138±0,023	0,109±0,045	0,128±0,013	0,135±0,014
INVcon_rms_FCTxVcon60	0,137±0,027	0,098±0,030	0,096±0,015	0,123±0,015
INVcon_rms_FCTxVcon60R	0,192±0,035	0,105±0,032	0,147±0,013	0,101±0,008
INVcon_rms_FLTxVcon120	0,151±0,020	0,088±0,027	0,151±0,016	0,126±0,018
INVcon_rms_FLTxVcon180	0,144±0,022	0,149±0,056	0,154±0,013	0,141±0,020
INVcon_rms_FLTxVcon60	0,135±0,023	0,116±0,024	0,121±0,025	0,127±0,013
INVcon_rms_FLTxVcon60R	0,174±0,033	0,147±0,040	0,146±0,017	0,117±0,012
INVcon_rms_TATxVcon120	0,295±0,040	0,131±0,049	0,221±0,044	0,274±0,053
INVcon_rms_TATxVcon180	0,266±0,043	0,130±0,065	0,217±0,044	0,229±0,053
INVcon_rms_TATxVcon60	0,278±0,048	0,156±0,045	0,242±0,064	0,294±0,087
INVcon_rms_TATxVcon60R	0,320±0,051	0,183±0,043	0,222±0,043	0,266±0,053
INVexc_TxVexc120	-29,6±4,915	-52,8±3,539	-37,4±3,648	-36,6±3,026
INVexc_TxVexc180	-29,6±7,599	-85,9±11,23	-37,3±3,406	-36,2±2,730
INVexc_TxVexc60	-30,7±4,155	-47,4±2,252	-36,3±3,223	-32,9±2,705
INVexc_TxVexc60R	-32,3±2,968	-51,0±0,000	-35,3±2,905	-33,2±2,086
INVexc_rms_FCTxVexc120	0,048±0,011	0,050±0,005	0,061±0,008	0,053±0,009
INVexc_rms_FCTxVexc180	0,054±0,014	0,044±0,007	0,072±0,017	0,058±0,014
INVexc_rms_FCTxVexc60	0,065±0,010	0,042±0,010	0,079±0,020	0,070±0,018
INVexc_rms_FCTxVexc60R	0,067±0,014	0,026±0,000	0,076±0,015	0,056±0,011
INVexc_rms_FLTxVexc120	0,045±0,011	0,081±0,012	0,077±0,013	0,058±0,010
INVexc_rms_FLTxVexc180	0,051±0,014	0,052±0,008	0,073±0,011	0,062±0,013
INVexc_rms_FLTxVexc60	0,061±0,010	0,061±0,009	0,087±0,016	0,064±0,010
INVexc_rms_FLTxVexc60R	0,064±0,017	0,050±0,000	0,086±0,018	0,066±0,012
INVexc_rms_TATxVexc120	0,244±0,061	0,149±0,070	0,253±0,034	0,219±0,034
INVexc_rms_TATxVexc180	0,248±0,062	0,157±0,063	0,230±0,035	0,186±0,037

Variável	Grupos			
	Lesão Bilateral	Sem Lesão	Unilateral Com Lesão	Unilateral Sem Lesão
INVexc_rms_TATxVexc60	0,316±0,047	0,219±0,054	0,268±0,036	0,237±0,049
INVexc_rms_TATxVexc60R	0,354±0,056	0,121±0,000	0,256±0,039	0,214±0,040
PERIMETRIA	36,44±0,35	37,63±0,94	35,36±0,55	35,43±0,55
RAZAO_FC_TATxVcon120	1,846±0,306	5,091±2,621	3,432±1,222	1,895±0,417
RAZAO_FC_TATxVcon180	1,833±0,359	6,074±2,507	3,099±0,981	2,815±0,892
RAZAO_FC_TATxVcon60	2,084±0,457	5,163±3,636	3,273±0,884	3,087±0,984
RAZAO_FC_TATxVcon60R	1,724±0,381	2,477±1,120	3,172±0,951	2,201±0,642
RAZAO_FC_TATxVexc120	3,305±2,381	4,605±2,149	1,598±0,580	1,165±0,125
RAZAO_FC_TATxVexc180	10,52±9,49	3,024±1,208	1,764±0,503	1,691±0,407
RAZAO_FC_TATxVexc60	0,741±0,149	1,399±0,380	1,724±0,680	1,291±0,233
RAZAO_FC_TATxVexc60R	0,770±0,149	1,940±0,000	1,852±0,791	1,689±0,799
RAZAO_FCcon_TAexc_TxV120	5,952±3,723	5,726±2,578	2,152±0,537	2,236±0,494
RAZAO_FCcon_TAexc_TxV180	14,29±12,1	3,831±1,491	2,210±0,472	3,785±1,449
RAZAO_FCcon_TAexc_TxV60	1,658±0,369	1,855±0,530	2,179±0,622	2,893±1,151
RAZAO_FCcon_TAexc_TxV60R	1,786±0,537	2,411±0,296	2,354±0,718	5,099±3,534
RAZAO_FCexc_TAcon_TxV120	0,885±0,236	3,833±1,892	2,485±1,090	1,014±0,156
RAZAO_FCexc_TAcon_TxV180	1,176±0,342	4,813±2,076	2,497±0,939	1,434±0,347
RAZAO_FCexc_TAcon_TxV60	1,269±0,503	3,553±2,328	2,422±0,680	1,863±0,729
RAZAO_FCexc_TAcon_TxV60R	0,864±0,278	2,602±1,521	2,426±0,821	1,340±0,550
RAZAO_FL_TATxVcon120	1,565±0,268	3,965±1,339	2,885±1,134	1,867±0,388
RAZAO_FL_TATxVcon180	1,610±0,347	5,034±1,971	2,655±0,946	2,778±0,904
RAZAO_FL_TATxVcon60	2,057±0,610	3,553±1,913	2,502±0,873	3,288±1,192
RAZAO_FL_TATxVcon60R	1,457±0,328	2,056±0,546	2,426±0,752	2,108±0,523
RAZAO_FL_TATxVexc120	3,383±2,209	3,316±1,260	1,116±0,255	1,607±0,332
RAZAO_FL_TATxVexc180	9,838±8,665	2,538±0,843	1,366±0,204	2,620±1,018

Variável	Grupos			
	Lesão Bilateral	Sem Lesão	Unilateral Com Lesão	Unilateral Sem Lesão
RAZAO_FL_TATxVexc60	0,884±0,182	1,202±0,205	1,302±0,281	1,676±0,423
RAZAO_FL_TATxVexc60R	0,610±0,106	1,479±0,000	1,384±0,327	3,127±2,082
RAZAO_FLcon_TAexc_TxV120	4,919±2,806	4,858±1,902	1,570±0,240	2,152±0,420
RAZAO_FLcon_TAexc_TxV180	9,727±7,447	3,207±1,082	1,657±0,213	3,486±1,320
RAZAO_FLcon_TAexc_TxV60	1,565±0,404	1,617±0,373	1,448±0,243	2,650±0,995
RAZAO_FLcon_TAexc_TxV60R	1,351±0,540	2,149±0,444	1,615±0,247	4,495±3,027
RAZAO_FLexc_TAcon_TxV120	1,015±0,265	2,841±1,100	1,892±0,867	1,339±0,271
RAZAO_FLexc_TAcon_TxV180	1,003±0,154	3,977±1,502	2,222±0,832	1,960±0,621
RAZAO_FLexc_TAcon_TxV60	1,447±0,541	2,900±1,691	2,193±0,731	2,398±0,975
RAZAO_FLexc_TAcon_TxV60R	0,603±0,056	1,983±1,160	2,285±0,826	1,594±0,510
RAZAO_FUNCIONAL_EVcon_INVexc120	-,571±0,112	-,368±0,028	-,566±0,041	-,506±0,028
RAZAO_FUNCIONAL_EVcon_INVexc180	-1,77±1,360	-,212±0,022	-,463±0,039	-,443±0,059
RAZAO_FUNCIONAL_EVcon_INVexc60	-,618±0,084	-,529±0,073	-,759±0,067	-,658±0,071
RAZAO_FUNCIONAL_EVcon_INVexc60R	-,620±0,054	-,558±0,013	-,684±0,044	-,672±0,092
RAZAO_FUNCIONAL_EVexc_INVcon120	-1,54±0,268	-1,76±0,205	-1,58±0,195	-1,07±0,066
RAZAO_FUNCIONAL_EVexc_INVcon180	-1,85±0,278	-2,19±0,415	-1,92±0,207	-1,36±0,209
RAZAO_FUNCIONAL_EVexc_INVcon60	-1,32±0,185	-1,30±0,085	-1,30±0,151	-,898±0,109
RAZAO_FUNCIONAL_EVexc_INVcon60R	-1,32±0,219	-,820±0,096	-1,07±0,106	-1,03±0,185
RAZAO_TORQUE_TxVcon120	-,748±0,058	-,965±0,206	-,918±0,110	-,806±0,074
RAZAO_TORQUE_TxVcon180	-,849±0,105	-,959±0,182	-,870±0,080	-,758±0,098
RAZAO_TORQUE_TxVcon60	-,797±0,109	-,795±0,114	-,944±0,112	-,778±0,069
RAZAO_TORQUE_TxVcon60R	-,745±0,067	-,725±0,073	-,802±0,074	-,726±0,085
RAZAO_TxA_0	-,848±0,093	-1,06±0,197	-,998±0,062	-,736±0,108
RAZAO_TxA_0_4	-,786±0,148	-1,35±0,538	-,815±0,118	-,777±0,236
RAZAO_TxA_20	-,446±0,093	-,383±0,155	-,462±0,039	-,416±0,083

Variável	Grupos			
	Lesão Bilateral	Sem Lesão	Unilateral Com Lesão	Unilateral Sem Lesão
RAZAO_TxA_M20	-1,72±0,280	-3,58±1,133	-2,01±0,241	-1,32±0,298
RAZAO_rms_FC_TA_TxA_0	1,002±0,077	2,609±1,092	1,467±0,294	0,937±0,138
RAZAO_rms_FC_TA_TxA_0_4	1,178±0,107	2,807±0,882	1,509±0,358	1,148±0,289
RAZAO_rms_FC_TA_TxA_20	1,511±0,482	2,262±1,554	2,242±1,025	0,838±0,229
RAZAO_rms_FC_TA_TxA_m20	0,950±0,072	1,280±0,242	1,339±0,217	0,720±0,080
RAZAO_rms_FL_TA_TxA_0	0,849±0,127	2,478±1,135	1,098±0,113	0,834±0,075
RAZAO_rms_FL_TA_TxA_0_4	0,897±0,227	2,216±0,380	1,090±0,177	1,287±0,508
RAZAO_rms_FL_TA_TxA_20	1,326±0,520	2,915±2,010	1,980±0,825	0,798±0,212
RAZAO_rms_FL_TA_TxA_m20	0,726±0,119	1,107±0,237	1,107±0,177	0,652±0,105