



UNIVERSIDADE D
COIMBRA

Pedro Miguel Costa Lourenço

AVALIAÇÕES PARA PREDIÇÃO DA LESÃO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO EM ATLETAS

Dissertação no âmbito do Mestrado em Biocinética, na área científica de Ciências do Desporto,
orientada pela Professora Doutora Paula Cristina Vaz Bernardo Tavares
e coorientada pela Professora Maria Alexandra de Albuquerque André,
apresentada à Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física
da Universidade de Coimbra.

Setembro de 2019

1 2 9 0



UNIVERSIDADE D
COIMBRA

Pedro Miguel Costa Lourenço

AVALIAÇÕES PARA PREDIÇÃO DA LESÃO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO EM ATLETAS

Dissertação no âmbito do Mestrado em Biocinética, na área científica de Ciências do Desporto, orientada pela Professora Doutora Paula Cristina Vaz Bernardo Tavares e coorientada pela Professora Maria Alexandra de Albuquerque André, apresentada à Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra.

Setembro de 2019

Agradecimentos

À Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra e aos seus docentes pelo apoio e ensinamentos transmitidos ao longo de minha formação académica.

À professora Doutora Paula Cristina Vaz Bernado Tavares uma palavra de enorme gratidão pelos conhecimentos transmitidos e pelas palavras de encorajamento. À professora Maria Alexandra de Albuquerque André pelo apoio, disponibilidade e transmissão de conhecimentos relativamente à sua área.

A todos os sujeitos que participaram no estudo uma enorme palavra de gratidão, pela disponibilidade e a forma seria como encararam todo o processo ao longo do estudo.

À Escola Superior de Tecnologia e Saúde de Coimbra (ESTESC) e aos seus docentes pela sua colaboração prestada.

A todos os que tiveram próximos no desenrolar deste estudo.

Aos meus pais e restante família pelas palavras de incentivo nos momentos mais difíceis.

À Catarina um enorme obrigado por tudo.

Resumo

O presente estudo teve como objetivo analisar o risco de lesão do joelho, mais propriamente, o risco de lesão do tendão quadríceps e do ligamento cruzado anterior.

Para tal recolheu – se uma amostra de 31 sujeitos, 15 sujeitos que jogam futebol e futsal num contexto desportivo (federados), onde o risco de contrair lesões primárias do joelho dos membros inferiores é maior, denominado grupo de futebolistas (GF); e 16 sujeitos que fazem exercício físico de forma regular, mas não praticam qualquer tipo de desporto de alto risco, denominado grupo controlo (GC). Os sujeitos da amostra (GF e GC) preencheram um questionário; realizaram um protocolo de força no dinamómetro isocinético, para a flexão e para a extensão do joelho, na fase concêntrica e na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s; um teste de salto, nomeadamente, o protocolo Drop Vertical Jump Bilateral; e o protocolo de ecografia do joelho.

Durante o decorrer da época, aproximadamente seis meses após a realização dos testes, 4 dos 15 sujeitos do GF contraíram uma lesão do joelho. Logo, para efeitos do estudo, o GF (n=11) corresponde ao número de sujeitos que não sofreu qualquer tipo de lesão do joelho durante o decorrer da época, e os 4 sujeitos que contraíram uma lesão do joelho correspondem ao grupo de futebolistas com lesão após 6 meses (GFCL após 6 meses).

Após as análises, os resultados obtidos revelaram que as variáveis, que cujo valor do GFCL não se encontrava balizado com o valor de referência do GC (Média ± DP), podem prever o risco de lesão do joelho.

Conclui – se este estudo com sugestões para investigações futuras e implicações destes dados para a prática dos profissionais da área da saúde.

Palavras – chave: tendão do quadríceps, ligamento cruzado anterior, dinamómetro isocinético, drop vertical jump bilateral, ecografias.

Abstract

The present study aimed to analyze the risk of knee injury, specifically, the risk of quadriceps tendon injury and anterior cruciate ligament. To do so, a sample of 31 participants was collected, from which 15 are football/futsal players in a sports context (federated), named group of football players (GF). The risk of primary injury of the inferior members of the knee is higher for this group. The other 16 participants practice regular exercise but do not practice any kind of high risk sports and are named control group (GC). Participants (GF and GC) have filled a questionnaire; completed a protocol of strength in a isokinetic dynamometer, for knee flexion and extension, in the concentric and eccentric phase, in the angle speed of 60°/s and 180°/s; they have also done a jump test, namely the protocol Drop Vertical Jump Bilateral and the protocol knee echography.

Along the season, close to six months after the tests were done, 4 from 15 participants of the GF exhibited knee injury. Thereby, the GF (n=11) corresponds to the number of participants that have not been injured in the knee during the season, and the 4 participants who had contracted an injury correspond to the group of football players with injury after 6 months (GFCL after 6 months).

The results suggest that variables with values of GFCL that are not within the limits of the reference value of the GC ($M \pm SD$) can predict the risk of knee injury.

Conclusions cover suggestions for future research and the implications of this data for health professionals work.

Key-words: quadriceps tendon, anterior cruciate ligament, isokinetic dynamometer, drop vertical jump bilateral, echographs.

Lista de Abreviaturas

LCA – Ligamento Cruzado Anterior

LCL – Ligamento Colateral Lateral

LCAR – Ligamento Cruzado Anterior após Reconstrução

LCM – Ligamento Colateral Medial

GF – Grupo de Futebolistas

GC – Grupo de Controlo

GFCL – Grupo de Futebolistas com Lesão

DVJB – Drop Vertical Jump Bilateral

FCDEF-UC – Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra

ESTESC – Escola Superior de Tecnologia e Saúde de Coimbra

CIFAD – Centro de Investigação do Desporto e da Atividade Física

Q – Quadríceps

I – Isquiotibiais

I/Q – Relação entre os Isquiotibiais e os Quadríceps

DP – Desvio Padrão

ADM – Amplitude de Movimento

Índice

Agradecimentos	i
Resumo	ii
Abstract	iii
Lista de Abreviaturas	iv
Índice de Figuras	vi
Índice de Tabelas	viii
1. Introdução	1
2. Revisão da Literatura	3
3. Objetivos	81
4. Metodologia	83
4.1. Caracterização da amostra	83
4.2. Instrumentos e Procedimentos	84
4.2.1. Protocolo Drop Vertical Jump Bilateral	84
4.2.2. Protocolo de força no dinamómetro isocinético	89
4.2.3. Protocolo de ecografia do joelho	96
4.2.4. Análise Estatística.....	98
5. Apresentação dos Resultados	99
5.1. Caracterização da amostra	99
5.2. Protocolo de força no dinamómetro isocinético	99
5.3. Protocolo Drop Vertical Jump Bilateral	122
5.4. Protocolo de ecografia do joelho	126
6. Discussão dos Resultados	131
6.1. Protocolo de força no dinamómetro isocinético	131
6.2. Protocolo Drop Vertical Jump Bilateral	142
6.3. Protocolo de ecografia do joelho	144
7. Conclusão	145
8. Referências Bibliográficas	147
APÊNDICE	165
Anexo A	167

Índice de Figuras

Figura 1 - Curva força – velocidade do músculo numa ação concêntrica (a força muscular diminui com o aumento da velocidade de encurtamento) e numa ação excêntrica (a tensão muscular aumenta com o aumento da velocidade de alongamento) (Knudson; 2007)	6
Figura 2 - Curva força – tempo da fibra muscular de contração lenta (SO) e da fibra muscular de contração rápida (FG) (Knudson; 2007)	7
Figura 3 - Relação força – comprimento do músculo. O elemento da tensão ativa apresenta um “U” invertido, de acordo com o número de pontes cruzadas, à medida que o comprimento muscular altera. O elemento da tensão passiva aumenta à medida que o músculo é alongado para lá do seu comprimento de repouso (L_0). A tensão total do músculo é a soma do elemento da tensão ativa (fibras musculares ativas) com o elemento da tensão passiva (tendão) Adaptado (Nordin e Frankel; 2003)	9
Figura 4 - Relação força – comprimento da fibra muscular (Knudson; 2007).....	10
Figura 5 - Estrutura do tendão (Sharma e Maffulli; 2005).....	13
Figura 6 - Forças de compressão, tensão e cisalhamento (Knudson; 2007).....	17
Figura 7 - Curva “Stress – Strain” do tendão (Sharma e Maffulli; 2005).....	18
Figura 8 - Curva força – deformação de um material elástico (Knudson; 2007).....	20
Figura 9 - Curva de carga – descarga do tendão (Alter; 2010)	21
Figura 10 - Curva típica de força – alongamento do tendão humano (Knudson; 2007).....	22
Figura 11 - Curva força – alongamento do tendão, quando alongado a uma velocidade rápida e a uma velocidade lenta, para um determinado comprimento (Knudson; 2007)	24
Figura 12 - Joelho em valgo (a) e orientação normal do membro inferior (b), no plano frontal (Houston e Swischuk; 1980).....	35
Figura 13 - Treino neuromuscular objetivando a prevenção e o tratamento das lesões do joelho (LCA, por exemplo) e da doença articular degenerativa do joelho (osteoartrite), em estágio terminal Adaptado (Ageberg e Ross; 2015).....	40
Figura 14 - Combinação dos quatro testes de salto (Noyes et al; 1991)	57
Figura 15 - Diagrama de estudo para os sujeitos que foram sujeitos à RLCA, e posteriormente à sua reabilitação (Reid et al; 2007)	65
Figura 16 - Joelho em valgo, no plano frontal (Paterno et al; 2010).....	70
Figura 17 - Dinâmica do joelho em valgo (Hewett; 2005).....	72
Figura 18 - Material <i>OptoJump Next</i> e caixa de 31 cm de altura.....	87

Figura 19 - Momento de repouso do sujeito antes da execução do DVJB.....	88
Figura 20 - Momento final de receção ao solo durante o DVJB	88
Figura 21 - Análise dos resultados do teste DVJB	88
Figura 22 - Aquecimento realizado num cicloergómetro <i>Monark Ergomedic Peak 894E</i> , antes dos protocolos de força no dinamómetro isocinético	96
Figura 23 - Realização dos protocolos de força no dinamómetro isocinético <i>Biodex Multijoint System 3 Pro</i>	96
Figura 24 - Ecógrafo da marca <i>Siemens®</i> , <i>Modelo Acuson MX3 Elite</i>	97

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Treino Neuromuscular comparado com o treino de força e o exercício aeróbio – em pessoas com lesão no joelho (ACL) e com doença degenerativa do joelho (osteoartrite e doença degenerativa do menisco) (Ageberg e Roos; 2015).	41
Tabela 2 - Dados Antropométricos.....	84
Tabela 3 - Caracterização dos grupos de estudo segundo as variáveis de idade (anos), estatura (cm) e massa corporal (kg), para o GC e o GF (Média ± DP).....	99
Tabela 4 - Peak torque do quadríceps (N-m) e índice de simetria de força dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, para o GC e GF (Média ± DP).	101
Tabela 4.1 - Peak torque do quadríceps (N-m) e índice de simetria de força dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, na velocidade angular de 60°/s, para o GFCL.....	102
Tabela 4.2 - Peak torque do quadríceps (N-m) e índice de simetria de força dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, na velocidade angular de 180°/s, para o GFCL.....	103
Tabela 5 - Correlação entre o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 180°/s, na fase concêntrica, para ambos os grupos de estudo.....	104
Tabela 6 - Correlação entre o peak torque da tensão total do quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o peak torque da tensão total do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, na fase excêntrica, para ambos os grupos de estudo.....	105
Tabela 7 - Peak torque dos isquiotibiais (N-m) e o índice de simetria de força dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, para o GC e GF (Média ± DP).....	107
Tabela 7.1 - Peak torque dos isquiotibiais (N-m) e índice de simetria de força dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, na velocidade angular de 60°/s, para o GFCL.....	108
Tabela 7.2 - Peak torque dos isquiotibiais (N-m) e índice de simetria de força dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, na velocidade angular de 180°/s, para o GFCL.....	109
Tabela 8 - Rácio Convencional I/Q (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, para o GC e GF (Média ± DP).....	110

Tabela 8.1 - Rácio Convencional I/Q (%), avaliado através do teste de força no dinamômetro isocinético, para o GFCL.....	111
Tabela 9 - Torque da tensão ativa e passiva, do quadríceps, e torque dos músculos isquiotibiais, avaliado através do teste de força no dinamômetro isocinético, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para o GC e CF (Média ± DP).....	113
Tabela 9.1 - Torque da tensão ativa e passiva, do quadríceps, e torque dos músculos isquiotibiais, avaliado através do teste de força no dinamômetro isocinético, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para o GFCL.....	114
Tabela 10 - Correlação entre o torque da tensão ativa do quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o torque da tensão ativa do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para ambos os grupos de estudo.....	115
Tabela 11 - Correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para ambos os grupos de estudo.....	116
Tabela 12 - Correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o ângulo em que o mesmo ocorreu (no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica), para ambos os grupos de estudo.....	116
Tabela 13 - Correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 180°/s e o ângulo em que o mesmo ocorre (ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica), para ambos os grupos de estudo....	117
Tabela 14 - Correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps e o torque da tensão ativa do quadríceps, na velocidade angular de 60°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para ambos os grupos de estudo.....	117

Tabela 15 - Correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps e o torque da tensão ativa do quadríceps, na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para ambos os grupos de estudo.....	118
Tabela 16 - Índice de simetria de força da tensão ativa do quadríceps dos membros inferiores (%), e índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para o GC e CF (Média ± DP).	118
Tabela 16.1 - Índice de simetria de força da tensão ativa do quadríceps dos membros inferiores (%), e índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para o GFCL.....	119
Tabela 17 - Rácio Funcional de Flexão Icon/Qexc (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para o GC e CF (Média ± DP).....	120
Tabela 17.1 - Rácio Funcional de Flexão Icon/Qexc (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para o GFCL.....	121
Tabela 18 - Correlação entre o rácio funcional de flexão Icon/Qexc na velocidade angular de 60°/s e o ângulo em que o mesmo ocorreu (ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica), para ambos os grupos de estudo.....	121
Tabela 19 - Correlação entre o rácio funcional de flexão Icon/Qexc na velocidade angular de 180°/s e o ângulo em que o mesmo ocorreu (ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica), para ambos os grupos de estudo.....	122
Tabela 20 - Ângulo de alinhamento do joelho (°), avaliado através do teste DVJB, para o GC e CF (Média ± DP).....	122
Tabela 20.1 - Ângulo de alinhamento do joelho (°), avaliado através do teste DVJB, para o GFCL.....	123

Tabela 21 - Variáveis do teste DVJB, para o GC e CF (Média ± DP).....	121
Tabela 21.1 - Variáveis do teste DVJB para o GFCL.....	122
Tabela 21.1 - Variáveis do teste DVJB para o GFCL.....	124
Tabela 22 - Correlação entre o tempo de contacto com o solo (s) e a potência do salto (W/kg), para ambos os grupos de estudo.....	125
Tabela 23 - Correlação entre a altura do salto (cm) e a potência do salto (W/kg), para ambos os grupos de estudo.....	125
Tabela 24 - Correlação entre o tempo de contacto com o solo e a potência do salto, para ambos os grupos de estudo.....	126
Tabela 25 - Espessura das estruturas, avaliado pela ecografia, para o GC e CF (Média ± DP).....	126
Tabela 25.1 - Espessura das estruturas, avaliado pela ecográfica, para o GFCL.....	128
Tabela 26 - Índices de simetria das espessuras do tendão e ligamentos do joelho dos membros inferiores, verificadas nos dados de avaliação ecográfica, para o GC e GF (Média ± DP).....	129
Tabela 27 - Correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps (N-m) na velocidade angular de 60°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, e a espessura total do tendão quadríceps (cm), para ambos os grupos de estudo.....	129
Tabela 28 - Correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps (N-m) na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, e a espessura total do tendão quadríceps (cm), para ambos os grupos de estudo.....	130

1. Introdução

As lesões do joelho são muito comuns em atletas, nomeadamente, em atletas de futebol e de futsal, pois, os movimentos a que estão sujeitos fazem com que cargas excessivas sejam aplicadas sobre a articulação do joelho, podendo levam o joelho para posições menos corretas.

Esta pesquisa pretende avaliar a função do joelho, bem como, o modo como as lesões primárias do joelho podem ser identificadas através de alguns testes.

Então, no presente estudo, foi utilizado o protocolo de força no dinamómetro isocínético com o objetivo de medir a força gerada pelo músculo quadríceps e pelos músculos isquiotibiais, do membro dominante e do membro não dominante, na fase concêntrica e na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s; o protocolo Drop Vertical Jump Bilateral com o objetivo de avaliar a performance dos sujeitos; e o protocolo de ecografia do joelho, do membro dominante e do membro não dominante, com o objetivo de medir as espessuras das estruturas tendinosas e ligamentares do joelho.

Relativamente aos estudos bibliográficos já existentes, pode - se obter uma vasta informação acerca do tema apresentado no presente estudo, no entanto, esta pesquisa pretende acrescentar informação útil, para que no futuro se possa avaliar o risco de lesão primária do joelho de um modo mais eficaz, em atletas de futebol e de futsal.

A estrutura da dissertação está dividida em duas partes; uma parte teórica, onde se pode encontrar a revisão da literatura; e uma parte impirica, onde se pode encontrar os objetivos, a metodologia, a discussão, a conclusão e as referências bibliográficas.

2. Revisão da Literatura

Na locomoção humana, nomeadamente na marcha, na corrida, e nos saltos, existe uma considerável carga de impacto, que ocorre no momento do contacto com o solo, originando uma força de reação do solo (Mil - Homens et al; 2015). Este fenómeno requer que os músculos extensores dos membros inferiores sejam pré – ativados, imediatamente antes do contacto com o solo, para os preparar para o impacto e para a carga de alongamento que irão sofrer durante a fase inicial de apoio (Mil - Homens et al; 2015). A esta fase inicial de alongamento (fase excêntrica) segue – se uma fase de encurtamento (fase concêntrica), produzindo a forma natural do funcionamento do aparelho locomotor, à qual Komi (1984) denominou Ciclo Muscular de Alongamento – Encurtamento (CMAE), também designado por força reativa (reação/impulsão).

Desde os trabalhos originais de Cavagna et al (1965) e dos estudos aplicados de Asmussen e Bonde – Petersen (1974) e Komi e Bosco (1978) que o armazenamento e posterior reutilização de energia elástica tem sido sempre um dos mecanismos mais mencionados como justificação do melhor desempenho do CMAE. Cavagna et al (1965) atribui esse armazenamento de energia elástica, ao rápido alongamento da unidade músculo – tendão (UMT) e ao reduzido tempo de transição entre as fases excêntricas e concêntricas do movimento.

A produção de força muscular é o principal fator para haver locomoção humana, pois, enquanto a força da gravidade e outras forças externas podem ser usadas para nos ajudar a movimentar, são os torques gerados pelos músculos esqueléticos que estão coordenados com as forças externas, e assim, obtém – se o movimento humano que interessa manter (Knduson; 2007).

A ativação do músculo-esquelético tem sido tradicionalmente chamada de contração. O termo contração muscular pode não ser o mais indicado para descrever o que realmente os músculos fazem quando geram força durante o movimento humano (Cavanagh, 1988 e Faulkner; 2003). Pois, a contração implica que haja um encurtamento muscular, o que para ser preciso, implica a interação geral entre a actina e a miosina de um músculo ativo. O termo contração entra também em conflito com as muitas ações musculares existentes para além do encurtamento, como por exemplo, a resistência de um determinado músculo a uma força externa. Dizer “contração excêntrica” é essencialmente dizer “alongar o encurtamento”, então, Cavanagh (1988) sugere o termo “ação muscular” para descrever as diferentes formas de comportamento muscular.

A ação muscular é a ativação neuromuscular dos músculos, que deste modo, contribui para o movimento ou para a estabilização do sistema músculo-esquelético (Knudson; 2007), então, veremos que os músculos têm três ações principais (ação isométrica, ação concêntrica e ação excêntrica), havendo uma quarta ação muscular designada de inação (ativação ineficiente ou contraproducente para uma determinada tarefa em questão).

Se o torque gerado pelos músculos ativos for exatamente igual ao torque da resistência, então, o resultado é uma ação muscular isométrica. A ação muscular concêntrica ocorre quando o torque gerado pelos músculos ativos é maior em relação ao torque gerado por uma resistência, resultando em encurtamento muscular. Então, uma ação concêntrica ocorre quando uma ativação muscular resulta no encurtamento da unidade músculo – tendão. Quando o torque gerado pelos músculos ativos é menor em relação ao torque gerado por uma resistência, então, obtemos uma ação muscular excêntrica (alongamento dos músculos ativos) (Knudson; 2007).

O alongamento pode ser caracterizado como o meio pelo qual se mantém ou aumenta a flexibilidade, que pode ser avaliada pelo aumento da amplitude de movimento (ADM) de determinada articulação (Alter; 2010). Alguns autores (Knudson; 2006) acreditam que o aumento agudo da amplitude de movimento pode ocorrer devido a uma maior tolerância ao alongamento, o que permite ao sujeito suportar uma maior tensão passiva e/ou um maior desconforto, alcançando assim alterações na amplitude de movimento. Um dos principais mecanismos para o aumento da amplitude de movimento está relacionado com as alterações das estruturas da unidade músculo – tendão e que, agudamente, tais alterações podem afetar componentes como a viscoelasticidade, a relação força – comprimento e a rigidez (Alter; 2010).

Entende – se por unidade músculo – tendão a estrutura formada pelos fascículos musculares (conjunto de fibras musculares), os mísios (tecido conjuntivo disposto em paralelo aos fascículos) e o tendão (tecido conjuntivo denso, formado por fibras de colagénio, disposto em série aos fascículos) (Nordin e Frankel; 2003). Portanto, quando é realizado um exercício de alongamento, todas as estruturas da unidade músculo – tendão são afetadas, em maior ou menor grau, pois, apesar de serem compostos por tipos de tecidos diferentes, os tecidos biológicos que formam as estruturas da unidade músculo – tendão possuem características semelhantes, no entanto, não apresentam características perfeitamente elásticas e nem perfeitamente plásticas, apresentam diferentes

alongamentos de acordo com a duração, velocidade e quantidade de força aplicada (Alter; 2010).

Quando o músculo é alongado com o elemento contráctil relaxado, os elementos elásticos em série praticamente não são deformados e a quantidade de energia armazenada é muito reduzida. Nesse caso, a deformação ocorre principalmente nos elementos elásticos em paralelo (Mil - Homens et al; 2015). Os tendões constituem os principais elementos responsáveis pela elasticidade em série, embora outros elementos contribuam para essa forma de elasticidade (Mil - Homens et al; 2015). Então, quando o músculo é alongado desenvolvendo tensão, o que acontece em ação excêntrica, os elementos elásticos em série são deformados e armazenam uma quantidade considerável de energia potencial que podem libertar no sentido do encurtamento do músculo (Mil - Homens et al; 2015). Desta forma, os elementos elásticos em série, e principalmente o tendão, podem contribuir de forma importante para o aproveitamento de energia potencial elástica em ações do Ciclo Muscular de Alongamento – Encurtamento (Mil - Homens et al; 2015).

A tensão desenvolvida pela unidade músculo – tendão pode ser classificada de duas formas, tensão ativa e tensão passiva; pois, a tensão ativa é a força produzida durante a contração muscular (“alongar o encurtamento” muscular), durante a interação da actina com a miosina; e a tensão passiva é a força produzida pelo tecido conjuntivo (mísios e tendão) e pela proteína titina, quando exposto a forças tensivas (alongamento) a partir do repouso (Nordin e Frankel; 2003). A ação das duas tensões completam – se e leva á tensão total desenvolvida pelo músculo (Nordin e Frankel; 2003).

Sendo assim, é importante falar das três características mecânicas do músculo, pois a força gerada pela unidade musculo - tendão pode variar. As características do músculo apresentam variações da força muscular devido às diferenças de velocidade, comprimento e tempo de ativação, então, temos uma relação entre a força e a velocidade (curva força – velocidade do músculo), uma relação entre a força e o comprimento (curva força – comprimento do músculo) e uma relação entre a força e o tempo (curva força – tempo do músculo) (Knudson; 2007).

A relação entre a força e a velocidade do músculo (curva força – velocidade do músculo) explica como é que a força de um músculo ativo varia com a velocidade (Knudson; 2007).

Esta pode ser a característica mecânica do músculo mais importante, já que as três ações musculares (concêntrica, excêntrica e isométrica) são referenciadas no gráfico da figura 1.

A força ou a tensão que um músculo pode gerar é muito diferente entre as ações musculares e nas mais variadas velocidades de movimento. Então, a curva força – velocidade do músculo mostra essencialmente que a força que o músculo pode gerar, diminui com o aumento da velocidade de encurtamento (ações concêntricas). A força isométrica apresenta uma subida de força muscular constante quando a velocidade é igual a zero (P_0). Por outro lado, o aumento das velocidades negativas (alongamento) mostra como a tensão muscular aumenta com as ações musculares excêntricas mais rápidas (aumento da velocidade de alongamento) (Knudson; 2007).

As lesões dos tecidos (músculo e tendão) resultam de forças muito grandes (stress mecânico elevado) decorrente de uma ação muscular excêntrica muito intensa (Knudson; 2007).

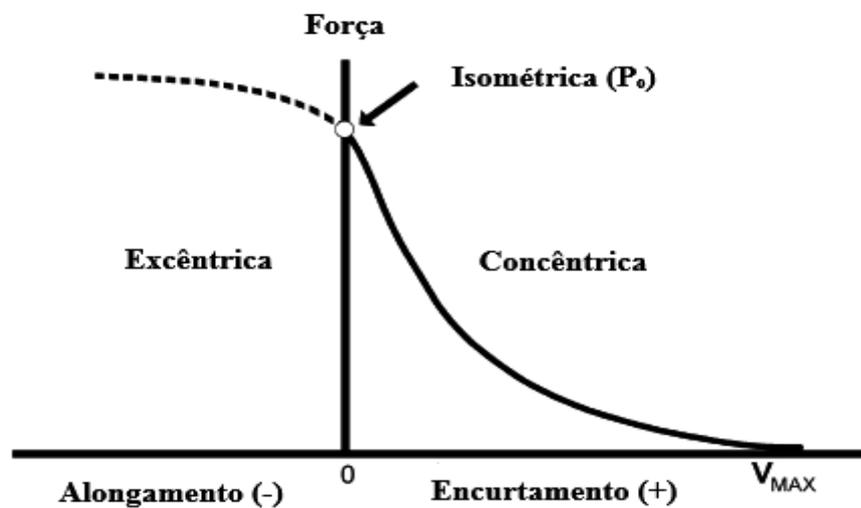


Figura 1 - Curva força – velocidade do músculo numa ação concêntrica (a força muscular diminui com o aumento da velocidade de encurtamento) e numa ação excêntrica (a tensão muscular aumenta com o aumento da velocidade de alongamento) (Knudson; 2007)

Outra área de interesse em que a relação força – velocidade apresenta diferenças consideráveis no desempenho muscular, está relacionado com o tipo de fibras musculares recrutadas (Knudson; 2007).

As fibras musculares variam entre fibras de contração lenta (do tipo I), também designadas de lentas oxidativas (SO); e fibras de contração rápida (do tipo II), também designadas de rápidas glicolíticas (FG) (Knudson; 2007).

A biomecânica geralmente concentra – se nas características de resposta da contração muscular e da velocidade de encurtamento dos tipos de fibras. Isto porque o

potencial da força gerada pelas fibras de contração rápida e lenta, por determinada área fisiológica de secção transversa, é praticamente a mesma (Knudson; 2007). Por outro lado, o momento (“timing”) em que as fibras do tipo I e as fibras do tipo do II geram força e velocidade de encurtamento, é muito diferente. Este efeito tem implicações importantes para os movimentos que exigem velocidades mais rápidas e de maior potência (Knudson; 2007).

Se uma fibra muscular *in vitro* for estimulada uma vez, a fibra responderá ao estímulo contraindo – se, pois, o valor de produção de força e a velocidade de contração irá depender do tipo de fibra que foi estimulada, como se pode verificar pela curva força – tempo da fibra muscular do tipo I e do tipo II (figura 2).

Nas fibras de contração lenta (SO), a força sobe gradualmente até ao seu valor máximo entre os 60 a 120 ms, por outro lado, nas fibras de contração rápida (FG), a força sobe rapidamente até ao seu valor máximo entre os 20 a 50 ms (Knudson; 2007).

Isso significa que um músculo com maior percentagem de fibras musculares do tipo II pode gerar velocidades maiores de encurtamento em relação a um músculo que tenha uma predominância de fibras musculares do tipo I. Músculos com uma percentagem maior de fibras musculares do tipo I terão uma clara vantagem em atividade de longa duração (resistência muscular) (Knudson; 2007).

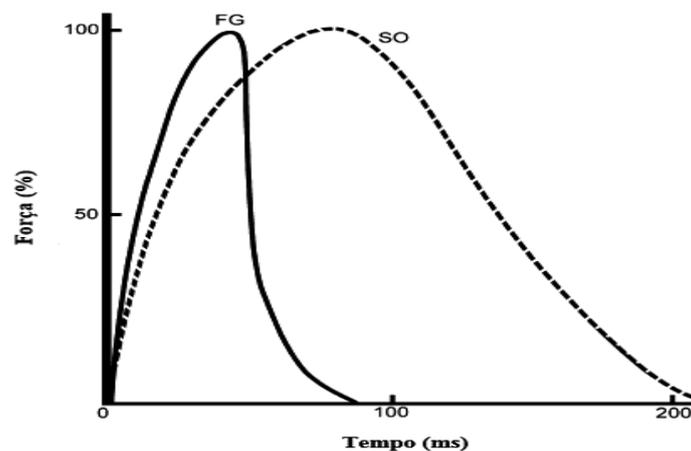


Figura 2 - Curva força – tempo da fibra muscular de contração lenta (SO) e da fibra muscular de contração rápida (FG) (Knudson; 2007)

O comprimento de um músculo também afeta a capacidade do mesmo em gerar tensão. A relação entre a força e o comprimento do músculo mostra como a tensão gerada pelo músculo altera em diferentes comprimentos (Knudson; 2007).

A variação da tensão muscular em diferentes comprimentos musculares, como a relação entre a força e a velocidade do músculo, também tem um efeito notório sobre como o movimento é realizado (Knudson; 2007). A relação força – comprimento do músculo é tão importante no torque (força gerada em torno de um eixo articular) que um grupo muscular pode gerar quanto a geometria (braço de força) dos músculos e articulações (Rassier et al; 1999).

A tensão gerada pelo músculo pode produzir uma tensão ativa e uma tensão passiva, como é possível verificar pelo gráfico da relação força – comprimento do músculo (figura 3).

A linha do gráfico a vermelho representa o elemento da tensão ativa (fibra muscular ativa), pois, este tem uma associação lógica com o número de pontes cruzadas entre os filamentos finos de actina e os filamentos grossos de miosina. Então, a força muscular máxima pode ser gerada quando se estabelece o maior número de pontes cruzadas, e esta, ocorre no chamado comprimento de repouso do músculo (L_0), e geralmente corresponde a um ponto próximo do meio da amplitude de movimento (Knudson; 2007).

A tensão ativa diminui para comprimentos musculares menores ou maiores, em relação ao comprimento de repouso, pois, forma - se um menor número de pontes cruzadas disponíveis para estabelecer a ligação entre a actina e a miosina (Knudson; 2007).

Já, a linha do gráfico a azul representa o elemento da tensão passiva (tendão), pois, verifica - se, que a tensão passiva aumenta muito lentamente perto do L_0 , mas aumenta muito rápido à medida que o músculo é alongado (Knudson; 2007).

A tensão passiva não contribui para os movimentos na zona média da amplitude do movimento (onde se verifica o maior número de pontes cruzadas), e mesmo que o movimento comesse com o músculo totalmente encurtado, a tensão passiva apenas começa a atuar para lá do valor de força máxima gerada pelos músculos, pois, apenas contribui para o movimento quando os músculos são alongados para lá da zona onde consegue produzir a sua força máxima, ou têm vários distúrbios neuromusculares (Salsich et al; 2000).

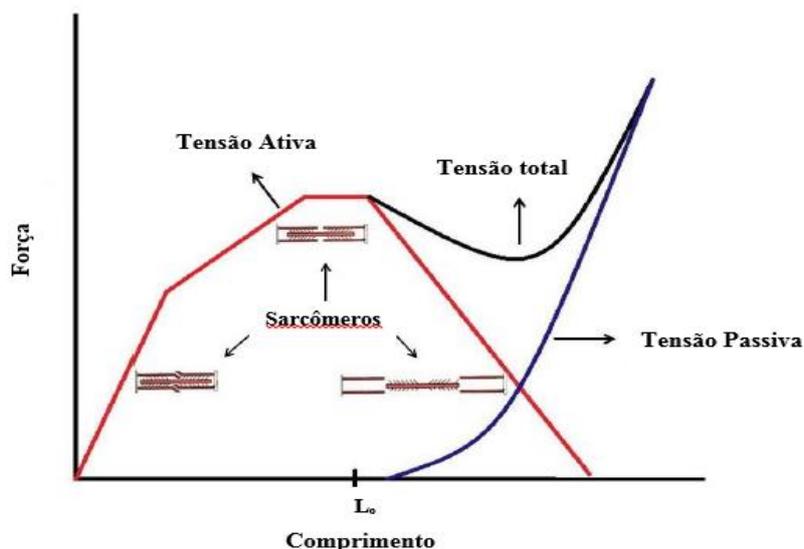


Figura 3 - Relação força – comprimento do músculo. O elemento da tensão ativa apresenta um “U” invertido, de acordo com o número de pontes cruzadas, à medida que o comprimento muscular altera. O elemento da tensão passiva aumenta à medida que o músculo é alongado para lá do seu comprimento de repouso (L_0). A tensão total do músculo é a soma do elemento da tensão ativa (fibras musculares ativas) com o elemento da tensão passiva (tendão) Adaptado (Nordin e Frankel; 2003)

Sendo assim, o elemento da tensão ativa apresenta três regiões, como se pode verificar pelo gráfico da relação força – comprimento da fibra muscular (figura 4).

A linha ascendente representa a diminuição da força muscular à medida que o músculo é encurtado além do comprimento de repouso. A “plateau region” representa a região onde o músculo atinge o seu valor máximo de força, tipicamente na região média da amplitude anatômica do movimento. Então, movimentos iniciados perto da “plateau region” terão maior possibilidade de gerar forças musculares máximas (Knudson; 2007).

A linha descendente representa a diminuição da tensão ativa, que um músculo pode gerar à medida que se alonga além do comprimento de repouso.

Portanto, o trabalho mecânico que uma fibra muscular pode gerar numa determinada amplitude de movimento pode ser visualizado como a área sobre o gráfico da figura 4, porque o trabalho é o deslocamento vezes a força. Logo, pode – se verificar o trabalho gerado pela fibra muscular na linha ascendente, na linha descendente ou na “plateau region” (Knudson; 2007).

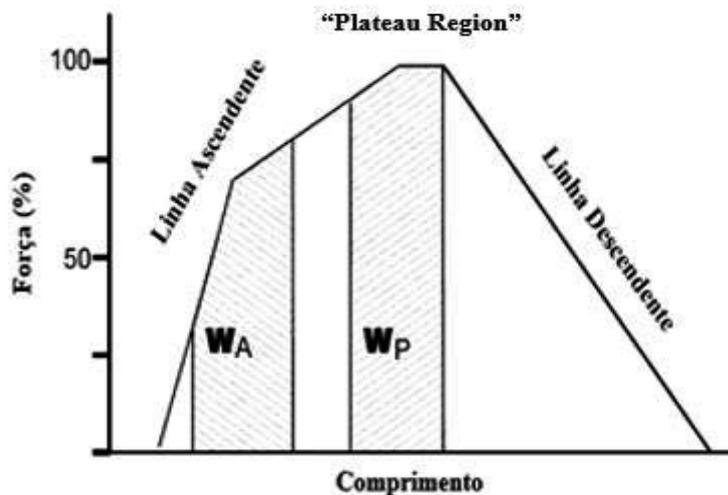


Figura 4 - Relação força – comprimento da fibra muscular (Knudson; 2007)

Valores mais elevados de força no final da fase excêntrica resultam, por um lado, do maior contributo das estruturas tendinosas para o armazenamento de energia elástica decorrente do maior alongamento do tendão, e por outro lado, do menor alongamento dos fascículos musculares (Kurokawa et al; 2003). À medida que a ação muscular na fase excêntrica progride, as fibras musculares contraem – se com um nível de alongamento quase constante (isometria); enquanto o rápido encurtamento da unidade músculo – tendão depende de forma acentuada do encurtamento das estruturas tendinosas (Kurokawa et al; 2003); ao invés, numa ação puramente concêntrica, grande parte das alterações do comprimento da unidade músculo – tendão resultam do encurtamento dos fascículos (Kurokawa et al; 2003).

Deste modo, a interação entre os elementos contráctil e elástico, pode influenciar o desempenho do Ciclo Muscular de Alongamento – Encurtamento de três formas distintas: em primeiro lugar, a energia elástica será armazenada predominantemente no tendão e utilizada posteriormente na fase concêntrica com dissipação mínima de energia (Fukashiro et al; 2006); em segundo lugar, o pequeno deslocamento das fibras musculares durante o CMAE significa que as mesmas operam numa zona muito próxima do seu alongamento ótimo permitindo – lhes, pela respetiva relação força – comprimento desenvolver maiores níveis de força (Fukanaga et al; 2001); por último, enquanto a velocidade de encurtamento da unidade músculo – tendão como um todo é elevada, a alteração do comprimento dos fascículos ocorre a velocidade relativamente reduzida, deste modo, os fascículos são capazes de gerar níveis de energia mais elevados de força,

em virtude da conhecida relação entre a força e a velocidade (Fukashiro et al; 2006). Na produção de força em CMAE, o elemento contráctil age como um gerador de força, desenvolvendo níveis elevados em condições de velocidade relativamente baixa, por outro lado, as estruturas tendinosas atuam como redistribuidores de energia e amplificadores da potência gerada (Fukashiro et al; 2006).

Os tendões unem o músculo ao osso e assim permitem a transmissão de forças geradas pelo músculo ao osso, resultando em movimento articular. As lesões do tendão conduzem a uma considerável morbidade, e a incapacidade que causam pode durar vários meses (Sharma e Maffulli; 2005). Sendo o tendão o tecido conjuntivo que une o músculo ao osso, o mesmo afeta fortemente a forma como os músculos são usados ou lesados em movimento (Knudson; 2007). O tendão é um tecido bem vascularizado cuja resposta mecânica está principalmente relacionada com a proteína da fibra de colagénio (Knudson; 2007). A disposição de forma paralela das fibras de colagénio no tendão e as ligações cruzadas entre as fibras tornam o tendão cerca de 3 vezes mais forte do que o músculo, quando aplicada uma tensão. Embora o diâmetro dos tendões seja frequentemente menor em relação ao ventre muscular, a sua grande resistência à tração dificulta as lesões de ruptura do tendão (Knudson; 2007). Problemas crônicos causados pelo uso excessivo dos tendões correspondem provavelmente a 30% de todas as lesões relacionadas com a corrida, e a prevalência da tendinopatia do cotovelo em tenistas pode chegar aos 40% (Sharma e Maffulli; 2005).

Os tendões e ligamentos são semelhantes em estrutura e geralmente são discutidos no mesmo contexto (Aslan et al; 2008). Como já foi mencionado, os tendões e os ligamentos são formas únicas do tecido conjuntivo e são considerados parte integrante do sistema musculoesquelético, pois, a função do tendão é unir os músculos aos ossos e conduzir as forças geradas pela contração muscular de modo a criar movimentos articulares, por outro lado, os ligamentos unem o osso ao osso e proporcionam a estabilização das articulações (Aslan et al; 2008).

Tendões e ligamentos são feixes de fibras paralelas do tecido conjuntivo denso, e desempenham um papel importante na mediação normal do movimento e na estabilidade das articulações, respetivamente (Aslan et al; 2008).

Os tendões saudáveis apresentam uma cor branca e brilhante, e têm uma textura fibroelástica (Sharma e Maffulli; 2005). Dentro da rede da matriz extracelular, os tenoblastos e os tenócitos constituem cerca de 95% dos elementos celulares dos tendões (Kannus et al; 2000). Os tenoblastos são células tendinosas imaturas, são fusiformes e

possuem numerosos organelos citoplasmáticos, configurando a sua alta atividade metabólica (Kannus et al; 2000). À medida que amadurecem, os tenoblastos tornam – se alongados e transforma – se em tenócitos. Os tenócitos apresentam um rácio núcleo – citoplasma mais baixo do que os tenoblastos, com a diminuição da atividade metabólica (Kannus et al; 2000). Os restantes 5% a 10% dos elementos celulares dos tendões consistem em condrócitos nos locais de inserção óssea, células sinoviais do tendão, células vasculares, incluindo as células endoteliais capilares e as células musculares lisas de arteríolas (Kannus et al; 2000). Os tenócitos são eficientes a produzir energia através do ciclo de Krebs, da via da glicólise anaeróbia e da “shunt” de pentose – fosfato, e sintetizam colagénio e todos os componentes da rede da matriz extracelular (O’Brien; 1997).

O consumo de oxigénio dos tendões e dos ligamentos é 7,5 vezes menor do que o consumo de oxigénio dos músculos esqueléticos (Sharma e Maffulli; 2005). A baixa taxa metabólica (metabolismo basal) e a boa capacidade para produzir energia anaeróbia, são essenciais para a transmissão de cargas e para manter uma determinada tensão por longos períodos de tempo, reduzindo o risco de isquemia e subseqüentemente necrose (Sharma e Maffulli; 2005). No entanto, uma taxa metabólica baixa resulta numa cicatrização lenta do tendão, após uma lesão (Sharma e Maffulli; 2005).

A massa seca dos tendões humanos é de aproximadamente 30% da massa total do tendão, com a água a corresponder aos restantes 70% (Sharma e Maffulli; 2005). O colagénio do tipo I representa 65% a 80% e a elastina representa aproximadamente 2% da massa seca dos tendões, sendo que, os tenócitos e os tenoblastos ficam entre as fibras de colagénio, ao longo do eixo do tendão (Sharma e Maffulli; 2005).

O colagénio é organizado em níveis hierárquicos de complexidade crescente, começando com o tropocolagénio, uma cadeia polipeptídica de tripla hélice, que se unem para formar fibrilhas de colagénio; fibras de colagénio; subfascículos (feixes primários); fascículos (feixes secundários); feixes terciários; e o próprio tendão (figura 5) (Sharma e Maffulli; 2005). Então, moléculas de tropocolagénio solúvel formam ligações cruzadas (em tripla hélice) para originar moléculas de colagénio insolúvel, que se agregam para formar fibrilhas de colagénio. Deste modo, várias moléculas de tropocolagénio agregam – se para formar uma fibrilha de colagénio, subseqüentemente, as fibrilhas de colagénio agregam - se em feixes paralelos para formar as fibras de colagénio e a seguir os subfascículos (feixes primários). Os subfascículos agregam – se em feixes paralelos para

formar os fascículos (feixes secundários) e a seguir os feixes terciários, e por fim, o tendão (Sharma e Maffulli; 2005).

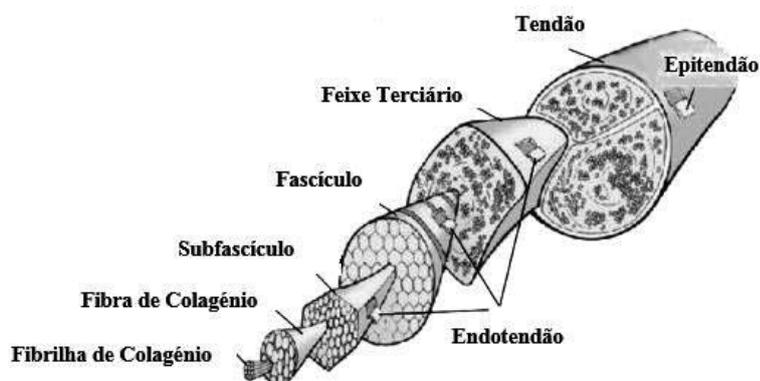


Figura 5 - Estrutura do tendão (Sharma e Maffulli; 2005)

Uma fibra de colágeno é a menor unidade do tendão que pode ser testada mecanicamente e é visível sob microscopia da luz. As fibras de colágeno são distribuídas em diferentes padrões sem orientação, quando o tendão se encontra relaxado, e se a tensão aumentar numa determinada orientação as fibras ordenam – se paralelamente (Sharma e Maffulli; 2005). Embora as fibras de colágeno estejam principalmente orientadas longitudinalmente, as mesmas também estão dispostas na transversal e na horizontal (Sharma e Maffulli; 2005).

A substância fundamental da rede da matriz extracelular que envolve o colágeno e os tenócitos, o endotendão, é composta por proteoglicanos, glicosaminoglicanos, glicoproteínas e varias outras pequenas moléculas. Os proteoglicanos são fortemente hidrofílicos, permitindo a rápida difusão de moléculas solúveis em água e a migração das células. As glicoproteínas adesivas, como a fibronectina e a trombospondina, participam nos processos reparação e regeneração do tendão (Sharma e Maffulli; 2005). A tenascina – C, é outro componente importante da rede da matriz extracelular do tendão, pois, é abundante no corpo do tendão, na junção osteotendinosa e na junção miotendinosa, sendo que, a tenascina – C pode desempenhar um papel importante no alinhamento e na orientação das fibras de colágeno (Sharma e Maffulli; 2005).

O epitendão é uma camada fina de tecido conjuntivo laxo, que contém o suprimento vascular, linfático e nervoso do tendão, pois, cobre todo o tendão e estende – se nas camadas profundas do mesmo entre os feixes terciários como endotendão (figura

5). Como já foi descrito, o endotendão é uma fina rede reticular de tecido conjuntivo que envolve cada fibra do tendão. Superficialmente, o epitendão é circundado pelo paratendão, um tecido conjuntivo areolar laxo constituído por fibras de colagénio do tipo I e do tipo III, algumas fibrilhas elásticas, e um revestimento interno de células sinoviais (Sharma e Maffulli; 2005). As bainhas sinoviais do tendão são encontradas em zonas sujeitas a grande “stress” mecânico, como os tendões das mãos e dos pés, onde é necessária uma lubrificação eficiente. As bainhas sinoviais consistem numa bainha fibrótica externa e numa bainha sinovial interna, que consiste em camadas finas viscerais e parientais (Sharma e Maffulli; 2005). A bainha sinovial interna envolve o corpo do tendão e funciona como uma membrana de ultrafiltração para produzir líquido sinovial. A bainha fibrosa forma condensações, as roldanas, que funcionam como fulcros para auxiliar a função do tendão (Sharma e Maffulli; 2005).

Na junção miotendinosa, as fibrilhas de colagénio tendinoso são inseridas em recetores profundos formados pelos processos mióticos, permitindo que a tensão gerada pelas proteínas contracteis intracelulares das fibras musculares seja transmitida para as fibrilhas de colagénio (Kvist et al; 1991). Essa arquitetura complexa reduz o “stress” da tensão exercida sobre o tendão durante a contração muscular (Kvist et al; 1991). No entanto, a junção miotendinosa continua a ser o ponto mais fraco da unidade músculo – tendão (Kvist et al; 1991).

O Órgão Tendinoso de Golgi está localizado no tendão, mais precisamente na junção miotendinosa, apresentando – se em contacto com várias fibras musculares. Este recetor está ligado à medula por fibras sensitivas que para aí conduzem a informação referente ao nível de contração desenvolvida no músculo. Estas fibras terminam no neurónio inibitório que por sua vez age inibitoriamente sobre os motoneurónios alfa, facilitando o relaxamento do músculo. O Órgão Tendinoso de Golgi é estimulado pelo alongamento do tendão, que é fundamentalmente consequência de contrações musculares potentes (Correia et al; 2015).

Os tendões recebem o seu suprimento sanguíneo de três fontes principais: dos sistemas intrínsecos, sendo eles, a junção miotendinosa e a junção osteotendinosa; e do sistema extrínseco, através do paratendão ou da bainha sinovial (Carr e Norris; 1989).

Por exemplo, na junção miotendinosa, os vasos perimisiais do músculo continuam entre os fascículos do tendão (Riley et al; 1996), no entanto, é improvável que os vasos sanguíneos que vêm do músculo se estendam além do terço proximal do tendão. O suprimento sanguíneo da junção osteotendinosa é escasso e é limitado à zona de inserção

do tendão, embora, vasos do sistema extrínseco façam a ligação com os vasos periosteais na junção osteotendinosa (Carr e Norris; 1989). A vascularização do tendão é comprometida na zona da junçãomiotendinosa, na zona da junção osteotendinosa, nos locais de torção, fricção ou compressão. No tendão de Aquiles, as técnicas de injeção angiográfica demonstraram uma zona de hipovascularização de 2 a 7 cm proximal à inserção do tendão (Carr e Norris; 1989). Em geral, o fluxo sanguíneo do tendão diminui com o aumento da idade e com a carga mecânica (Astrom; 2000).

A inervação do tendão tem origem dos troncos nervosos cutâneos musculares e peritendinosos. Na junçãomiotendinosa, as fibras nervosas cruzam – se e entram nos septos do endotendão. As fibras nervosas formam plexos ricos no paratendão, e as terminações das fibras nervosas penetram no epitendão. A maioria das fibras nervosas não entram realmente no corpo principal do tendão, mas as terminações nervosas terminam na sua superfície (Sharma e Maffulli; 2005). As terminações nervosas das fibras mielinizadas funcionam como mecanorreceptores especializados para detetar alterações na pressão ou na tensão; pois, esses mecanorreceptores, os Órgãos Tendinosos de Golgi, são mais numerosos na inserção do tendão no músculo (junçãomiotendinosa) (Sharma e Maffulli; 2005).

Os Órgãos Tendinosos de Golgi são essencialmente uma fina e delicada cápsula de tecido conjuntivo que envolve um grupo de terminações de grandes fibras nervosas mielinizadas. Essas fibras nervosas terminam como terminações nervosas de fibras entre os feixes das fibras de colagénio do tendão. As terminações nervosas das fibras mielinizadas atuam como nociceptores, pois, sentem e transmitem dor. Ambas as fibras simpáticas e parassimpáticas estão presentes no tendão (Sharma e Maffulli; 2005).

Os tendões transmitem força do músculo para o osso e atuam como um amortecedor ao absorver forças externas para limitar a lesão muscular. Os tendões são tecidos viscoelásticos e exibem alta resistência mecânica, boa flexibilidade e um ótimo nível de elasticidade (Sharma e Maffulli; 2005).

Os tendões desempenham um papel crítico no aumento do desempenho muscular em muitas atividades, como por exemplo, na corrida, a sua função assemelha – se a uma mola e pode reduzir o trabalho a que os músculos estão sujeitos para manter o movimento cíclico do corpo e dos membros (Roberts e Azizi; 2011). Para atividades de alta potência, como os saltos ou a aceleração, a libertação rápida de energia armazenada no tendão pode fornecer potências que excedem a capacidade de produção de energia dos músculos (Roberts e Azizi; 2011).

Ao contrário dos tendões, os músculos dissipam energia quando se alongam ativamente, e essa dissipação de energia é necessária para qualquer atividade que envolva a desaceleração do corpo ou dos membros, incluindo manobras rápidas, reduzindo a velocidade da marcha ou da corrida, ou até mesmo na recepção ao solo após um salto; pois, a capacidade dos músculos para dissipar energia, sem dúvida, afeta uma ampla gama de atividades locomotoras, e é durante essas fases dissipativas que as lesões tendem a ocorrer, como por exemplo, ossos fraturados, ligamentos rompidos e músculos tracionados são frequentemente associados a manobras rápidas que envolvem desaceleração e dissipação de energia mecânica (Roberts e Konow; 2013). Sendo assim, os tendões atuam como um amortecedor mecânico para protegerem os músculos de possíveis lesões associadas ao rápido alongamento ativo (contrações excêntricas rápidas), retardando e reduzindo a absorção de energia pelas fibras musculares ativas (Konow et al; 2012).

Os tendões são “molas” bastante resistentes e eles libertam 90% a 97% de qualquer energia que absorvem, pois, embora eles possam armazenar energia temporariamente, essa energia armazenada deve ser devolvida (Roberts e Konow; 2013). Sendo assim, os tendões dissipam apenas uma pequena quantidade de energia que absorvem (<10%), e a energia que eles absorvem durante o impacto com o solo deve ser libertada para o músculo posteriormente, o que dissipa a energia (Roberts e Konow; 2013).

O comportamento mecânico do colagénio depende do número e dos tipos de ligações intramoleculares e intermoleculares. A curva “stress – strain” do tendão, ajuda a demonstrar o comportamento do mesmo (Sharma e Maffulli; 2005).

Em primeiro lugar importa perceber o que se entende por “stress” e por “strain” para melhor perceber como atua o tendão quando exposto a estas ações.

Quando são aplicadas forças a um material, como os tecidos musculoesqueléticos humanos, eles geram forças, e por conseguinte geram cargas (armazenamento de energia).

Pois, estas forças, ao serem aplicadas, tendem a mudar a forma de um material (Knudson; 2007). Estas forças podem ser de compressão, de tensão ou de cisalhamento (figura 6). A compressão ocorre quando uma força externa tende a encurtar um material; a tensão ocorre quando uma força externa atua para alongar ou separar um material; e o cisalhamento ocorre quando uma força externa é aplicada num material em direções opostas. Por outro lado, quando são aplicadas muitas forças num material, elas podem – se combinar para criar forças de torção ou de flexão (Knudson; 2007).

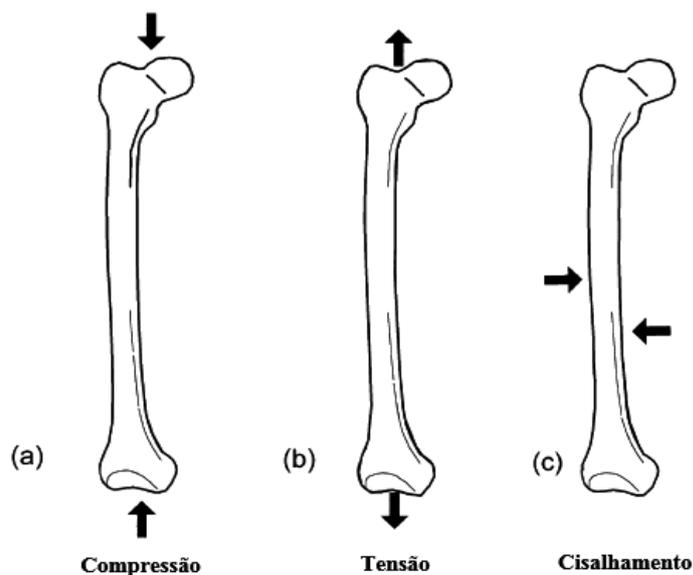


Figura 6 - Forças de compressão, tensão e cisalhamento (Knudson; 2007)

O termo “stress” mecânico corresponde à força que é aplicada num material para alterar a sua forma. O “stress” mecânico é simbolizado com a letra grega sigma (σ) e é definido como a força por unidade de área dentro de um material ($\sigma = F/A$), e as unidades de medida são o N/m^2 e o lbs/in^2 . Por outro lado, o termo “strain” ou tensão, como também é designado, corresponde à deformação (alongamento) de um material gerado por uma força, embora, a deformação de um material possa ocorrer no sentido do seu encurtamento (forças compressivas). Esta deformação é igualmente expressa como um rácio do comprimento normal ou de repouso (L_0) de um material. O “strain” pode ser calculado como uma alteração do comprimento dividido pelo comprimento inicial, então, temos que o “strain” = $(L - L_0)/L_0$, sendo que, o “L” corresponde ao comprimento final do material e o “ L_0 ” corresponde ao comprimento inicial ou normal (Knudson; 2007).

Recorrendo à análise da curva “stress – strain” do tendão (figura 7), pode – se observar que, em repouso, as fibras de colagénio e as fibrilhas de colagénio apresentam uma configuração ondulada. A região inicial côncava da curva (“toe region”), onde o tendão é alongado até 2%, representa o achatamento do tendão (padrão da configuração ondulada). Além desta região, os tendões alongam – se de maneira linear (região linear/região elástica) como resultado do deslizamento intramolecular das triplas hélices de colagénio, e as fibras tornam – se mais paralelas entre si (Sharma e Maffulli; 2005).

Se a tensão (alongamento) exercida for menor do que 4% (região linear), o tendão comporta – se de forma elástica e retorna ao seu comprimento original quando

descarregado (libertação de energia). A rutura microscópica ocorre quando a tensão exercida no tendão excede os 4%. Além dos 8% a 10% de tensão exercida no tendão, ocorre uma rutura macroscópica (Sharma e Maffulli; 2005).

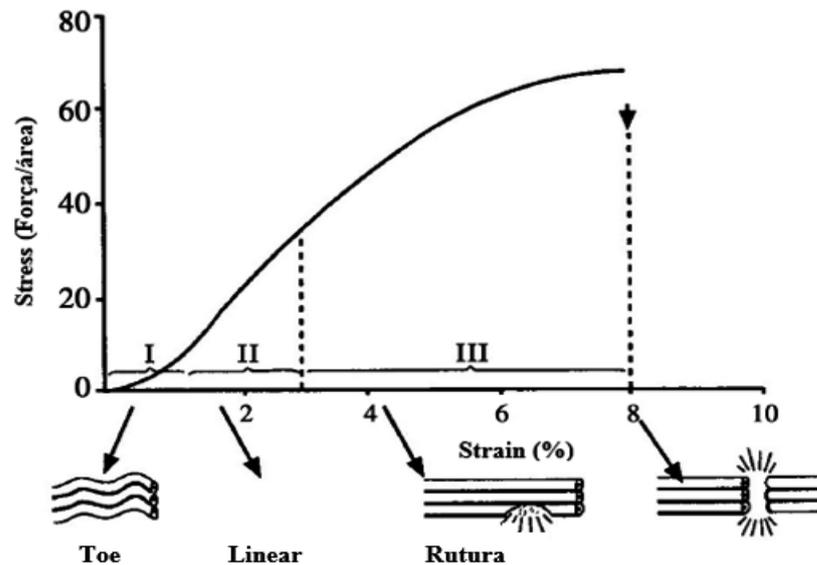


Figura 7 - Curva “Stress – Strain” do tendão (Sharma e Maffulli; 2005)

Outra variável importante calculada a partir dessas medições é a resistência mecânica do material. A resistência mecânica de um material é a medição da força máxima ou da energia mecânica total que o material consegue absorver antes da rutura (Knudson; 2007). A resistência à tração (curva “stress – strain” do tendão) dos tendões está relacionado com a sua espessura e com a quantidade do colagénio (Sharma e Maffulli; 2005). Durante atividades extenuantes, como os saltos e os levantamentos de pesos, são aplicadas cargas muito altas nos tendões, pois, forças de 9 kN, correspondente a 12,5 vezes o peso corporal foram registadas no tendão de Aquiles do ser humano durante a corrida (Komi et al; 1987).

Então, os tendões para além de transmitirem força do músculo para o osso, eles atuam como um amortecedor ao absorver forças externas para limitar o dano muscular, pois, os tendões são tecidos viscoelásticos e apresentam uma resistência mecânica elevada, boa flexibilidade e um ótimo nível de elasticidade (Sharma e Maffulli; 2005).

Os tendões apresentam maior risco de rutura se a tensão for aplicada de uma forma rápida e oblíqua, e as maiores forças de tensão são observadas durante a contração muscular excêntrica (Sharma e Maffulli; 2005).

Foi estudado o comportamento mecânico de um material elástico (Knudson; 2007), e para isso, foi medido simultaneamente a força e o deslocamento do material à medida que ele se foi deformado em várias percentagens, sendo que, a deformação de um material elástico pode ser interpretado como que a sua deformação possa estar a ocorrer no sentido do seu alongamento ou no sentido do seu encurtamento. O gráfico resultante apresenta uma curva força – deformação de um material elástico (figura 8), que pode ser convertido para outras medidas para se obter um gráfico com a curva “stress – strain” do tendão (Knudson; 2007).

Os gráficos com a curva força – deformação de um material elástico possuem diversas variáveis e regiões de interesse, pois, a região elástica é a região linear inicial do gráfico, onde a inclinação corresponde à rigidez ou “módulo de Young’s” da elasticidade do material (Knudson; 2007).

A rigidez ou “módulo de Young’s” é definido como o rácio entre o “stress” e o “strain” na região elástica da curva, mas é frequentemente próximo do rácio entre a força e a deformação (curva força – deformação). Se o teste for interrompido dentro da região elástica, o material retorna à sua forma inicial. Se o material for perfeitamente elástico, a força aplicada numa determinada região de deformação durante o retorno do material à sua forma inicial (descarga) será a mesma de quando o material sofreu a carga nessa mesma região, e armazenou energia devido ao rácio entre a força e a deformação. Tal não acontece nos tecidos biológicos, porque eles não são uma “mola” perfeitamente elástica, logo, eles perdem um pouco de energia (histerese) na fase de descarga (quando ocorre a libertação de energia durante o retorno do tecido à sua forma inicial), que foi armazenada neles durante o alongamento (carga) (Knudson; 2007).

Além da região linear está a região plástica, onde ocorrem os aumentos na deformação com mudanças mínimas e não lineares na força. O limite da elasticidade ou limite elástico é o ponto no gráfico (figura 8) que separa a região elástica da região plástica, logo, quando o material é deformado além do limite elástico, ele não retorna às suas dimensões iniciais. Nos tecidos biológicos, a força fisiológica normal acontece dentro da região elástica (região linear), pois, os alongamentos (forças tensivas) próximos e além do limite elástico estão associados a lesões microestruturais no tecido (Knudson; 2007).



Figura 8 - Curva força – deformação de um material elástico (Knudson; 2007)

Para melhor se perceber o significado de carga e descarga do tendão, convém observar a resposta de carga e descarga do tendão na curva força – alongamento do tendão (figura 9) (Alter; 2010).

Nos materiais, como o tecido biológico, a variação de comprimento apresenta uma relação com o tempo de exposição e a quantidade de força aplicada, sendo considerados viscoelásticos (Alter; 2010).

Na biomecânica, a deformação elástica é tradicionalmente apresentada pelo modelo de Hooke de uma “mola” perfeita, onde a deformação depende apenas do deslocamento e da resistência do material, sendo que, quando as forças de deformação deixam de ser aplicadas, o material retorna à sua forma inicial (deformação elástica) (Alter; 2010). A deformação viscosa é representada pelo modelo de Newton de um êmbolo hidráulico, na qual a duração e a quantidade de força aplicada no material influenciam a sua deformação (Ozkaya e Nordin; 1999).

Os materiais viscoelásticos apresentam algumas propriedades características como o “relaxamento por stress”, onde, se o material é deformado (alongado ou encurtado) e é mantido num determinado comprimento, a tensão gerada por aquele material irá diminuir gradualmente ao longo do tempo. Outra propriedade dos materiais viscoelásticos é o “Efeito de Creep”. O “Efeito de Creep” é a progressiva deformação do material durante a aplicação de uma força constante, no entanto, tanto o “Efeito de Creep” como o “relaxamento por stress” são deformações não lineares, pois, variam de acordo com o tempo, força aplicada, temperatura e tipo de material (Alter; 2010).

Quando um material é alongado verifica – se um armazenamento de energia potencial elástica no mesmo (carga). Quando o alongamento termina (descarga), se o material alongado for viscoelástico, verifica – se uma perda de energia armazenada no alongamento (conversão em calor), já, se o material for elástico, teoricamente, toda a energia armazenada retorna ao material após o alongamento terminar (Alter; 2010).

Então, através da curva força – alongamento do tendão (figura 9), sendo que o mesmo é alongado sob tensão a uma velocidade constante, pode – se verificar, que à medida que o alongamento do tendão aumenta, a força gerada pelo tendão também aumenta (resistência à tração) do mesmo modo que aumenta a carga (armazenamento de energia no tendão). Quando o alongamento termina, o tendão encurta, pois, retorna à sua forma inicial e com isto liberta uma certa quantidade de energia (descarga), energia essa que foi armazenada na fase de carga (alongamento). No entanto, a energia libertada na fase de descarga não é a mesma de que foi armazenada na fase de carga, pois, sendo o tendão um tecido viscoelástico, verifica – se uma perda de energia armazenada no alongamento (Alter; 2010).

Deste modo, a área abaixo da curva de descarga representa a energia recuperada pelo tendão após o alongamento, e a sua consecutiva libertação. A área entre a curva de carga e a curva de descarga representa a quantidade de energia dissipada (convertida em calor) (Alter; 2010).

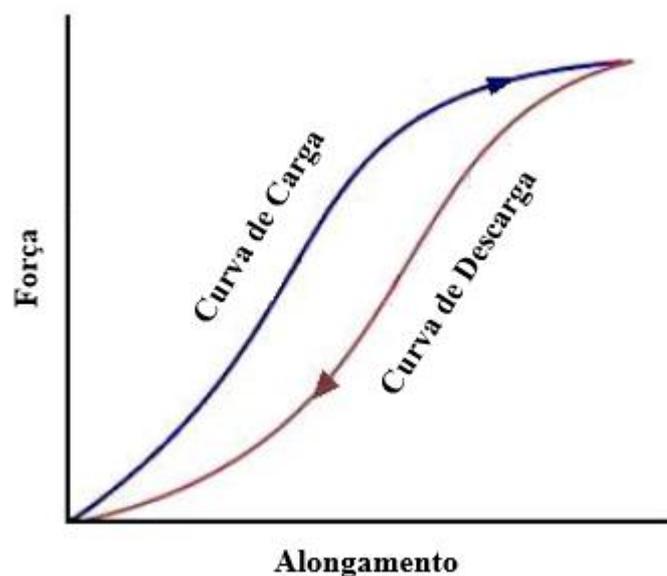


Figura 9 - Curva de carga – descarga do tendão (Alter; 2010)

Os tecidos biológicos são estruturalmente complexos e também possuem um comportamento mecânico complexo em resposta a uma força (Knudson; 2007).

A maioria dos componentes do tecido conjuntivo mole do músculo, tendões e ligamentos, apresentam uma outra região no que diz respeito ao gráfico com a curva força – alongamento (Knudson; 2007).

Por exemplo, quando uma amostra de tendão é alongada a uma velocidade constante, verifica – se uma resposta, como podemos constatar pela curva típica de força – alongamento do tendão humano (figura 10) (Knudson; 2007). Pois, o aumento inicial do alongamento do tendão é acompanhado por uma pequena quantidade de força antes de ser atingida a região elástica (região linear), a chamada “toe region”. A “toe region” corresponde ao endireitamento da fibra de colagénio, ondulado no tecido conjuntivo (tendão). Após a “toe region”, a inclinação da região elástica irá variar dependendo da velocidade de alongamento (Knudson; 2007), no entanto, grande parte da força fisiológica dos tendões num movimento normal é provavelmente dentro da “toe region”, com a tensão a ser menor do que 5% (Maganaris e Paul; 2000). Isso significa que os tendões (e outros tecidos biológicos) não são perfeitamente elásticos, mas são viscoelásticos (Knudson; 2007).

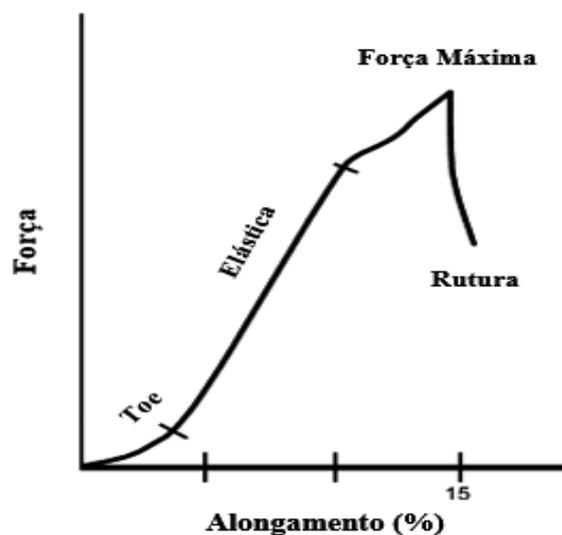


Figura 10 - Curva típica de força – alongamento do tendão humano (Knudson; 2007)

O termo viscoelástico, significa que o “stress” e o “strain” num material, como por exemplo, os tendões, dependem da quantidade de força aplicada, portanto, o tempo de aplicação da força afeta a resposta da tensão do material (tendão). A figura 11 ilustra a resposta de um tendão que é alongado para um determinado comprimento definido a duas velocidades, a uma velocidade de alongamento lenta e a uma velocidade de alongamento rápida. Observa-se, que uma velocidade de alongamento rápida resulta em uma maior rigidez em relação a uma velocidade de alongamento lenta, pois, o alongamento do tendão realizado a uma velocidade rápida apresenta uma maior inclinação na região linear da curva força – alongamento do tendão em relação ao alongamento do tendão realizado a uma velocidade lenta (Knudson; 2007). Músculos e tendões também têm rigidez crescente com velocidades crescentes de alongamento. A viscoelasticidade dos músculos e dos tendões tem um grande significado funcional. Um alongamento realizado a uma velocidade lenta resultará num pequeno aumento da resistência passiva (alta complacência) do músculo (menor produção de força); enquanto o músculo proporcionará um rápido aumento da resistência passiva (alta rigidez) a uma velocidade de alongamento rápida (Knudson; 2007).

Esta é uma das razões pelas quais os exercícios de alongamento (ação excêntrica) devem ser realizados lentamente, para minimizar o aumento da força na unidade músculo – tendão para uma determinada quantidade de alongamento. As linhas sólidas do gráfico representam a resposta de carga do tendão, armazenamento de energia à medida que este se alonga, e as linhas a tracejado representam a resposta mecânica do tecido quando a carga é libertada (descarga), libertação de energia do tendão à medida que este retorna à sua forma inicial (encurtamento). Deste modo, é possível verificar que a carga do tendão (linhas sólidas), para um determinado comprimento, é maior do que a descarga (linhas a tracejado) (figura 11) (Knudson, 2005), pois, sendo o tendão um tecido viscoelástico, ocorre uma perda de energia armazenada no alongamento (Alter; 2010).

Um alongamento mais rápido do tendão, para um determinado comprimento, resulta em maior força do tendão em comparação com um alongamento lento (figura 11), pois, a percentagem de força tem um forte efeito sobre a rigidez, a tensão e a resistência dos materiais biológicos (Knudson; 2007).

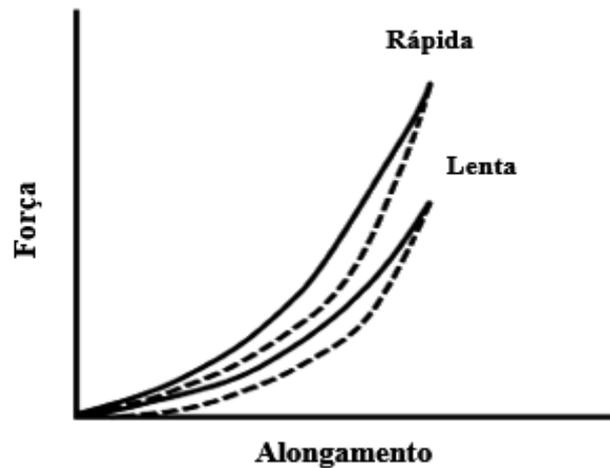


Figura 11 - Curva força – alongamento do tendão, quando alongado a uma velocidade rápida e a uma velocidade lenta, para um determinado comprimento (Knudson; 2007)

O termo histerese significa o trabalho e a energia perdida durante o retorno do tendão à sua forma inicial, e pode ser visualizado como a área entre a carga e a descarga do tendão (Knudson; 2007).

O conceito mecânico de rigidez ou constante de elasticidade é considerada a mudança na tensão por unidade de mudança no comprimento (Weppeler e Magnusson; 2010), sendo calculada pela inclinação da curva força – comprimento do músculo (Alter; 2010), como se pode verificar na figura 3.

Uma das propriedades musculares tipicamente alterada após o treino excêntrico é a rigidez passiva (Proske e Morgan; 2001). A rigidez passiva ou tensão passiva, é caracterizada pela resistência que um músculo em repouso oferece ao ser alongado (Aquino et al; 2006). Músculos submetidos ao treino excêntrico tornam – se mais rígidos (geram mais força), oferecendo, portanto, uma maior resistência ao alongamento (Lastayo et al; 2003), pois, o aumento da rigidez muscular observado a longo prazo, parece estar relacionado com as alterações na propriedade do tendão (Lastayo et al; 2003). Este aumento da tensão passiva pode ser notada imediatamente após a realização de uma única série de ação muscular excêntrica (Whitehead et al; 2001), bem como, persiste durante o treino excêntrico crônico (Lastayo et al; 2003).

Algumas teorias têm sido propostas para explicar o mecanismo responsável por alterar a rigidez passiva (rigidez do tendão). O aumento agudo da tensão passiva parece estar relacionado com a perda da homeostasia do cálcio, devido à lesão de estruturas

intimamente relacionadas com o seu controlo (Whitehead et al; 2001), pois, esta lesão teria início na rutura de sarcómeros vulneráveis, aleatoriamente distribuídos pela miofibrilha, quando submetidos a algumas ações musculares excêntricas além do seu comprimento ótimo (Morgan; 1990). A lesão dos sarcómeros passaria para as miofibrilhas, e com isto, danificava o retículo sarcoplasmático e o sarcolema. Consequentemente, a homeostasia do cálcio seria alterada, de forma que haveria uma libertação incontrolada deste ião no meio intracelular. O aumento da concentração de iões de cálcio no meio intracelular após as ações musculares excêntricas, desencadeia contraturas musculares em alguns pontos da miofibrilha, mesmo na ausência de potenciais de ação (Balnave et al; 1997). A presença dessas lesões (contraturas musculares) seria então responsável pelo aumento da tensão passiva (aumento da rigidez do tendão) verificado logo após uma ação muscular excêntrica (Whitehead et al, 2001).

Os elementos da tensão passiva tornam – se mais rígidos quando o músculo é submetido a ações excêntricas, como por exemplo, o treino excêntrico, pois as lesões estruturais causadas por este tipo de ação muscular são um estímulo para a atividade dos fibroblastos (Stauber; 1989). Tais elementos são vistos como uma componente muito importante na tensão passiva, já que oferecem ao músculo uma parte da sua resistência ao alongamento (forças tensivas). Sendo que a tensão passiva também tem origem nos elementos contráteis do músculo (nos componentes estruturais do sarcómero), as alterações na estrutura da proteína citoesquelética titina, especificamente, parecem ser responsáveis pelo aumento da tensão passiva observado a longo prazo (Lastayo et al; 2003).

Como foi explicado anteriormente, este aumento da tensão passiva pode contribuir para a alteração na relação força – comprimento do músculo, que se verifica após a ação excêntrica. Portanto, o aumento imediato (agudo) da tensão passiva dos músculos submetidos a ações excêntricas parece estar associado à perda da homeostasia do ião de cálcio. Por outro lado, o aumento crônico da tensão passiva desses músculos parece estar associado a mudanças nos seus componentes estruturais, a fim de ajustar as propriedades do tendão com o novo estímulo imposto (Reich et al; 2000).

Os tecidos menos rígidos (complacentes) apresentam um maior alongamento para uma determinada quantidade de força, apresentando menor resistência ao alongamento e a curva apresenta um menor grau de inclinação (Alter; 2010).

Após termos visto como os tendões e os músculos agem isoladamente, podemos observar, através de alguns estudos bibliográficos, como os tendões e os músculos interagem em ações musculares excêntricas.

A ideia de tendões como amortecedor mecânico foi proposta por Griffiths (1991) e ele tirou vantagem de uma nova tecnologia, a sonomicrometria, para fazer medições das mudanças do comprimento dos fascículos musculares independentemente da mudança de comprimento aplicada à unidade músculo - tendão. Griffiths (1991) observou que quando havia um alongamento aplicado da unidade músculo - tendão simultaneamente como o início da ativação muscular, havia pouco ou nenhum alongamento dos fascículos musculares. De facto, durante os alongamentos mais rápidos, os fascículos musculares encurtaram exclusivamente enquanto a unidade músculo tendão alongava (Griffiths; 1991).

Foram feitas medições às alterações do comprimento dos fascículos musculares enquanto os sujeitos realizavam contrações voluntárias durante as amplitudes articulares isocinéticas, controladas por um dinamómetro (Reeves e Narici; 2003). Ao longo de uma série de velocidades de alongamento (ações musculares excêntrica), houve uma mudança insignificante do comprimento dos fascículos musculares, medidos do estado de repouso para um determinado ponto angular da articulação (Reeves e Narici; 2003). Essa observação levou Reeves e Narici (2003) a concluir que o alongamento do tendão durante o período de alongamento da unidade músculo tendão permitiu que os fascículos musculares estivessem com um comportamento quase isométrico, e que o tendão atua como um amortecedor mecânico durante as ações musculares excêntricas (alongamentos), possivelmente como um mecanismo de proteção contra lesões musculares (Reeves e Narici; 2003).

Foi desenvolvido um estudo com o objetivo de analisar o comportamento mecânico do músculo gastrocnémios do peru durante a fase de alongamento ativo “in situ”, utilizando um servomotor para medir o comprimento e a força da unidade músculo - tendão, e a sonomicrometria para medir o comprimento dos fascículos musculares (Roberts e Azizi; 2010). Numa série de contrações, o alongamento muscular foi feito com velocidade constante, bem com, o início do alongamento a ocorrer em simultâneo com o início da estimulação muscular (Roberts e Azizi; 2010). Os resultados dessas contrações mostraram que tanto a unidade músculo - tendão como os fascículos musculares sofreram alongamento, mas o tempo dos dois estava completamente fora de fase (Roberts e Azizi; 2010). Durante o período de alongamento da unidade músculo - tendão, os fascículos

musculares sofreram um alongamento mínimo, ou na maioria dos casos, sofreram um encurtamento (Roberts e Azizi; 2010). O alongamento da unidade músculo - tendão é acompanhada inicialmente pelo alongamento do tendão (e, para contrações com um alongamento lento, o alongamento do tendão também requer encurtamento dos fascículos), que ocorre durante o rápido aumento da força associado à ativação muscular e, mais tarde, quando a unidade músculo – tendão fica isométrica, o relaxamento do músculo permite uma queda na força muscular e observa – se o recuo do tendão (Roberts e Azizi; 2010). Esse encurtamento do tendão leva ao alongamento dos fascículos musculares, embora a unidade músculo - tendão como um todo não mude de comprimento durante esse período; assim, há um deslocamento interno de energia onde a energia armazenada no tendão quando este se alongou é libertada mais tarde para alongar as fibras musculares ativas, onde é dissipada (Roberts e Azizi; 2010).

Num outro estudo, realizado por Konow et al (2012), foi utilizado o gastrocnémio lateral do peru, para estudar o processo de absorção de energia por parte da unidade – músculo – tendão, durante uma atividade que requer substancialmente dissipação de energia, a receção ao solo. Para tal, os animais foram colocados em cima de uma superfície, e de seguida foram soltos a uma altura que permitisse uma receção ao solo controlada e coordenada; “in vivo” (Konow et al; 2012). Os resultados deste estudo confirmam que os tendões desempenham um papel importante no amortecimento e na absorção rápida inicial de energia (Konow et al; 2012). Durante o primeiro período após o contacto com os “pés”, quando a força muscular subiu rapidamente, a energia foi armazenada quase exclusivamente no tendão do gastrocnémio lateral (Konow et al; 2012). Só mais tarde, após a maior parte da dorsiflexão do tornozelo, é que os fascículos musculares se alongaram, e como a energia foi armazenada rapidamente no tendão, mas libertada lentamente, a taxa de pico de absorção de energia no tendão foi muito maior que a taxa de pico de absorção de energia no músculo (Konow et al; 2012).

Para dissipar energia, os fascículos musculares devem passar por um alongamento ativo, e os tendões podem atrasar esse alongamento ativo durante os processos de dissipação de energia, absorvendo a energia de impacto transitoriamente e, de seguida, libertando essa energia para o alongamento ativo dos fascículos musculares (Roberts e Konow; 2013). A elasticidade do tendão pode proteger os músculos e outras estruturas de lesões, e talvez o efeito mais importante da elasticidade do tendão seja a redução de força desenvolvida numa ação muscular excêntrica (Roberts e Konow; 2013); pois, foi observado em estudos “in situ” e “in vivo” que o alongamento do tendão era mais rápido

do que o seu encurtamento, logo, como resultado, o valor de alongamento dos fascículos musculares foi reduzido em relação ao que teria sido se o alongamento inicial da unidade músculo - tendão se fizesse acompanhar pelo alongamento dos fascículos musculares em vez do alongamento do tendão (Roberts e Konow; 2013).

O armazenamento e libertação de energia da tensão elástica do tendão podem retardar e tornar lenta a dissipação de energia mecânica pelos fascículos musculares ativos (Roberts e Konow; 2013). A absorção de energia é iniciada quando uma força externa é aplicada à unidade músculo - tendão, pois, ao fazer - se uma receção ao solo, a carga resulta de uma força de impacto e da flexão articular que a acompanha (Roberts e Konow; 2013). O músculo é ativado e, à medida que a força aumenta, o tendão é alongado e armazena energia, pois, a energia é armazenada no tendão durante a flexão articular (Roberts e Konow; 2013). O alongamento da unidade músculo - tendão é acompanhado pelo alongamento do tendão, enquanto o músculo permanece isométrico (Roberts e Konow; 2013). Este processo ocorre rapidamente, bem como, o transporte efetivo de energia para o tendão (Roberts e Konow; 2013). Por outro lado, o alongamento do músculo devido ao encurtamento do tendão ocorre lentamente (Roberts e Konow; 2013).

O alongamento das fibras musculares depende de duas propriedades fisiológicas do músculo: em primeiro lugar, a ativação rápida, e em segundo lugar, a relação força – velocidade (Roberts e Konow; 2013). É o rápido aumento da força que resulta num rápido alongamento do tendão, e isso ocorre porque o início da ativação do músculo é próximo de ser simultâneo com o início do alongamento da unidade músculo – tendão (Roberts e Konow; 2013). Qualquer tendência para alongar os fascículos musculares levará a um aumento da força desenvolvida por esses fascículos e o aumento da força aumentará o alongamento do tendão; pois, alongamentos mais rápidos tendem a originar forças maiores e essas forças resultam num maior alongamento do tendão (Roberts e Konow; 2013).

Uma vez que a energia é armazenada no tendão, ela pode ser libertada para realizar trabalhos úteis, como a ré - aceleração do corpo num passo, na caminhada ou na corrida, ou, se for dissipada, pode alongar as fibras musculares ativas; pois, o curso de tempo exato deste processo dependerá do curso de tempo de estimulação muscular, mas as propriedades intrínsecas do músculo, particularmente a taxa relativamente lenta de relaxamento em relação à ativação, provavelmente facilitam a libertação lenta de energia do tendão para o músculo (Roberts e Konow; 2013).

Aumentar a taxa de alongamento da unidade músculo - tendão apenas aumenta a força e, portanto, o alongamento do tendão; assim, na prática, quase que não é possível obter um músculo totalmente alongado na fase inicial de uma ação muscular excêntrica (Roberts e Konow; 2013).

Deste modo, as características do músculo-esquelético têm um efeito tão importante na força e na velocidade das ações musculares, que o sistema nervoso central tem uma estratégia de ação muscular preferida para maximizar o desempenho em movimentos rápidos.

Essa estratégia é mais benéfica em eventos de alta intensidade, mas também é geralmente selecionada em movimentos submáximos (Knudson; 2007).

A maioria dos movimentos normais, inconscientemente, inicia um CMAE, pois, quando realizado um contra – movimento longe da direção pretendida de movimento, este é travado (desacelerado) com a ação muscular excêntrica e é imediatamente seguido de uma ação muscular concêntrica na direção de interesse (Knudson; 2007).

O exercício de contra – movimento pode dar origem a um salto, logo, um contra – movimento precedido de um salto, após a ação muscular excêntrica, resulta num aumento de força na ação seguinte (ação concêntrica) se houver um atraso mínimo (tempo) entre estas duas ações (Elliott et al; 1999).

Foi demonstrado que o trabalho muscular numa ação concêntrica é potencializado (aumenta) quando precedido por um alongamento ativo (ação excêntrica) (Cavagna et al; 1965).

Com isto existem quatro fontes capazes de gerar maior força muscular na fase concêntrica de um CMAE: capacidade contráctil, capacidade reflexa, armazenamento e reutilização de energia elástica, e o tempo disponível para o desenvolvimento de força (Komi; 1986).

Por exemplo, Bobbert et al (1996) sugeriram que a diferença de desempenho entre um salto com contra - movimento (CMJ) e um “squat jump” (SJ) se devia, na sua totalidade, ao maior tempo disponível para a ativação muscular, decorrente da fase de contra - movimento (fase excêntrica do movimento). Por outro lado, (Kawakami et al; 2002) mostraram forte evidência da importância da energia elástica no CMJ, pois, para desacelerar na fase excêntrica e depois acelerar na fase concêntrica, é necessário aumentar a força produzida, condicionando um maior alongamento dos tendões. Este alongamento dos elementos elásticos conduzirá a um armazenamento de energia elástica e à sua possível restituição durante a ação seguinte (Finni et al; 2003). No entanto, serão sempre

as características dos diferentes exercícios do CMAE, a determinar o maior ou menor contributo dos elementos elásticos do músculo (Finni et al; 2003). (Finni et al; 2003) compararam entre si, as características específicas das curvas de força – tempo do CMJ e do “Drop Jump” (DJ), evidenciando que o grau de alongamento e encurtamento muscular era muito reduzido no DJ e prolongado no CMJ; então, esta observação permitiu entender que o CMAE do DJ ocorreu muito mais por ação dos tendões do que propriamente pelo músculo, o que justifica a maior capacidade de armazenar e utilizar a energia elástica. O facto do aumento da força, neste caso a força excêntrica, implicar um maior alongamento dos tecidos elásticos, e com isto potenciar o contributo da energia elástica na fase propulsiva, por outro lado, também a velocidade com que as ações em CMAE são realizadas parece influenciar o contributo desse fator elástico, conseguindo – se melhores desempenhos com velocidades de movimento elevadas (Finni et al; 2003 e Ishikawa et al; 2003).

O mecanismo mais influente para o efeito benéfico do CMAE provavelmente dependerá do movimento, pois, alguns movimentos como um pontapé ou o movimento da corrida (100 ms e 200 ms) exigem valores altos de geração de força, que não são possíveis devido à relação força – tempo do músculo, pois, a força aumenta à medida que o tempo disponível, para a contração muscular, aumenta, então, a força aumenta dependendo do tempo disponível para gerar força. Logo, o objetivo é ter a capacidade de gerar o máximo valor de força num tempo reduzido (força rápida) (100 ms a 200 ms) (Knudson; 2007).

A Força Reativa pode ser subdividida em dois grandes tipos de CMAE, em função da duração do ciclo, isto é, do tempo de contacto com o solo. CMAE de curta duração com tempos de contacto com o solo inferiores a 250 ms (saltos de atletismo e o apoio da corrida), e CMAE de longa duração com tempos de contacto com o solo superiores a 250 ms (saltos do basquetebol e do voleivol) (Schmidtbleicher; 1992).

Apesar da natureza do funcionamento muscular ser idêntica, os mecanismos que regulam estes dois tipos de CMAE assumem diferentes preponderâncias, pelo que se esperam baixas correlações entre um exercício de CMAE de longa duração (CMJ) e um de curta duração (DJ) (Hennessy e Kitty; 2001). No estudo de Hennessy e Kitty (2001), os resultados do estudo permitiram identificar que é o CMAE de curta duração (DJ) que mais se relaciona com um gesto desportivo que envolva, ele próprio, CMAE’s de curta duração (o tempo de contacto com o solo na corrida de velocidade é inferior a 200 ms).

O tendão é mais forte por unidade de área em relação ao músculo, e a sua resistência à tração é igual à do osso, embora seja flexível e levemente extensível (James et al; 2008). A disposição de forma paralela das fibras de colagénio do tendão resiste à tensão, de modo a que a energia contráctil do músculo não seja perdida quando esta é transmitida para o osso. A força do tendão, no entanto, não permite uma ampla margem de segurança; forças geradas pelo músculo durante várias atividades intensivas, podem aproximar – se da força máxima gerada pelo tendão e levar à sua rutura e degeneração (James et al; 2008).

As lesões do tendão podem ser agudas ou crónicas e são causadas por fatores intrínsecos ou fatores extrínsecos, isoladamente ou em combinação, no entanto, no trauma agudo, os fatores extrínsecos são os que predominam (Sharma e Maffulli; 2005).

Para além de ocorrer uma lesão aguda do tendão, pode dar – se o caso de a lesão do tendão ocorrer devido a uma inflamação do tecido do tendão ou até mesmo dos tecidos circundantes (Aslan et al; 2008). Isso inclui uma série de condições, incluindo a tendinite (inflamação do tendão), a tendinose (degeneração do tendão devido à falha na cicatrização do tendão lesionado), brusite (inflamação ou irritação da bursa, um pequeno saco localizado entre o osso e o tendão), epicondilite (inflamação ou dano na área do epicôndilo do osso que pode danificar os tendões adjacentes) e a rutura completa do tendão (Aslan et al; 2008).

O mecanismo de aceleração – desaceleração foi relatado como sendo a causa, em 90%, das ruturas do tendão de Aquiles relacionado ao desporto (Sharma e Maffulli; 2005).

O mau funcionamento da via inibitória protetora normal da unidade músculo – tendão leva a que o risco de lesão seja maior (Inglis et al; 1976). A tendinopatia degenerativa é o achado histórico mais comum nas ruturas espontâneas do tendão. Foram reportadas alterações degenerativas em 74 pacientes que apresentavam rutura do tendão de Aquiles, e foi levantada a hipótese de que essas alterações se deviam a anormalidades intrínsecas que estavam presentes no tendão antes da sua rutura (Arner et al; 1959). A degeneração do tendão pode levar á redução da resistência à tração e à predisposição de rutura (Sharma e Maffulli; 2005).

A carga excessiva aplicada nos tendões durante o treino físico é considerada como o principal estímulo patológico para a degeneração dos tendões, e pode haver um risco maior de tendinopatia induzida pelo excesso de carga aplicada nos tendões na presença de fatores de risco intrínsecos (Selvanetti et al; 1997).

Os tendões respondem a uma sobre carga repetitiva para além do limiar fisiológico, e como resultado, ocorre uma inflamação da bainha ou degeneração do corpo do tendão, ou mesmo ambos os casos (Sharma e Maffulli; 2005). A menos que a lesão por fadiga seja tratada ativamente, os tendões vão enfraquecendo e acabam por sofrer rutura (Sharma e Maffulli; 2005).

O mecanismo de reparação/regeneração do tendão é provavelmente mediado por tenócitos resistentes, que mantêm um bom equilíbrio entre a produção e a degradação da rede da matriz extracelular. As lesões dos tendões podem até ocorrer a partir de tensões dentro dos limiares fisiológicos, uma vez que, microtraumas acumulativos de forma frequente podem não permitir um tempo suficiente para o processo de reparação/regeneração do tendão (Sharma e Maffulli; 2005). O microtrauma também pode resultar de “stress” não uniforme nos tendões, produzindo concentrações anormais de cargas e forças de atrito entre as fibrilhas e causando uma lesão localizada na fibra (Sharma e Maffulli; 2005).

Quando se fala em neoformação do tendão, a mesma designação é aplicada para abordar a regeneração dos tendões e dos ligamentos. A lesão dessas estruturas pode causar significativa instabilidade articular, e como resultado, pode causar lesões noutros tecidos, e ainda, desenvolver doenças articulares degenerativas (Aslan et al; 2008).

A cicatrização de um tendão lesado começa com a formação de hematomas, seguido pela formação de tecidos de granulação. As proteínas morfogénicas ósseas (BMP's), os fatores de crescimento e diferenciação (GDF) são os protagonistas no último processo de cicatrização, que é seguido pela deposição e organização das fibras de colagénio. O fator básico de crescimento dos fibroblastos (bFGF) parece desempenhar um papel importante durante a proliferação celular e invasão dos tecidos vasculares do tendão que está em processo de cicatrização (Aslan et al; 2008).

A isquemia ocorre quando um tendão está sob carga de tensão máxima, e no relaxamento, ocorre a reperusão (retorno da circulação sanguínea a uma órgão ou zona do corpo que dela estiveram privados durante algum tempo), gerando radicais livres de oxigénio, pois, isso pode causar lesões dos tendões resultando em tendinopatia. Durante o exercício vigoroso, a hipoxia localizada pode ocorrer nos tendões, com a morte dos tenócitos (Sharma e Maffulli; 2005).

O termo tendinose está em uso há quase três décadas para descrever as características patológicas da rede da matriz extracelular na tendinopatia. Apesar disso, a maioria dos clínicos ainda usa o termo tendinite, o que implica que o problema

fundamental é inflamatório. É defendido o uso do termo tendinopatia para descrever de uma forma genérica as condições clínicas dentro e fora do tendão devido ao seu uso excessivo, e é sugerido que os termos tendinose e tendinite sejam usados somente após o exame histopatológico (Sharma e Maffulli; 2005).

O exame histológico da tendinopatia mostra uma cicatrização desordenada e aleatória com a ausência de células inflamatórias, uma má resposta da regeneração, degeneração do colagénio intratendinoso não inflamatório, desorientação e corte das fibras, hiper celularidade, crescimento vascular disperso e aumento dos glicosaminoglicanos interfibrilhar (Sharma e Maffulli; 2005).

A tendinopatia apresenta características de regeneração desordenada e a inflamação não é tipicamente visível. Embora as alterações degenerativas nem sempre apresentem sintomas, a degeneração preexistente tem sido implicada como um fator de risco para a rutura aguda do tendão (Sharma e Maffulli; 2005).

Mais de dois milhões de lesões do ligamento cruzado anterior (LCA) ocorrem a nível mundial anualmente (Samuelsson; 2012). As lesões do ACL e as cirurgias de reconstrução são comuns em atletas jovens (com menos de 25 anos), que estão frequentemente envolvidos em atividades desportivas (Barber – Westin e Noyes; 2011).

O LCA é, geralmente, o ligamento que mais sofre de uma lesão na estrutura do joelho (Johnson; 1983). A lesão do LCA resulta em dor, instabilidade e dificuldade dos sujeitos participarem em atividades recreativas ou desportivas (Ernst et al; 2000). A *estabilidade* foi definida como a capacidade de transferir a projeção vertical do centro de gravidade para a base de apoio e manter o joelho imóvel (sem se observar joelho valgo ou joelho varo) (Colby et al; 1999).

A rutura do LCA é uma das lesões desportivas mais comuns, tratada por Ortopedistas Cirurgiões. Normalmente, recorre – se à reconstrução do LCA para tratar este tipo de lesões e para facilitar o regresso à competição (Kim et al; 2017).

No método preferido para se proceder a uma reconstrução do ligamento cruzado anterior, o terço médio do tendão patelar é retirado do joelho lesionado do paciente, e é colocado na zona anatómica que o ligamento cruzado anterior nativo (de origem) ocupava, antes de se ter verificado a lesão (Fu e Schulte; 1996). A reconstrução cirúrgica do LCA melhora a estabilidade mecânica do joelho para permitir que o individuo retorne a um estilo de vida ativo (Jacobsen; 1977). A estabilidade adicional também pode prevenir a laxidez progressiva da articulação do joelho e as alterações degenerativas que frequentemente ocorrem com a instabilidade (Jacobsen; 1977).

Petersen et al (2014) e Ardern et al (2011) demonstraram que 43% a 92% dos pacientes que se submeteram à reconstrução do LCA demoraram, em média, entre 6 meses a 12 meses até voltarem à atividade física desportiva.

Há uma concordância entre vários autores, que afirmam que a reabilitação física é importante antes e depois da intervenção cirúrgica (Gasibat e Jahan; 2016). O déficit de força e as alterações proprioceptivas (controlo neuromuscular) ocorrem tanto no membro lesado como no membro não lesado (Devita et al; 1998).

Apesar dos muitos avanços científicos no tratamento da lesão do LCA, a osteoartrite ocorre com uma taxa dez vezes maior em indivíduos com lesão do LCA, independentemente do tratamento (tratamento conservador ou tratamento cirúrgico) (Fleming; 2003). As ré – ruturas do ligamento cruzado anterior reconstruído, são frequentemente observadas com uma incidência de 5% a 18%, ou mais, e metade dessas ré – ruturas podem ser observadas nos primeiros doze meses pós – operação (Webster et al; 2016). Pacientes com menos de 20 anos, que foram submetidos a uma reconstrução do LCA (ligamento cruzado anterior), têm um risco aumentado para voltar a contrair uma nova lesão (ré – rutura do LCA reconstruído), bem como, para uma lesão do LCA contra lateral (Webster et al; 2014).

A idade jovem é, cada vez mais, um fator de risco para contrair uma nova lesão (ré – rutura do LCA reconstruído), bem como, para uma lesão do LCA contra lateral, após a reconstrução do LCA (Webster et al; 2016); pois, estudos apontam que as segundas taxas de lesões do LCA estejam entre os 20% a 40%, o que se torna uma preocupação significativa (Webster et al; 2016).

Num estudo, que contou com 316/354 pacientes (89%), em 57 pacientes (18% do estudo), ocorreu a ré – rutura do LCA reconstruído, num tempo médio de um ano e oito meses após a cirurgia (Webster et al; 2016). Quase metade (47% dos 57 pacientes) ocorreu no primeiro ano pós – operação e em 74% (dos 57 pacientes) ocorreu nos primeiros dois anos (Webster et al; 2016). A maior taxa ocorreu em homens com idades inferiores a 18 anos (28,3%), significativamente maior do que em mulheres com a mesma idade (12,9%), e por fim, seguiu – se os homens com idades superiores a 18 anos (13,8%) (Webster et al; 2016).

Seguindo o mesmo estudo verificou – se, que as lesões contra laterais do LCA reconstruído ocorreram em 56 dos pacientes (17,7% do estudo), num tempo médio de três anos e sete meses após a cirurgia e em 110 pacientes houve pelo menos uma lesão mais grave após a cirurgia primária do LCA reconstruído (35% do estudo) (Webster et al;

2016). As lesões contra laterais do LCA reconstruído ocorrem em idades mais jovens, no género masculino, muitas vezes por erros técnicos (associado a posturas menos corretas e a movimentos menos corretos) e escolha das cargas/intensidades (Magnussen et al; 2015). Muitos médicos recomendam aos atletas o regresso ao desporto passados seis meses ou mais após a reconstrução do LCA (Herbst et al; 2017).

Um longo tempo de recuperação e o risco de desenvolver osteoartrite no joelho num estágio inicial, após uma lesão do ligamento cruzado anterior, ainda são áreas de grande preocupação para os atletas, clínicos e investigadores (Fithian et al; 2002).

A osteoartrite do joelho ocorre em 6% dos Americanos com 30 anos ou mais (Felson e Zhang; 1998), e é uma das principais causas de incapacidade a longo prazo em pessoas com mais de 50 anos de idade (Felson et al; 2000).

O alinhamento do joelho (anca-joelho-tornozelo) influencia a distribuição da carga no mesmo; alinhamento em varo e valgo aumentam a carga medial e lateral do joelho, respetivamente, e é um dos fatores que pode mostrar a progressão da osteoartrite do joelho (Sharma et al; 2001). Então, o alinhamento do joelho em varo correlaciona – se com a maior perda de espaço articular medial do joelho, e o alinhamento do joelho em valgo correlaciona – se com a maior perda de espaço articular lateral do joelho (Sharma et al; 2001).

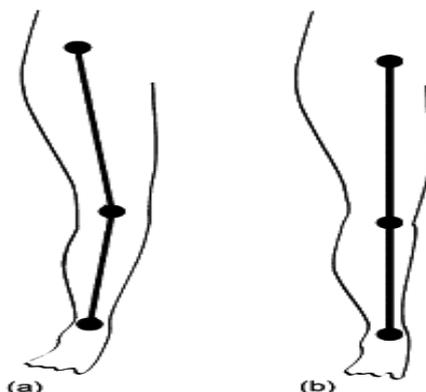


Figura 12 - Joelho em valgo (a) e orientação normal do membro inferior (b), no plano frontal (Houston e Swischuk; 1980)

Num estudo, que contou com sujeitos com osteoartrite primária do joelho, verificou – se, que ter um alinhamento do joelho em varo ou em valgo maior do que 5° em ambos os joelhos no início do estudo foi associado a uma deterioração funcional significativamente maior durante o período de 18 meses de observação em relação a ter

um alinhamento do joelho em varo ou em valgo igual ou menor do que 5° em ambos os joelhos (Sharma et al; 2001). Logo, em sujeitos com osteoartrite primária do joelho, um desalinhamento do joelho em varo aumenta as hipóteses de risco de uma progressão da osteoartrite medial do joelho, e um desalinhamento do joelho em valgo aumenta as hipóteses de risco de uma progressão da osteoartrite lateral do joelho (articulação tibiofemoral), ao longo de um período de 18 meses (Sharma et al; 2001), pois, essa carga de mau alinhamento do joelho em varo ou em valgo prediz o declínio da função física, e pode influenciar para o risco do desenvolvimento de osteoartrite patelo femoral (Elahi et al; 2000).

O mau alinhamento do joelho, mostrado por ressonância magnética, indica para um aumento da perda da cartilagem (Cicuttini et al; 2004). A osteoartrite primária do joelho define - se pela presença de osteófitos na articulação do joelho e, pelo menos, alguma dificuldade em realizar atividades que requerem o uso da articulação do joelho (Sharma et al; 2001).

O termo osteoartrite (OA) descreve de uma forma comum, um grupo heterogêneo de distúrbios caracterizados patologicamente por áreas específicas de perda de cartilagem nas articulações sinoviais, associado a vários graus de formação osteofítica, alteração óssea subcondral e sinovite (Dieppe et al; 2005). Nos jovens, uma lesão do joelho (traumatismo), constitui um maior fator de risco para o desenvolvimento de osteoartrite muito cedo (Lohmander et al; 2007).

A osteoartrose (OA) é um processo de evolução irreversível que resulta de um desequilíbrio na homeostasia condrocitária. Como consequência, existe desigualdade entre degradação e síntese dos distintos componentes da matriz extracelular (MEC), com claro predomínio dos processos catabólicos. Mesmo sendo o condrócito o elemento central na manutenção da referida homeostasia, outras estruturas também participam no início e progressão da osteoartrose. De facto, fala-se hoje da osteoartrose como uma falência ou insuficiência articular global, por comparação com outros órgãos, em que participam todas as estruturas articulares, desde a cartilagem até aos tendões, cápsula e ligamentos, tendo especial importância a interação entre três elementos: cartilagem hialina, osso subcondral e membrana sinovial, esta última especialmente nas fases mais avançadas (Brandt et al; 1998).

O osso subcondral (OS) é o tecido subarticular mineralizado que se estende desde o “*tidemark*” (frente de mineralização ou união entre a cartilagem calcificada e a não calcificada) até ao início da medula óssea. As suas funções principais consistem em dar

suporte à cartilagem articular suprajacente, distribuir a carga mecânica na diáfise cortical subjacente, absorver a tensão contínua dos impactos mecânicos e alimentar as camadas profundas da cartilagem hialina, especialmente no período de crescimento (Burr; 1998).

O osso subcondral inclui pelo menos três estruturas bem diferenciadas: a cartilagem calcificada, o osso lamelar e o osso subcondral trabecular. A espessura do osso subcondral varia em função da espécie animal, idade, massa corporal, localização e tipo de articulação. Assim, a espessura do osso subcondral ao nível do prato tibial humano pode chegar aos 2-3 mm na zona de maior carga. O osso subcondral é muito vascularizado, ainda que a maioria dos vasos não alcancem a cartilagem calcificada e, excetuando situações de doença, nenhum penetra na cartilagem hialina (Burr; 1998).

A cartilagem calcificada pode aumentar de espessura por ossificação endocondral, contribuindo para a esclerose observada nas radiografias de doentes com osteoartrite (Burr; 2004). Desta forma, o osso subcondral pode aumentar a sua espessura por aposição direta do osso (modelação óssea) e/ou aumentar a sua densidade através da remodelação óssea, contribuindo ambos os fatores para o aumento da densidade dessa zona óssea (Burr; 2004).

Segundo um estudo realizado por Radin et al (1972), propuseram uma teoria biomecânica, segundo a qual referiam que um aumento na densidade óssea do osso subcondral aumentaria paralelamente a rigidez do referido tecido. Isto provocaria uma diminuição das suas propriedades viscoelásticas e reduziria a sua capacidade de amortecer as cargas com a conseqüente sobrecarga e deterioração da cartilagem suprajacente (Radin et al; 1986).

O estudo desenvolvido por Kraus et al (2005) teve como principal objetivo comparar o ângulo de alinhamento do joelho, através de uma radiografia a todo o membro inferior, utilizando o ângulo do eixo mecânico, com o ângulo do eixo anatómico medido por um goniómetro e por mais dois métodos radiográficos.

No estudo de Kraus et al (2005) foram avaliados 57 sujeitos com osteoartrite, 114 joelhos, e para participarem no estudo os sujeitos tinham de ter osteoartrite em pelo menos um joelho com um grau de Kellgren/Lawrence ≥ 1 , mas não podiam ter osteoartrite bilateral de grau de Kellgren/Lawrence igual a 4 nem feita nenhuma substituição do joelho.

O eixo mecânico foi definido como o ângulo formado pela interseção de duas linhas, uma linha vai do centro da cabeça do fémur ao centro da espinha tibial, e uma segunda linha vai do centro do tálus (tarso) até ao centro da espinha tibial (Sharma et al;

2001); e o eixo anatômico foi definido como o ângulo formado por duas linhas, cada uma originária de um ponto que divide o fêmur e a tíbia, a espinha tibial, e convergindo 10 cm a partir desse mesmo ponto, para ambos os lados (Peterfy et al; 2003).

O alinhamento do joelho, para fins descritivos, foi categorizado clinicamente como varo, valgo ou normal, com base no ângulo padrão do eixo mecânico a partir de uma radiografia a todo o membro inferior com referência aos valores normais fornecidos por Moreland et al (1987): varo $<178,5^\circ$, valgo $> 180^\circ$, e alinhamento normal $180^\circ - 178,5^\circ$ ($0 - 1,5^\circ$ varo).

O critério padrão chave, o ângulo do eixo mecânico (medido medialmente em relação ao joelho), foi usado como padrão de referência, em que um ângulo $<180^\circ$ foi definido como alinhamento do joelho em varo, e um ângulo $> 180^\circ$ foi definido como alinhamento do joelho em valgo (Kraus et al; 2005).

Os resultados do estudo de Kraus et al (2005), relativamente à radiografia feita a todo o membro inferior, mostram que o eixo mecânico é o método padrão utilizado para avaliar o alinhamento do joelho através de uma radiografia. Os ângulos do eixo mecânico em todos os 114 joelhos variaram de um mínimo de 164° a um máximo de 193° (alinhamento de 16° de varismo e 13° de valgismo) (Kraus et al; 2005). Nas análises bivariadas, o grau de desalinhamento não foi associado com a idade ou com o sexo, mas foi associado com o IMC e a gravidade da osteoartrite (Kraus et al; 2005). Num modelo multivariado ajustado para a idade e para o sexo, o grau de desalinhamento foi associado com a gravidade da osteoartrite, mas não com o IMC e à medida que a gravidade da osteoartrite aumentava, a variação (varo ou valgo) do alinhamento do joelho aumentava (Kraus et al; 2005).

Os ângulos de alinhamento do joelho, registados pelo goniómetro, variavam de 170° a 191° (alinhamento de 10° de varismo e 11° de valgismo) (Kraus et al; 2005). Embora os valores absolutos do alinhamento do joelho tenham diferido devido aos diferentes quadros de referência, foi encontrada uma correlação significativa entre o ângulo medido pelo goniómetro e o ângulo do eixo mecânico (Kraus et al; 2005).

O alinhamento do joelho também foi medido (o ângulo) a partir de uma radiografia ao joelho com ele fletido a 30° e fixo (eixo AP anatômico), utilizando – se o ponto de referência que dividem o fêmur e a tíbia (espinha tibial) e traçando – se uma linha de 10 cm ao longo de cada segmento (do fêmur e da tíbia) (Kraus et al; 2005). O ângulo do eixo anatômico AP (anterior – posterior) variou de $167,5^\circ$ a $195,5^\circ$ e foi fortemente associado ao ângulo do eixo mecânico (Kraus et al; 2005).

Há evidências de que o alinhamento do joelho está associado à progressão da osteoartrite e o declínio da função física (Kraus et al; 2005). Embora alguns estudos tenham contado com o eixo anatômico para determinar o ângulo de alinhamento do joelho (Takahashi et al; 2004), a quantificação do risco relativo da progressão da osteoartrite com base no alinhamento do joelho baseou – se principalmente no ângulo do eixo mecânico medido pela radiografia a todo o membro inferior (Cerejo et al; 2002). Este método é dispendioso, requer equipamento especializado e perícia, particularmente para grandes estudos clínicos (Kraus et al; 2005).

Kraus et al (2005) preocuparam – se em validar medidas clinicamente mais acessíveis para o alinhamento do joelho em relação ao eixo mecânico padrão, avaliado através de uma radiografia a todo o membro inferior.

A dor é a principal queixa dos sujeitos que têm doença degenerativa do joelho, mas os sujeitos também relatam limitações funcionais nas suas atividades diárias, desportivas e recreativas e são menos ativos fisicamente em relação à população em geral (Ageberg e Roos; 2015). Educar os pacientes para a prática de exercício físico e perda de peso (massa corporal) é recomendado para o tratamento da doença degenerativa do joelho, como por exemplo, a osteoartrite (Fernandes et al; 2013). Exercícios gerais, como o treino aeróbio, e exercícios locais, como o treino de força, mostraram efeitos positivos em termos do alívio da dor e nas funções físicas (Uthman et al; 2013). Para além da fraqueza muscular, pacientes com doença degenerativa do joelho têm complicações; como a redução proprioceptiva e deficiência na ativação muscular (Roos et al; 2011).

No entanto, foram desenvolvidos programas de treino neuromuscular para combater as deficiências sensoriomotoras e a instabilidade funcional associado á lesão do joelho, em jovens com lesões do joelho (lesão do LCA) e com alto risco de osteoartrite precoce do joelho (Ageberg; 2002). Porque as pessoas com doença degenerativa do joelho têm deficiências semelhantes, comparativamente com as pessoas que têm uma lesão do joelho (lesão do LCA), no que diz respeito à função sensoriomotora, e também percebem o grau de instabilidade funcional, logo, pode – se supor que os sujeitos iriam beneficiar com este tipo de exercícios (Ageberg; 2002).

Na opinião de Ageberg e Roos (2015), os exercícios neuromusculares são viáveis e tão eficazes em reduzir os sintomas (dor e instabilidade funcional), e melhorar as funções físicas, devido á doença degenerativa do joelho, como o tradicional treino de força ou o treino aeróbio, mas o treino neuromuscular foca especificamente a diminuição das deficiências sensoriomotoras e da instabilidade funcional associado à doença

degenerativa do joelho comparativamente com os métodos tradicionais de treino (força e aeróbio).

As pessoas jovens e de meia-idade, com deficiências sensoriomotoras, têm um alto risco de vir a desenvolver doença degenerativa do joelho (Ericsson et al; 2009) e aquelas pessoas com doença degenerativa do joelho pensa – se, que as deficiências estão presentes em diferentes níveis do sistema sensoriomotor, desde a receção da informação sensorial até à integração e processamento da informação no sistema nervoso central, e por fim a saída da informação no neurónio motor para realizar os movimentos voluntários e manter o controlo postural (Roos et al; 2011). Essa disfunção sensoriomotora também pode desempenhar um papel no desenvolvimento e progressão da doença degenerativa do joelho (Roos et al; 2011).

Por exemplo, uma musculatura fraca do quadríceps, dos isquiotibiais, dos músculos abdutores da anca e uma fraca propriocepção da articulação do joelho estão relacionados a um maior declínio no tratamento da osteoartrite (Bennell et al; 2013); além disso, não só a força muscular, mas também os padrões de ativação muscular e a coordenação dos músculos durante os movimentos influenciam a carga na articulação do joelho (Bennell et al; 2013).

Recentemente, Ageberg e Roos (2015) encontraram exercícios, que de acordo com os princípios do treino neuromuscular, podem ser viáveis e que podem aliviar os sintomas (dor e instabilidade funcional) em pessoas com doença degenerativa do joelho, embora ainda não exista conhecimento suficiente para indicar se o treino neuromuscular é suficientemente eficaz na prevenção e no tratamento da osteoartrite.

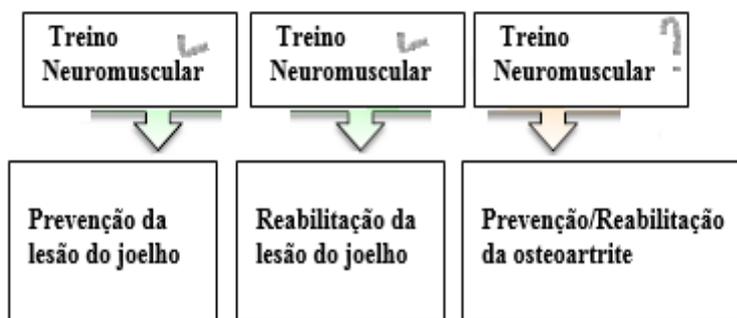


Figura 13 - Treino neuromuscular objetivando a prevenção e o tratamento das lesões do joelho (LCA, por exemplo) e da doença articular degenerativa do joelho (osteoartrite), em estágio terminal Adaptado (Ageberg e Ross; 2015)

De acordo com a Organização Mundial de Saúde, a atividade física é definida como “qualquer movimento corporal produzido pelos músculos esqueléticos que requer energia despendida”; a aptidão física é a característica que as pessoas têm ou podem alcançar através da atividade física ou do exercício (Caspersen et al; 1985); exercício é um termo da “Medical Subject Headings (MeSH)” definido como “atividade física que é geralmente feita com regularidade e feita com a intenção de melhorar ou manter a aptidão física ou a saúde” (Caspersen et al; 1985); e terapia do exercício é um termo “MeSH” definido como “um plano de atividades físicas projetado e prescrito para objetivos terapêuticos específicos (Caspersen et al; 1985).

Uma pessoa com uma lesão do joelho ou com osteoartrite do joelho, ou então, uma pessoa com alto risco de desenvolver uma lesão do joelho ou com alto risco de desenvolver osteoartrite do joelho, o treino aeróbio pode ser considerado uma forma de atividade física; o treino de força como uma forma de exercício; e o treino neuromuscular como uma forma de exercício terapêutico (Ageberg e Roos et al; 2015).

Mais especificamente, neste contexto, uma pessoa com osteoartrite pode fazer treino aeróbio num registo de atividade física, se caminhar de uma forma lenta, ou num registo de exercício, se a intensão for melhorar a aptidão física; realiza treino de força (exercício) ao fazer exercícios nas máquinas de musculação; e realiza treino neuromuscular (exercícios terapêuticos) quando o objetivo é reaprender a subir escadas com um bom controlo sensoriomotor e sem dor articular, por exemplo (Ageber e Roos; 2015).

Tabela 1 - Treino Neuromuscular comparado com o treino de força e o exercício aeróbio – em pessoas com lesão no joelho (LCA) e com doença degenerativa do joelho (osteoartrite e doença degenerativa do menisco) (Ageberg e Roos; 2015)

<i>Tipo de exercício</i>	<i>Objetivo</i>	<i>Explicação Fundamentada</i>	<i>Deficiência (s) sensoriomotora (s)</i>	<i>Princípios dos exercícios</i>	<i>Tipo de exercícios</i>	<i>Nível e progressões do treino</i>
<u>Exercício Neuromuscular</u>	Melhorar o controlo sensoriomotor e obter estabilização funcional da articulação.	Deficiências sensoriomotoras, Sintomas (dor, instabilidade funcional), e limitações funcionais.	Controlo postural (estabilidade postural e orientação); propriocepção; fraqueza muscular; padrões de ativação muscular;	Princípios biomecânicos e neuromusculares especificamente desenvolvidos para pessoas com lesão do joelho (LCA).	Exercícios funcionais que envolvam múltiplas articulações e grupos musculares,	Capacidade de análise do controlo do movimento e qualidade do movimento do paciente;

			coordenação; desempenho funcional.		principalmente realizados em cadeia cinética fechada e realizados em várias posições (deitado, sentado, em pé) para alcançar os padrões de movimento desejados.	Progressão nas variáveis: direção e velocidade do movimento, cargas crescentes, mudança na superfície de suporte e/ou movimentos de reação.
<u>Treino da Força</u>	Aumentar a força e a massa muscular.	Fraqueza muscular.	Fraqueza Muscular.	65% - 70% de 1RM, 2 a 3 vezes por semana, de acordo com as diretrizes para pessoas saudáveis.	Exercícios de fortalecimento muscular utilizando pesos livres e/ou máquinas, envolvendo um ou mais grupos musculares em cadeia cinética aberta e/ou fechada.	Se o paciente for capaz de aumentar duas repetições extras até a última série, então a carga é aumentada na sessão de treino seguinte.
<u>Exercício Aeróbio</u>	Melhorar a condição cardiovascular.	Baixa atividade física.	Não especificado.	20 - 30 min, 2 a 3 vezes por semana, de acordo com as diretrizes para pessoas idosas com ou sem doenças crônicas.	Caminhar, bicicleta estática e exercícios aquáticos (piscina).	Baixo a moderado (corresponde a 12 – 14 na escala de Borg's)

Uma lesão do joelho, podendo – se dever a deficiências sensoriomotoras, é o principal fator de risco para o início precoce da osteoartrite nos jovens e nas pessoas de meia-idade “pacientes jovens com joelhos velhos” (Lohmander et al; 2007).

O conhecimento sobre o papel/função sensorial dos ligamentos relatados na década de 1990 levou a uma mudança dos programas de treino, baseados em força, para programas de treino neuromuscular em pacientes com lesão do joelho (Ageberg e Roos; 2015). Foi relatado que os ligamentos não só são cruciais para a estabilização funcional passiva da articulação, mas também estão envolvidos na estabilização funcional da articulação; portanto, não são só importantes os aspetos mecânicos, mas também a integração neuromuscular (sensoriomotora), através da aprendizagem motora, que foi

pensada para ser um elemento importante no treino, para efetivamente usar a recepção do estímulo das fibras aferentes e melhorar a função sensoriomotora (Ageberg e Roos; 2015).

Foi relatado no estudo de Ageberg (2002) que a deficiência sensoriomotora pode reduzir a força muscular dos membros inferiores, a redução do desempenho funcional, os padrões de ativação muscular, prejudicar o controlo postural, bem como, a instabilidade funcional.

Deficiências sensoriomotoras foram encontradas no membro inferior não lesado; possivelmente por causa de fatores como a inatividade física após a lesão, deficiências nas funções e/ou feedback sensoriomotor perturbado da articulação lesada com efeito inibitório da ativação muscular também no lado não lesado (Ageberg e Roos; 2015).

Os exercícios neuromusculares para os membros inferiores envolvem normalmente múltiplas articulações e grupos musculares. O mais importante está na qualidade e na eficiência do movimento, bem como o alinhamento do tronco e articulações dos membros inferiores (Ageberg e Ross; 2015). O método de treino neuromuscular que Ageberg e Ross (2015) descreveram na sua revisão foi baseado em princípios biomecânicos e princípios neuromusculares e visa a melhorar o controlo sensoriomotor e alcançar estabilidade funcional (Tabela 1). Os exercícios aeróbios e os exercícios de força para pessoas com osteoartrite, seguem as diretrizes das pessoas saudáveis ou idosas (Tabela 1), enquanto o método de treino neuromuscular foi projetado especificamente para combater as deficiências sensoriomotoras e a instabilidade funcional associado a lesões do joelho (lesão do LCA) (Ageberg; 2002). Para aquelas pessoas que estão a recuperar de uma lesão do joelho, os movimentos (exercícios) começam com o membro não lesado, iniciando o movimento normal e aplicando medidas bilaterais com efeito transfere da aprendizagem motora para o membro lesado (Ageberg e Roos; 2015).

O controlo sensoriomotor (também designado controlo neuromuscular) é a capacidade de produzir movimentos controlados através de atividade muscular coordenada; e estabilidade funcional é a capacidade da articulação permanecer estável durante a atividade física (estabilidade dinâmica articular) (Ageberg e Roos; 2015).

Pacientes com doença degenerativa do joelho têm deficiências sensoriomotoras em termos da disfunção sensorial (Roos et al; 2011), fraqueza muscular do membro inferior (Bennell et al; 2013), padrões da ativação muscular alterados (Bennell et al; 2013) e o desempenho funcional reduzido (Ross et al; 2011).

Dado que estas deficiências sensoriomotoras são comparadas àquelas observadas nos jovens com lesões do joelho (lesão do ACL), Ageberg e Ross (2015) aplicaram os princípios de treino neuromuscular (Tabela 1) baseando – se nas referências de Ericsson et al (2009), Roos e Dahlberg (2005) e Stensrud et al (2014), para pessoas de meia-idade com doença degenerativa do joelho, e para idosos com osteoartrite estabelecida; basearam – se nas referências de Ageberg et al (2010), Ageberg et al (2013), Bennell et al (2014) e Villadsen et al (2014).

Da análise feita por Ageberg e Ross (2015), relativamente ao pré e aos pós exercícios terapêuticos, o treino neuromuscular pode levar a que o sujeito tenha uma maior confiança na estabilização do joelho.

Nos EUA, aproximadamente 90% dos sujeitos que contraíram uma lesão do LCA tiveram que proceder à sua reconstrução através de cirurgia (Linko et al; 2005).

Os principais objetivos de um programa de reabilitação antes da cirurgia ao LCA consistem: na amplitude total do movimento de flexão e extensão do joelho não lesado, menor inflamação das articulações, força adequada, controlo neuromuscular e manter o paciente com bons índices de confiança (Shelbourne e Patel; 1995). É importante manter os níveis de força elevados no membro não lesado, bem como, a sua funcionalidade, uma vez que o membro não lesado será usado para comparar a evolução do joelho reconstruído, nas fases posteriores à reabilitação (Hiemstra et al; 2000) e (Hiemstra et al; 2007).

Após a cirurgia, são realizados programas específicos de reabilitação para que, progressivamente, se vá restabelecendo o movimento no total da sua funcionalidade (movimento articular e força muscular), para um regresso seguro à prática desportiva (Linko et al; 2005). É preciso ter em conta que, após a reconstrução do ligamento cruzado anterior (RLCA) e a respetiva reabilitação, o regresso aos níveis anteriores de desempenho físico ou a continuidade da prática desportiva da modalidade desejada não são uma garantia para o individuo (Hewett et al; 2013).

Após uma lesão do LCA, os problemas observam – se nos níveis de força muscular, na propriocepção (controlo neuromuscular) e nos padrões da marcha (Ochi et al; 1999). Indivíduos com o joelho instável (o lesado), devido a uma rutura do LCA, dependem muito da função muscular em toda a articulação para manterem o equilíbrio dinâmico durante a atividade funcional (Gasibat e Jahan; 2016). É incerto quais os músculos que desempenham um papel decisivo na estabilidade funcional da articulação do joelho (Wojtys e Huston; 1994).

Alguns autores consideram que a atividade muscular dos isquiotibiais, em geral, tem um papel mais importante na funcionalidade do LCA, e que a força dos isquiotibiais, avaliada através do teste de força do dinamómetro isocínético, foi fortemente relacionada com os resultados de certas habilidades funcionais, como por exemplo, os saltos e a corrida (Li et al; 1996). Goldfuss et al (1973) afirmaram que o quadríceps está fortemente relacionado com a forte estabilidade do joelho, pois aumenta a rigidez interna do joelho em 48%. Para além disso, (Wilk et al; 1994) verificaram uma relação positiva entre a força do quadríceps e os testes funcionais, mas não na relação entre a força dos isquiotibiais e os testes funcionais.

Após uma lesão do LCA, a propriocepção e o controlo neuromuscular do indivíduo está comprometido e essa deficiência pode persistir após a reconstrução cirúrgica do LCA e respetiva reabilitação (Hewett et al; 2002). *O treino de controlo neuromuscular* (estabilidade postural), sendo utilizado de uma forma menos correta, pode ser um risco para uma primeira lesão do LCA (Hewett et al; 2005), bem como para uma segunda lesão do LCA (Paterno et al; 2010).

Foi sugerido, por Risberg et al (2007), que o treino neuromuscular deve integrar um programa de reabilitação após a reconstrução do LCA, e que o treino neuromuscular pode ajudar os atletas, com mais de 25 anos, a regressar com maior segurança à prática desportiva e reduzir o risco de uma segunda lesão do LCA (Wiggins et al; 2016).

Num estudo realizado por Gali et al (2017), todos os pacientes do estudo apresentavam uma lesão do joelho, pois, foram sujeitos a uma reconstrução do LCA usando o enxerto do tendão isquiotibial. Nenhum dos pacientes era atleta profissional, mas todos eles tinham no mínimo 50 horas de atividade física por ano (Gali et al; 2017).

O objetivo do estudo, realizado por Gali et al (2017), foi avaliar se o treino funcional pode diminuir o risco de uma nova lesão do LCA em pacientes que tiveram uma reconstrução do LCA. As muletas foram retiradas, após 10 dias da intervenção cirúrgica e de seguida foi desenvolvido um programa de reabilitação, durante um período de dois meses de fisioterapia (Gali et al; 2017).

O protocolo de treino funcional ocorreu durante um período de treino de 36 semanas, que começou logo após o período de reabilitação de dois meses de fisioterapia. Então, o treino foi dividido em seis fases, pois, cada fase apresentava seis semanas, e cada um dos exercícios foi realizado três vezes por semana (Gali et al; 2017).

O protocolo de treino desenvolvido baseou – se na estabilidade do core, em minimizar as assimetrias dos membros inferiores, minimizar os défices neuromusculares,

para com isto, melhorar o controlo muscular e minimizar o risco de uma segunda lesão do LCA (Gali et al; 2017).

Os participantes foram distribuídos; num grupo de estudo e num grupo de controlo (Gali et al; 2017). O grupo de estudo consistiu num grupo de dez pessoas (oito homens e duas mulheres) com idades compreendidas entre os 25 e os 53 anos, que completaram o protocolo de treino proposto (36 semanas de treino funcional), após os dois meses de reabilitação com fisioterapia (Gali et al; 2017). O grupo de controlo também consistiu num total de dez pessoas (nove homens e uma mulher), que realizaram um protocolo de reabilitação com fisioterapia, durante os dois meses, e posteriormente realizaram um protocolo padrão de reabilitação regular (treino funcional padrão) após a reconstrução do LCA, que consistiu no fortalecimento muscular, resistência muscular, treino neuromuscular e treino pliométrico, durante dezasseis semanas, então, foi dois meses (8 semanas) de reabilitação com fisioterapia e de seguida mais dezasseis semanas do protocolo padrão de reabilitação regular após a RLCA (Gali et al; 2017).

O “*Functional Movement Screen Scoring System*” (FMS) foi utilizado para comparar o desempenho dos dois grupos, após os respetivos protocolos de treino (Gali et al; 2017).

O teste FMS analisa o padrão de sete movimentos funcionais (“Deep Squat”, “Hurdle Step”, “In – line Lunge”, “Shoulder Mobility”, “Rotary Stability”, “Active Straight Leg Raise” e “Trunk Stability Push Up”), para com isto, avaliar a mobilidade, a estabilidade, o controlo neuromuscular e motor; a fim de diagnosticar possíveis limitações e assimetrias (Cook et al; 2014). Para que os sujeitos completem os sete movimentos fundamentais do FMS, obedecendo a determinados padrões; é necessária força muscular, mobilidade, amplitude do movimento, coordenação, equilíbrio e propriocepção (Kiesel et al; 2007). Pacientes com 14 de pontuação ou menos, nos testes FMS, são considerados como os que tem maior probabilidade de sofrerem uma lesão em relação aqueles que obtêm pontuações maiores (Cook et al; 2014).

Pois, com base no resultado de uma revisão sistemática e meta – análise, concluiu - se, que o FMS possui uma excelente confiabilidade (Bonazza et al; 2017). Com base nesta análise, concluiu - se ainda, que os sujeitos com pontuações ≤ 14 no teste FMS tem grandes possibilidades de contrair uma lesão musculoesquelética em relação aos sujeitos que apresentam uma pontuação ≥ 14 (Bonazza et al; 2017).

Detetou – se, que uma pontuação ≤ 14 , avaliado no teste FMS, foi considerado um fator de risco de lesão em jogadores profissionais de futebol (Kiesel et al; 2007).

O grupo de estudo obteve em média uma pontuação de 16,6 em comparação com o grupo de controlo, que obteve nos testes FMS uma pontuação de 12,3 (Gali et al; 2017).

De acordo com os resultados obtidos nos testes de FMS, o treino funcional tem benefícios, quando colocado num programa de reabilitação, após a reconstrução do ligamento cruzado anterior (RLCA), com o propósito de diminuir o risco de uma segunda lesão do LCA, em comparação com o protocolo padrão de reabilitação regular após a RLCA (Gali et al; 2017).

O objetivo do protocolo de treino funcional é a prevenção de certos mecanismos biomecânicos, que podem levar à lesão do LCA sem que haja necessariamente contacto, e realizados em cadeia fechada (adução da anca, rotação interna da anca, joelhos valgus, rotação interna ou externa da tibia, movimento anterior da tibia e supinação ou pronação do tornozelo) (Hewett et al; 2006).

No estudo, realizado por Gali et al (2017), foi demonstrado que o treino funcional, executado após a RLCA, diminui o risco de uma segunda lesão do LCA, quando comparado com o protocolo padrão de reabilitação regular após a RLCA, de acordo com as pontuações verificadas pelo teste FMS. O treino funcional pode ser então uma nova ferramenta para promover um regresso seguro às atividades desportivas após a RLCA, no entanto, não se pode garantir que o treino funcional resultará contra novas lesões após a RLCA, logo, para evitar o risco de uma segunda lesão do LCA, os pacientes devem continuar a treinar pelo menos duas vezes por semana, de forma continua e o acompanhamento deve ser obrigatório (Gali et al; 2017).

Com base nos resultados do estudo de Gali et al (2017), os autores recomendam que o treino funcional deve ser integrado num programa de reabilitação após a RLCA. O treino funcional, aplicado no estudo de Gali et al (2017), combina o controlo neuromuscular, a mobilidade e estabilidade articular, a estabilidade do core, a correção de padrões de movimentos e a correção de possíveis assimetrias dos membros inferiores.

A estabilidade do core promove o fortalecimento da zona abdominal, da zona lombar e dos glúteos, para conferir a máxima estabilidade na coluna vertebral, pois, vai evitar a flexão do tronco como uma postura padrão e por outro lado vai promover o equilíbrio (co – contração da zona abdominal com a zona lombar) (Pope e Panjabi; 1985).

Sendo assim, a estabilidade do core, promove uma base estável para a execução de movimentos dos membros inferiores (Willson et al; 2005). Além disso, o acumular da fadiga vai alterar o controlo neuromuscular, diminuindo a força do core e propriocepção, e com isto, pode aumentar o risco de uma lesão do LCA (Alentorn - Geli et al; 2009).

Diferente dos programas tradicionais de força muscular, durante o programa de treino funcional há um recrutamento de múltiplas articulações e cadeias musculares nos três planos de movimento (plano sagital, frontal e transverso), isoladamente (um plano) ou combinados (dois ou três planos), e com isto, vai levar a uma maior ativação da área cerebral e do corpo simultaneamente (Kiapour et al; 2016). De facto, os programas de treino que usam os três planos de movimento, isolados ou combinados, são necessários para reduzir o risco de lesão do LCA (Kiapour et al; 2016).

Na opinião de Gali et al (2017), os programas típicos de força muscular trabalham essencialmente no plano sagital ou no plano frontal, por outro lado, no treino funcional, para além de se trabalhar nestes dois planos (sagital e frontal), também se trabalha no plano transverso (rotações), plano esse, onde as lesões do LCA geralmente ocorrem (Gali et al; 2017). Portanto, o treino funcional deve ser incluído no programa de reabilitação após a RLCA, para melhorar o controlo neuromuscular, a estabilidade do core, para corrigir assimetrias dos membros inferiores e minimizar o risco de instabilidade recorrente antes do regresso ao desporto (Gali et al; 2017).

O restabelecimento do controlo neuromuscular do membro inferior, devido a uma lesão ligamentar do joelho, foi recentemente identificado como uma das chaves para restabelecer a estabilidade dinâmica articular e os padrões do movimento funcional do joelho (Chmielewski et al; 2002) e (Rudolph et al; 1998). A falta de controlo neuromuscular e de força muscular (capacidade de gerar força) são as duas principais deficiências após uma lesão do LCA (com reconstrução) e, portanto, são dois pontos a ter em conta para a reabilitação após lesão do LCA (com reconstrução) (Lewek et al; 2002).

As atividades diárias e desportivas requerem coordenação do controlo neuromuscular e capacidade de gerar força suficiente para a execução dos movimentos, assim sendo, o objetivo dos programas de reabilitação para as pessoas que sofreram uma lesão do LCA é normalizar a estabilidade dinâmica articular do joelho e a força muscular do membro inferior (membro lesado) (Risberg et al; 2007).

A recuperação da força muscular do quadríceps femoral após a RLCA é muito importante (Risberg et al; 1999). Portanto, tanto os programas de treino de força muscular como os programas de treino neuromuscular têm sido implementados para restaurar as funções da articulação do joelho, após a lesão e a reconstrução do LCA (Risberg et al; 2007).

Num estudo, realizado por Risberg et al (2007), o objetivo principal foi determinar o efeito, durante um período de seis meses, de um programa de treino neuromuscular em

relação a um programa de treino de força muscular na reabilitação do joelho, após reconstrução do LCA.

O objetivo secundário foi avaliar a força muscular (Dinamómetro Isocinético); “Visual analog Scale” (VAS); “Cincinnati Knee Score”; “KT – 1000” (mm diferença); testes de salto; propriocepção e equilíbrio (Risberg et al; 2007). Os testes de salto; teste de equilíbrio; teste de propriocepção e o teste de força no dinamómetro isocinético, para o quadríceps e para os isquiotibiais, na velocidade angular de 60°/s e 240°/s, foram avaliados unilateralmente (ao membro não lesado e ao membro lesado) (Risberg et al; 2007).

Para os três testes funcionais, determinou - se o índice de simetria dos membros inferiores (diferença do desempenho entre o membro lesado e o membro não lesado), pois, foi calculado dividindo o valor do membro lesado, pelo valor do membro não lesado e multiplicando o valor por cem (membro lesado/membro não lesado) \times 100).

Para o teste de força no dinamómetro isocinético, determinou - se o índice de simetria de força dos membros inferiores, pois, foi determinado dividindo o valor do trabalho total do membro lesado, pelo valor do trabalho total do membro não lesado e multiplicando o valor por cem (membro lesado/membro não lesado) \times 100) (Risberg et al; 2007).

Os testes de salto e o teste de força no dinamómetro isocinético, só foram avaliados na fase pré – operatória, e após seis meses de reabilitação (Risberg et al; 2007).

Os sujeitos foram hospitalizados durante 1 a 3 dias após a RACL (Risberg et al; 2007). Depois de saírem do Hospital (o grupo com o treino neuromuscular e o grupo com o treino de força muscular) e até ao início do respetivo programa de reabilitação, os sujeitos realizaram em casa um programa de reabilitação em que o foco principal foi o restabelecimento da amplitude total do movimento, da articulação do joelho, e a redução do inchaço (1º e 2º semana após a operação) (Risberg et al; 2007).

Para reduzir o inchaço, foi recomendado aos sujeitos, manterem o membro lesado elevado e executar a flexão plantar do tornozelo, a dorsiflexão do tornozelo e exercícios isométricos para o quadríceps femoral e os isquiotibiais (Risberg et al; 2007). As muletas também foram utilizadas para reduzir o inchaço e melhorar a marcha (Risberg et al; 2007).

A extensão total da articulação do joelho é o objetivo mais importante na primeira semana, após a cirurgia do ACL (Risberg et al; 2007). Ambos os programas de reabilitação, programa de treino neuromuscular e de força muscular, começaram na

segunda semana após a cirurgia, com sessões de tratamento de 2 a 3 vezes por semana, durante 6 meses (Risberg et al; 2007).

O programa de treino neuromuscular foi dividido em 6 fases de 3 a 5 semanas, variando de fase para fase, e consistiu em exercícios de equilíbrio, exercícios de estabilidade dinâmica articular, exercícios com saltos, exercícios pliométricos, exercícios de agilidade e exercícios específicos para o desporto em causa (Risberg et al; 2007).

Sujeitos que tiveram dor, inchaço e deficiência na amplitude do movimento (ADM), após as sessões da primeira fase de reabilitação, foram submetidos a intervenções como a crioterapia e exercícios de amplitude do movimento da articulação do joelho (Risberg et al; 2007).

Os critérios usados para determinar as progressões do programa de treino neuromuscular, foi a capacidade dos sujeitos realizarem exercícios de equilíbrio estático, pois, tinham de manter a posição num só membro (começar com o membro não lesado e depois com o lesado) sem ocorrer movimento do resto do corpo no espaço, antes de progredirem para os exercícios de equilíbrio dinâmico, pois, tinham de manter a posição do membro, mas já podia ocorrer movimento do resto do corpo no espaço, tendo consciência dessa mesma posição (primeiro ao membro não lesado e depois ao membro lesado). Por fim, progrediam para exercícios onde realizavam movimentos (estabilidade dinâmica articular) e suportavam perturbações na articulação do joelho (plataformas de instabilidade e cargas externas) (Risberg et al; 2007).

Para a realização de alguns exercícios de estabilidade dinâmica articular do joelho, foram desenhados no chão algumas marcas (desenhos) para referenciar a direção dos exercícios descritos (Risberg et al; 2007). Para os exercícios de pliometria, foram usadas técnicas para melhorar a técnica do salto e para melhorar a fase da receção ao solo (absorção das forças de impacto, a quando a receção ao solo) (Risberg et al; 2007). No treino de agilidade, foram incluídos exercícios de modo a que os sujeitos se adaptassem a mudanças rápidas de direção e a movimentos de aceleração e desaceleração (Risberg et al; 2007).

Então, a fase zero (pré – operatória) do programa de treino neuromuscular, aplicado no estudo de Risberg et al (2007), ocorreu da 1ª semana à 2ª semana, após a operação, e o objetivo foi: a extensão total passiva do joelho e redução do inchaço. Depois de saírem do hospital e até ao início do programa de reabilitação, os sujeitos realizaram em casa um programa de reabilitação em que o foco principal foi o restabelecimento da amplitude total do movimento, da articulação do joelho, e a redução do inchaço. Para

reduzir o inchaço, foi recomendado aos sujeitos manterem o membro lesado elevado e executar a flexão plantar do tornozelo, a dorsiflexão do tornozelo, e exercícios isométricos para o quadríceps femoral e os isquiotibiais. As muletas também foram utilizadas para reduzir o inchaço e melhorar a marcha. A extensão total da articulação do joelho é o objetivo mais importante na primeira semana, após a cirurgia do LCA (Risberg et al; 2007).

A 1º fase (Marcha) ocorreu da 2º semana à 4º semana, e os objetivos foram: a normalização do padrão da marcha (caminhada); manter o equilíbrio total com os dois membros no chão; controlar o equilíbrio mantendo só um membro no chão (começar com o membro não lesado e depois realizar ao membro lesado) e controlar a estabilidade dinâmica da articulação do joelho do membro não operado (exercício de “Lunge”, por exemplo). As muletas podem ser usadas até à 2º semana ou até à 4º semana, após a cirurgia, para ajudar a suportar o peso corporal. Os exercícios; como o agachamento, e o exercício de manter a posição num só membro, são iniciados o mais cedo possível, e se o individuo não conseguir realizar os agachamentos, os mesmos são realizados com técnicas de correção assistida para evitar dor ou inchaço. A terapia com frio é aplicada durante 15 minutos imediatamente após o treino, desde que o inchaço esteja presente (Risberg et al; 2007).

A 2º fase (equilíbrio e estabilidade dinâmica articular) ocorreu da 5º semana à 8º semana, e os objetivos foram: o controlo do equilíbrio com os dois membros em simultâneo, numa plataforma de instabilidade; controlar o equilíbrio num só membro (para o membro não lesado e lesado), no chão, numa superfície irregular e numa plataforma de instabilidade; estabilidade dinâmica articular controlada com o suporte dos dois membros (o “lunge” por exemplo), no chão; controlo da estabilidade dinâmica articular do membro lesado; andar para trás e para os lados; subir ao step com um só membro (ao membro não lesado e lesado); descida do step num só membro, em semanas diferentes, pois, na sexta semana após a operação descer com o membro não lesado e na sétima semana após a operação descer com o membro lesado; agachamentos com os dois membros em simultâneo (Risberg et al; 2007).

A 3º semana (força muscular) ocorreu da 9º semana à 12º semana, e os objetivos foram: o aumento da força muscular (progredindo nas cargas externas; em exercícios de estabilidade dinâmica articular em plataformas instáveis; no nível do step e no grau de flexão do joelho para os exercícios propostos, pois, verificava – se um aumento do grau

de estabilidade dinâmica articular); saltos no trampolim e começar a inserir técnicas de salto e de recepção ao solo (com progressões) (Risberg et al; 2007).

A 4ª fase (corrida) ocorreu da 13ª semana à 16ª semana, e os objetivos foram: o início da corrida no trampolim (Skipping's) e corrida na rua; saltos controlados no trampolim com os dois membros em simultâneo e com aumento da flexão dos joelhos; técnicas de salto e recepção ao solo (continuar com as progressões) (Risberg et al; 2007).

A 5ª fase (treino com saltos) ocorreu da 17ª semana à 19ª semana, e os objetivos foram: a aquisição da técnica do salto e de recepção ao solo (continuar com progressões); iniciar a corrida para trás e para os lados, saltos com os dois membros em simultâneo em superfícies regulares e com rotações de 180 graus; saltar para cima do step e do step para o chão com os dois membros em simultâneo; saltar para a frente alternando os membros na sua recepção ao solo; impor velocidades lentas; contornar a figura em oito; corrida com integração de exercícios de rotação; agilidade com exercícios de aceleração – desaceleração e mudanças rápidas de direção (Risberg et al; 2007).

A 6ª fase (treino pliometrico) ocorreu da 20ª semana à 24ª semana, e os objetivos foram: a continuação da técnica de salto e de recepção ao solo (com progressões); saltos horizontais e verticais num só membro (no não lesado e lesado), no trampolim, numa plataforma de instabilidade e no chão; saltos num só membro (no não lesado e lesado), para a frente, para trás e para o lado (figura em “L”), numa superfície regular; lunges pliometricos; saltos verticais com os dois membros em simultâneo; impor velocidades máximas; corrida com integração de exercícios de rotação; agilidade com exercícios de aceleração – desaceleração e mudanças rápidas de direção; e exercícios específicos para a atividade desportiva em causa, que foram colocados durante os exercícios de agilidade (Risberg et al; 2007).

Já, o programa de treino de força, no estudo de Risberg et al (2007), consistiu em exercícios com foco na musculatura dos membros inferiores; nos quadríceps femorais, nos isquiotibiais, no glúteo medio e nos gastrocnémios (Risberg et al; 2007).

Todos os exercícios aplicados no programa de treino de força foram baseados na “Americam College os Sports Medicine (ACSM)” e atual prática foi aplicada na clinica para as pessoas procederem á recuperação do ACL (Risberg et al; 2007). Sujeitos que desenvolveram sinais de dor, inchaço ou deficiência na amplitude do movimento articular do joelho foram submetidas a tratamentos até que essas deficiências fossem resolvidas (1ª e 2ª semana após a operação ou durante mais tempo caso necessário) e o programa de treino de força foi dividido em 4 fases (Risberg et al; 2007).

Então, a fase zero (pré – operatório) ocorreu da 1ª semana à 2ª semana, e teve como objetivo a extensão total passiva do joelho e a redução do inchaço. Depois de saírem do hospital e até ao início do programa de reabilitação, os sujeitos realizaram em casa um programa de reabilitação em que o foco principal foi o restabelecimento da amplitude total do movimento, da articulação do joelho, e a redução do inchaço. Para reduzir o inchaço, foi recomendado aos sujeitos, manterem o membro lesado elevado e executar a flexão plantar do tornozelo, a dorsiflexão do tornozelo, e exercícios isométricos para o quadríceps femoral e os isquiotibiais. As muletas também foram utilizadas para reduzir o inchaço e melhorar a marcha. A extensão total da articulação do joelho é o objetivo mais importante na primeira semana, após a cirurgia do LCA.

A 1ª fase ocorreu da 2ª semana à 4ª semana, e o objetivo foi a redução do inchaço e o aumento da amplitude do movimento articular do joelho, especialmente na extensão total do joelho. Os exercícios aplicados na posição pronada e supinada (no chão), e o uso de uma bicicleta estática, foi com o objetivo de promover a amplitude do movimento articular do joelho e promover um aumento gradual até ser atingida a extensão total do joelho. Para cada exercício foram realizadas 4 séries de 20 a 30 repetições. Após as sessões foi aplicado frio durante 20 minutos aproximadamente para reduzir o inchaço, caso o inchaço persistisse no final de cada sessão.

A 2ª fase ocorreu da 5ª semana à 8ª semana, e começou quando a dor e o inchaço reduziram, com o objetivo de normalizar o padrão da marcha (caminhada); suportar cargas externas (pesos) durante os exercícios de força; levar o joelho ao nível do dedo grande do pé (dorsiflexão do tornozelo) e de seguida fazer a extensão total do joelho (no exercício de agachamento ou na subida para o step, por exemplo) e ter o controlo sobre os movimentos. Se os sujeitos não conseguissem realizar os exercícios propostos e conforme pretendido, nesta fase, então eles voltavam a realizar os exercícios que já eram capazes de realizar de forma controlada.

A 3ª fase ocorreu da 9ª semana à 15ª semana, com o objetivo de introduzir exercícios de equilíbrio, e para os exercícios de força houve um aumento na estabilidade dinâmica articular e um aumento progressivo nas cargas (pesos). A frequência recomendada foi de 2 a 3 vezes por semana e o volume foi de 3 séries de 8 a 15 repetições (de 50% a 80% de 1 RM), começando por se realizar 3 séries de 12 a 15 repetições com progressão para 3 séries de 8 a 12 repetições e o respetivo aumento nas cargas; sendo que, as cargas só foram aumentadas depois dos indivíduos terem realizado os exercícios de uma forma controlada. Da 13ª semana até à 16ª semana, dependendo do estado do joelho,

os sujeitos começaram a correr numa passadeira com algum grau de inclinação para reduzir o stress sobre o ligamento patelar. O aumento da distância percorrida, velocidade e inclinação foram utilizados para a corrida, dependendo do estado do joelho.

A 4ª fase ocorreu da 16ª à 24ª semana, e teve como objetivo o aumento da velocidade da corrida; e o aumento das cargas (pesos) com 3 séries de 6 a 8 repetições nos exercícios de força. Para os indivíduos que desejavam voltar ao desporto, foram introduzidos exercícios específicos do desporto em causa durante os exercícios de força.

Os resultados do estudo desenvolvido por Risberg et al (2007) indicaram que, embora houvesse pequenas diferenças entre o programa de treino neuromuscular e o programa de treino de força; o programa de treino neuromuscular foi superior ao programa de treino de força na melhoria da função do joelho após a RLCA.

O treino neuromuscular induziu, como se pôde observar pela avaliação da força no dinamómetro isocinético, aumento nos ganhos de força do quadríceps femoral, pelo que se pode observar pelo índice de força, e esse aumento é essencial para maximizar a capacidade funcional da articulação do joelho reconstruído (Risberg et al; 2007).

No estudo de Risberg et al (2007), não foram encontradas diferenças entre os dois grupos de reabilitação, após 3 meses da cirurgia, mas uma reabilitação prolongada (6 meses) pareceu acrescentar algum benefício para o grupo do programa de treino neuromuscular. A prática clínica de hoje geralmente inclui exercícios de força e exercícios neuromusculares, portanto, o objetivo deste estudo foi examinar as potenciais diferenças entre estes dois programas de treino (força e neuromuscular), incluídos em programas de reabilitação após a reconstrução do LCA (Risberg et al; 2007).

Todos os exercícios do programa de treino neuromuscular destinavam – se a aumentar a capacidade de o indivíduo dinamicamente estabilizar o joelho durante os exercícios (Risberg et al; 2007). Os exercícios iniciaram com equilíbrio estático progredindo para exercícios de equilíbrio dinâmico (Risberg et al; 2007). Os exercícios progrediram ainda, de exercícios realizados em plataformas mais estáveis para plataformas mais instáveis e os exercícios de salto começaram a ser executados com os dois membros em simultâneo para passar a saltos com um só membro (para o não lesado e para o lesado), aumentando a distância para os saltos horizontais e a altura para os saltos verticais, bem como, saltos com mudanças de direção (Risberg et al; 2007).

Os exercícios de força basearam – se nas recomendações do “ACSM’s”, definindo a percentagem das cargas de trabalho, as séries e as repetições ao longo das fases de trabalho (Risberg et al; 2007).

Especialistas em medicina desportiva não utilizam testes funcionais para receberem feedback de retorno, que lhes permita prever um tempo seguro para o atleta voltar á prática desportiva, após a reconstrução do ligamento cruzado anterior, pois, uma das razões para isso acontecer é a pressão imposta para que o atleta volte o mais rápido possível á competição (Herbst et al; 2017).

Antes de se iniciar qualquer avaliação funcional, tem de haver um exame físico padrão para avaliar a mobilidade dos ligamentos e a amplitude do movimento. Uma mobilidade normal do joelho lesado e sem inflamação são os pré – requisitos necessários para voltar á competição (Arilla et al; 2016). Os testes de salto são os testes mais utilizados para avaliação funcional, no entanto, esses testes foram criticados, por não serem suficientes para avaliar adequadamente a funcionalidade dos pacientes que sofreram de uma reconstrução do LCA (Narducci et al; 2011). A importância do uso de medidas de resultado padronizadas em pesquisa e prática clinica tem sido descrita na literatura ortopédica e de fisioterapia (Bellamy et al; 1997). Os testes de salto foram frequentemente propostos como uma medida de resultado prático e baseado em desempenho, que reflete o efeito integrado do controlo neuromuscular, força (capacidade de produzir força) e transmissão de confiança do membro que executa o movimento (Petschnig et al; 1998).

Os testes de desempenho físico são implementados a vários níveis e em todos os desportos do mundo, e são eles oito, descritos, no estudo de revisão de Hegedus et al (2014): um salto horizontal para distância, a um membro (para o dominante/não lesado e não dominante/lesado); saltos horizontais para uma distância de seis metros com tempo de execução cronometrado, a um membro (para o dominante/não lesado e não dominante/lesado); três saltos horizontais cruzados para distância, a um membro (para o dominante/não lesado e não dominante/lesado); três saltos horizontais para distância, a um membro (para o dominante/não lesado e não dominante/lesado); um salto vertical, a um membro (para o dominante/não lesado e não dominante/lesado); triplo salto (alternância de pernas) para distância; agachamento a um membro (para o dominante/não lesado e não dominante/lesado), e por fim, percorrer uma figura em oito, a correr, para tempo (Hegedus et al; 2014). A “pontuação final” pode ser baseada na média de duas tentativas, na média de três tentativas, o maior salto de duas tentativas ou o maior salto de três tentativas (Hegedus et al; 2014).

Noyes et al (1991) descreveram, originalmente, uma combinação de quatro testes de salto, diferentes, e podem ser integrados como medidas de resultados baseado no

desempenho dos pacientes que são submetidos à reabilitação, após a reconstrução do LCA. Os testes incorporam uma variedade de movimentos (mudanças de direção, velocidade, aceleração – desaceleração e força), que simulam diferentes situações para a estabilidade dinâmica do joelho durante a atividade desportiva e são validos para a preparação e regresso do paciente à atividade diária (Williams et al; 2001).

Os testes descritos por Noyes et al (1991) são: um salto horizontal para distância, a um membro (para o membro não lesado e para o lesado); saltos horizontais, a um membro (para o não lesado e para o lesado), cronometrado para uma distância de 6 metros; três saltos horizontais para distância, a um membro (para o membro não lesado e lesado) e três saltos horizontais cruzados para distância, a um membro (para o membro não lesado e lesado) (Noyes et al; 1991). As medidas de resultado são obtidas em ambos os membros inferiores (para o membro não lesado e para o membro lesado), para que o desempenho do teste do membro operado (lesado) possa ser expresso em percentagem de desempenho em relação ao membro oposto (não lesado), denominando – se de índice de simetria dos membros inferiores (Noyes et al; 1991).

Os quatro testes de salto seguem os protocolos delineados por Noyes et al (1991); então os testes de salto seguem uma determinada ordem: um salto horizontal para distância; saltos horizontais cronometrados para uma distância de 6 metros; três saltos horizontais para distância e três saltos horizontais cruzados para distância, a um membro (para o membro não lesado e para o membro lesado).

Deste modo, para a realização dos testes de salto, procede – se à construção de um tapete fino, colocado no chão, com 6 metros de comprimento e 15 centímetros de largura; para cada teste de salto os sujeitos realizam um salto para praticar o movimento, seguindo – se a realização de mais dois saltos medidos e registados e não é feito aquecimento para os membros inferiores antes da realização dos saltos; para cada teste os sujeitos são instruídos para começar os saltos com o membro não lesado; para minimizar a fadiga, os indivíduos têm 30 segundos de descanso entre saltos e 2 minutos de descanso entre testes de salto e não há restrição quanto ao posicionamento dos braços; o contacto com o solo deve ser mantido durante 2 segundos para os testes de salto (um salto para distância, três saltos para distância e três saltos cruzados para distância); o salto é nulo, quando o sujeito toca com o membro contra lateral no chão, toca com alguma parte do membro superior no chão, perde o equilíbrio e utiliza um salto adicional na receção ao solo; o salto deve ser medido ao nível do dedo grande do pé; para o teste de salto, para uma distância de 6 metros cronometrados, o cronometro só é iniciado, quando o calcanhar do sujeito sai do

chão e para – se o cronometro, quando o pé do sujeito passa a linha de chegada; para o teste de salto cruzado o ideal é gravar (Noyes et al; 1991).

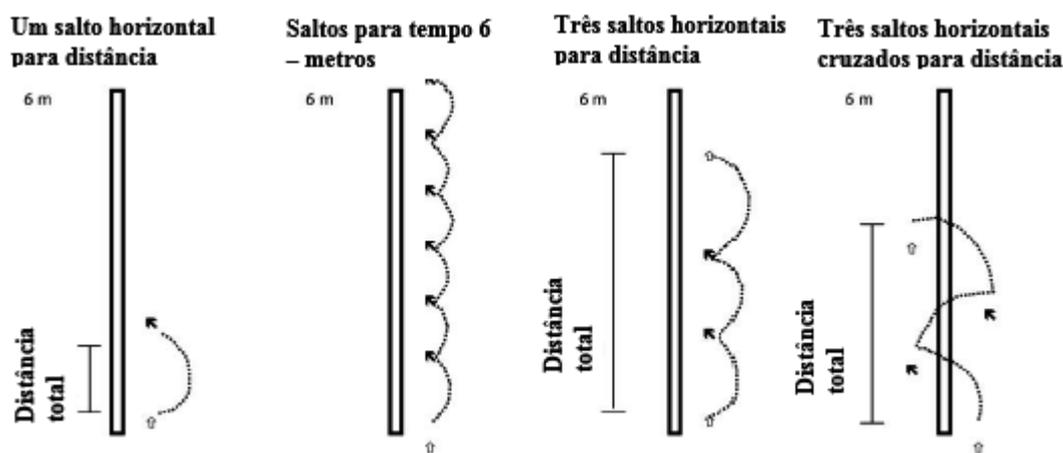


Figura 14 - Combinação dos quatro testes de salto (Noyes et al; 1991)

Os testes de desempenho físico são importantes para avaliar componentes da função desportiva (força, potência e agilidade), determinar o reinício à modalidade desportiva, consequência de uma lesão, ou prever lesões dos joelhos (Hegedus et al; 2014). Assim sendo, os testes de salto exibem capacidade de resposta interna e podem ser usados para rastrear o progresso da reabilitação (Hegedus et al; 2014). Nestes casos a força produzida pelo extensor e o flexor do joelho deve ser medida (Hegedus et al; 2014).

O estudo de Bjorklund et al (2006), relativamente aos testes de desempenho físico (PPT's), apresentou boa qualidade metodológica para o salto vertical, a um membro, e para os três saltos horizontais cruzados para distância, a um membro.

Os testes de desempenho físico exibem capacidade de resposta interna e podem ser utilizados para avaliar o progresso da reabilitação do joelho lesado; pois são utilizados por profissionais que procuram reunir informação sobre essa mesma reabilitação progressiva, através da simetria dos membros (Hegedus et al; 2014), do membro envolvido (lesado) em relação ao membro não envolvido (não lesado) (membro lesado/membro não lesado), para medidas de força e saltos (Kuenze et al; 2015). Logo, se o objetivo clínico é detetar diferenças do joelho lesado (cirurgia ou LCA deficiente) em relação ao joelho não lesado (saudável), muitos destes testes são úteis (Hegedus et al; 2014). Por outro lado, se o objetivo é correlacionar estes testes com a força ou o

desenvolvimento da força (torque dos isquiotibiais e do quadríceps no dinamómetro isocinético), então estes testes não são uteis (Hegedus et al; 2014).

O objetivo do estudo de Augustsson et al (2004) foi investigar a capacidade de resposta e a realização de um novo teste de salto, para determinar os défices funcionais, onze meses após a reconstrução do ligamento cruzado anterior em dezanove pacientes do sexo masculino.

Numa primeira fase, o teste consistiu na realização de um salto horizontal para distância, a um membro (para o membro não lesado e lesado), sem os pacientes apresentarem fadiga e verificou – se, que todos os pacientes apresentaram valores de simetria normal ($\geq 90\%$ do membro envolvido (lesado) em relação ao membro não envolvido (não lesado)), logo, aptos funcionais (Augustsson et al; 2004). Posteriormente, determinou – se numa máquina de musculação a força para uma repetição máxima (1 RM) da extensão do joelho do membro não lesado e do membro lesado, separadamente, e verificou – se, que 63% dos pacientes apresentaram simetria anormal (menos de 90% do membro lesado em relação ao membro não lesado) (Augustsson et al; 2004).

Para a realização de um salto horizontal para distância, a um membro (para o membro não lesado e lesado), em exaustão; os pacientes realizaram um protocolo padronizado com um exercício de pré – exaustão, que consistiu na extensão do joelho do membro não lesado e do membro lesado, separadamente, na máquina de musculação, a 50% de 1 RM até à falha, então, os pacientes realizavam o exercício de extensão do joelho na máquina de musculação, até à falha, seguido do salto horizontal para distância, a um membro (para o membro não lesado e depois para o membro lesado), e verificou – se, que 68% dos pacientes mostraram anomalia na simetria do membro lesado em relação ao membro não lesado (Augustsson et al; 2004). Verificou – se ainda que, 84% dos pacientes mostraram uma simetria anormal em pelo menos um dos três testes (Augustsson et al; 2004).

Para uma avaliação mais abrangente e que determine a funcionalidade dos membros inferiores após uma reconstrução do ligamento cruzado anterior, deve – se proceder à realização dos testes sem fadiga e com fadiga (Augustsson et al; 2004).

Utilizando os testes de salto (um salto horizontal para distância, a um membro (para o não lesado e lesado)); três saltos horizontais para distância, a um membro (para o não lesado e lesado); três saltos horizontais cruzados para distância, a um membro (para o não lesado e lesado)) e o teste de força isométrica para o quadríceps, a um membro (para o não lesado e lesado), no estudo realizado por Zwolski et al (2016), foi

demonstrado que o que é aceitável clinicamente é o índice de simetria dos membros inferiores (membro lesado/membro não lesado) \times 100) ser \geq 90%, logo, não há défices funcionais, uma vez, que ambos os membros são afetados negativamente após uma reconstrução do ligamento cruzado anterior.

Os testes de salto são fortemente utilizados como medidas avaliativas para a funcionalidade dos indivíduos após a reconstrução do LCA, pois, são bons indicadores de força muscular e co – ativação muscular dinâmica (Logerstedt et al; 2012). Para os testes de salto; o salto vertical, o salto horizontal para distância e o salto lateral para distância, realizados a um membro (para o não lesado e para o lesado), são os que mais sensibilidade tem para detetar défices funcionais pós – reconstrução do LCA (Gustavsson et al; 2006).

Após uma reconstrução do ligamento cruzado anterior, a reintegração dos atletas na prática desportiva é frequentemente caracterizada pela participação em exercícios desafiadores, mas ao mesmo tempo progressivos, realizados em campo (nos treinos) juntamente com a restante equipa (por exemplo, dribles e treino técnico/tático) sob a orientação do clinico de campo (Myer et al; 2011). Esses exercícios de reintegração desportiva realçam a técnica adequada utilizada pelo atleta, bem como, o seu desempenho (performance) durante o treino, preparando o atleta para a participação desportiva (Myer et al; 2011).

No entanto, os treinos geralmente prescritos (dribles e a componente técnico/tática) e os exercícios de treino baseados no desempenho, como os que são utilizados na “NFL Combine” (testes de desempenho bilateral), utilizam exercícios bilaterais, mas o desempenho de exercícios e atividades realizadas bilateralmente podem mascarar alguns défices funcionais existentes, do membro inferior lesado, que persistem nessa fase de reabilitação (reintegração dos atletas na prática desportiva após uma reconstrução do LCA) (Myer et al; 2011).

Alguns estudos documentam valores funcionais reduzidos, assimetrias em testes de desempenho físico (testes de salto) e défices na força muscular do quadríceps femoral após o regresso à atividade e até 18 a 24 meses após a reconstrução do ligamento cruzado anterior (Bush – Joseph et al; 2001) e (Mattacola et al; 2002). Os testes de salto a um membro (para o membro não lesado e lesado) são frequentemente usados para identificar assimetrias dos membros inferiores, no desempenho de tarefas de alto nível, e esses défices são quantificados com o índice de simetria dos membros inferiores (desempenho do lado lesado/desempenho do lado não lesado) \times 100) (Eitzen et al; 2010). Défices no

desempenho dos testes de salto a um membro (para o lesado e não lesado) e na força muscular do quadríceps femoral, estão frequentemente presentes em atletas que sofreram uma reconstrução do LCA (Schmitt et al; 2009).

Existe a necessidade de desenvolver avaliações objetivas, baseadas no desempenho que os atletas tem de ter em campo, projetadas para identificar possíveis défices dos membros inferiores numa fase mais avançada da reabilitação, após a reconstrução do ACL (Myer et al; 2011). Na tentativa de preencher essa necessidade, Myer et al (2011), desenvolveram uma série de testes baseados nos exercícios realizados durante a “NFL Combine” (testes de desempenho bilateral), e que foram modificadas para realizar movimentos de mudanças de direção e de deslocações laterais de maneira a notarem – se diferenças unilaterais (do membro lesado e não lesado). Sendo assim, os testes de desempenho da “NFL Combine” foram realizados e modificados, pois, as atividades da “NFL Combine”, são usadas frequentemente para avaliar e treinar o desempenho dos atletas em vários desportos e níveis atléticos (Myer et al; 2011).

O objetivo do estudo realizado por Myer et al (2011) foi determinar se os testes bilaterais existentes podem ser modificados para expor os défices dos membros inferiores unilateralmente, e compara – los aos testes de salto realizados a um membro (para o não lesado e lesado), usados atualmente para essa finalidade. Myer et al (2011) acharam que os testes de “NFL Combine” modificados (testes de desempenho modificados e executados com os dois membros, de forma a detetar os défices dos membros inferiores unilateralmente, através de mudanças de direção e de deslocações laterais para uma determinada direção e depois para a direção contra lateral), e os testes de salto realizados a um membro (para o membro não lesado e para o lesado) identificariam défices do membro lesado em atletas, após a reconstrução do LCA.

O “T-Test”, o “Pro Shuttle” e o “Long Shuttle” são usados para treinos de campo e nas avaliações da “NFL Combine” para determinar o desempenho, cronometrado, em exercícios relacionados com desportos que exigem saídas rápidas, mudanças de direção e movimentos eficientes (Myer et al; 2011). No entanto, o desempenho padrão de cada um destes testes combina alterações direcionais à esquerda e à direita (Myer et al; 2011), e embora isso seja funcionalmente o ideal para indivíduos que necessitem de realizar mudanças de direção para ambos os lados, não é tão útil para avaliar e comparar défices unilaterais (do membro lesado e não lesado). Logo, no estudo de Myer et al (2011), os testes foram modificados para que as mudanças de direção e as deslocações laterais fossem avaliadas unilateralmente, ou seja, retirar os valores dos testes numa determinada

direção apenas e depois retirar os valores dos testes na direção contra lateral, a fim de encontrar défices do membro lesado em relação ao membro não lesado.

Os testes usados para a realização do estudo de Myer et al (2011) foram: “Broad Jump”, “Countermovement Vertical Jump” (testes de desempenho executados com os dois membros em simultâneo); “Modified Agility T-Test”, “Modified Pro Shuttle”, “Modified Long Shuttle” (testes de desempenho modificados e executados com os dois membros, de forma a detetar os défices dos membros inferiores unilateralmente, através de mudanças de direção e de deslocações laterais para uma determinada direção e depois para a direção contra lateral), e por fim, os quatro testes de salto (testes de desempenho realizados a um membro (para o não lesado e para o lesado)) (Myer et al; 2011).

No estudo de Myer et al (2011), o índice de simetria dos membros inferiores para os testes de salto, avaliados pela distância dos saltos, foi calculado através do valor do membro lesado dividido pelo valor do membro não lesado e multiplicado por cem; já o índice de simetria para os testes de desempenho modificados (“modified NFL Combine”), avaliados pelo tempo de execução, foi calculado através do valor do membro não lesado dividido pelo valor do membro lesado e multiplicado por cem. Os valores dos índices de simetria dos membros são, portanto, expressos em percentagem, e com uma pontuação inferior a 100% indica um défice (menor distância de salto ou maior tempo utilizado para a execução dos testes) do membro lesado (Myer et al; 2011). O membro dominante, dos indivíduos do grupo de controlo (grupo sem qualquer lesão), foi determinado perguntando aos sujeitos qual o membro que eles utilizavam para rematar uma bola o mais longe possível (Myer et al; 2011). Deste modo, no estudo de Myer et al (2011), o membro lesado dos indivíduos do grupo com uma reconstrução do LCA foi comparado ao membro não dominante dos indivíduos do grupo de controlo.

Os resultados do estudo de Myer et al (2011) mostraram que os “modified NFL Combine” não mostraram diferenças entre os dois grupos. Na avaliação dos resultados para cada índice de simetria dos membros, foi notado uma diferença distinta entre os dois grupos para os testes de salto, pois, os testes de salto indicaram défices significativos no grupo com reconstrução do LCA (a média do índice de simetria foi de 92%), enquanto, os “modified NFL Combine” não foram suficientemente sensíveis para detetar défices dos membros unilateralmente, após a reconstrução do LCA (a média do índice de simetria foi de 100%).

As assimetrias dos membros inferiores, observadas durante o desempenho dos testes, podem ser potenciais fatores de risco para desenvolver uma lesão dos membros

inferiores, particularmente a segunda lesão do ligamento cruzado anterior, e devem ser minimizadas antes de voltar à prática desportiva, após a reconstrução do ligamento cruzado anterior (Pauole; 1996). Todas as etapas da reabilitação, após uma reconstrução do ligamento cruzado anterior, devem ser capazes de identificar e minimizar as assimetrias dos membros inferiores, não apenas com os testes de força, mas também com o desempenho de vários testes funcionais (Myer et al; 2011).

As assimetrias observadas durante os testes funcionais podem aumentar o risco de lesão para ambos os membros; pois, o excesso de confiança aplicada ao membro não lesado pode causar maior stress e força no joelho (torque) desse mesmo membro, enquanto, o membro lesado pode estar em risco devido a uma incapacidade de a musculatura absorver altos níveis de força, associados às atividades desportivas (Myer et al; 2011). Myer et al (2011) acharam que as modificações usadas na “NFL Combine” identificariam melhor as diferenças do membro lesado em relação ao membro não lesado em comparação com os testes padrão usados para avaliar o desempenho desportivo. Apesar dessa modificação, não foram encontradas assimetrias durante esses testes (“modified NFL Combine”) (Myer et al; 2011). Pode ser que, apesar das modificações, a natureza bilateral repetitiva das tarefas pode permitir que o membro não lesado mascare os défices do membro lesado, que foram evidentes a partir dos testes de salto a um membro (para o não lesado e lesado) (Myer et al; 2011).

Testes de desempenho físico realizados a um único membro (para o não lesado e para o lesado), como os testes de salto utilizados no estudo de Myer et al (2011), podem fornecer uma componente crítica para os testes de desempenho funcional realizados em campo, para identificar défices persistentes no desempenho dos membros inferiores, incluindo os défices na potência, na atenuação da força e na estabilidade postural. Especialmente, os testes de salto, como o salto horizontal para distância, três saltos horizontais para distância, três saltos horizontais cruzados para distância, realizados a um membro (para o não lesado e lesado), mostraram défices funcionais significativos em atletas que estavam prontos para a reintegração desportiva, onze meses e nove dias após a reconstrução do ligamento cruzado anterior (Myer et al; 2011).

A habilidade de gerar e manter a potência/energia isolada (transferência de carga) num único membro é importante durante as tarefas/ações de *mudanças de direção de um único membro em tarefas desportivas* (Myer et al; 2011). Atletas que usam uma estratégia de receção ao solo caracterizada por uma diminuição da flexão do joelho, pode aumentar

as cargas fora do plano de movimento, aumentar as forças de recepção ao solo e sujeitar os membros a um stress abrupto osso com osso na zona dos joelhos (Myer et al; 2009).

Se os testes que isolam o desempenho a um membro são sensíveis a detetar défices do membro lesado, então esses atletas podem ser alvo de treino neuromuscular que aumenta a força da musculatura da anca e da coxa (Myer et al; 2009), melhora a estabilidade postural (Paterno et al; 2007) e aumenta a produção/geração de força e atenuação de cada um dos membros individualmente (Myer et al; 2009). Défices Biomecânicos e Neuromusculares podem aumentar o risco de uma nova lesão durante a reintegração precoce de um atleta na atividade desportiva (Myer et al; 2011).

Os testes devem ser realizados a um membro (com o membro não lesado e com o membro lesado, no caso de haver lesão/reconstrução do LCA, ou com o membro dominante e o membro não dominante no caso de não haver relato de nenhuma lesão/reconstrução do LCA) e com os dois membros em simultâneo; pois os défices podem não ser visíveis a quando a realização de tarefas bípedes, ou seja, os dois membros em simultâneo ou com alternância de membros (o caso da corrida) (Myer et al; 2011).

No estudo de Fitzgerald et al (2001), foi sugerido que os testes de salto podem ser usados como uma ferramenta preditiva, para identificar pacientes que possam ter problemas futuros como resultado da lesão do joelho e ainda como ferramenta de avaliação para verificar mudanças no estado do paciente em resposta ao tratamento. Deste modo, os testes de salto são usados fortemente, como medidas de desempenho físico, particularmente em indivíduos que estão a recuperar de uma reconstrução do LCA (Fitzgerald et al; 2001).

As clínicas têm usado o teste de salto horizontal para distância, a um membro (um salto com o membro não lesado e com o membro lesado), para avaliar a força muscular, a estabilidade do joelho, bem como, avaliar o progresso dos programas de reabilitação do joelho lesado (Fitzgerald et al; 2001).

Vários autores chegaram à conclusão, que o uso combinado dos testes de salto a um membro são mais eficazes para detetar anomalias do membro lesado em relação ao membro não lesado no lugar de usar os testes de salto isoladamente (Fitzgerald et al; 2001). Estes testes de salto foram utilizados em vários estudos para avaliar mudanças do estado funcional em resposta aos programas de reabilitação do joelho lesado (Fitzgerald et al; 2001).

Vários estudos metodológicos, em que se realizou o teste de força muscular (dinamómetro isocínético) e posteriormente os testes de salto, apontam para uma baixa

correlação na comparação dos resultados dos testes de salto com os testes de força muscular no dinamômetro isocinético (Fitzgerald et al; 2001).

Após algumas pesquisas, Fitzgerald et al (2001) observaram que os testes de salto podem ser úteis para avaliar a função biomecânica e neuromuscular em indivíduos com lesão do joelho, uma vez que, na realização dos testes de salto a estabilidade do membro lesado e do membro não lesado é desafiada e posteriormente, pode ser planejada uma estratégia de reabilitação. Testes de salto foram usados para comparar a biomecânica e perfis neuromusculares entre indivíduos sem lesão aparente do LCA e indivíduos que apresentavam uma reconstrução do LCA e chegaram à conclusão, após várias pesquisas, que há algumas diferenças (Fitzgerald et al; 2001).

Para que um teste tenha validade preditiva, as medidas obtidas, a partir desse mesmo teste, devem permitir, que o examinador preveja condições ou eventos que possivelmente possam ocorrer no futuro, com um grau razoável de precisão (Fitzgerald et al; 2001). Se quisermos aceitar os testes de salto como medidas válidas para prever a estabilidade dinâmica do joelho, então, devemos ter conhecimento de que o desempenho nos testes de salto, num determinado momento, permitirá determinar quem demonstrará uma adequada estabilidade dinâmica do joelho e quem correrá o risco de vir a experimentar episódios de instabilidade do joelho no futuro (Fitzgerald et al; 2001).

Então, a capacidade preditiva de um teste de salto, não deve ser confundida com a capacidade discriminativa, pois, enquanto a capacidade preditiva de um teste de salto implica a previsão de condições futuras, com base nas medidas tiradas previamente; a capacidade discriminativa implica a capacidade de verificar, no momento, quem apresenta ou não, alguma condição específica, como por exemplo, instabilidade dinâmica do joelho (Fitzgerald et al; 2001).

No estudo de Fitzgerald et al (2001) verificou – se, que há estudos que apontam os testes de salto como uma ferramenta útil para prever o retorno à atividade física ao mais alto nível, sem que os sujeitos apresentem episódios de instabilidade do joelho, após a reabilitação do LCA (do membro lesado).

O objetivo do estudo realizado por Reid et al (2007) foi investigar a confiabilidade e a validade longitudinal dos resultados dos testes de salto durante o processo de reabilitação de 22 semanas, após a reconstrução do LCA, onde os sujeitos em estudo, para realizarem os testes de salto, tiveram de esperar durante 16 semanas. Os sujeitos na décima sexta semana, após a reconstrução do LCA, realizaram os quatro testes de salto em 3 ocasiões diferentes, ou seja, na primeira ocasião os testes de salto serviram para a

aprendizagem motora dos mesmos; passado no mínimo 24 horas realizaram a segunda ocasião; e passadas no mínimo mais 24 horas realizaram a terceira ocasião, que permitiu avaliar a confiabilidade do teste - ré - teste; a quarta e última ocasião de testes ocorreu passadas vinte e duas semanas, após a reconstrução do LCA, e foi usada para avaliar a validade longitudinal dos testes (Reid et al; 2007). Os sujeitos foram para os testes (na primeira ocasião) sem saberem ao certo o que iriam fazer, bem como, a medição dos testes foi retirada pelo mesmo avaliador (Reid et al; 2007).

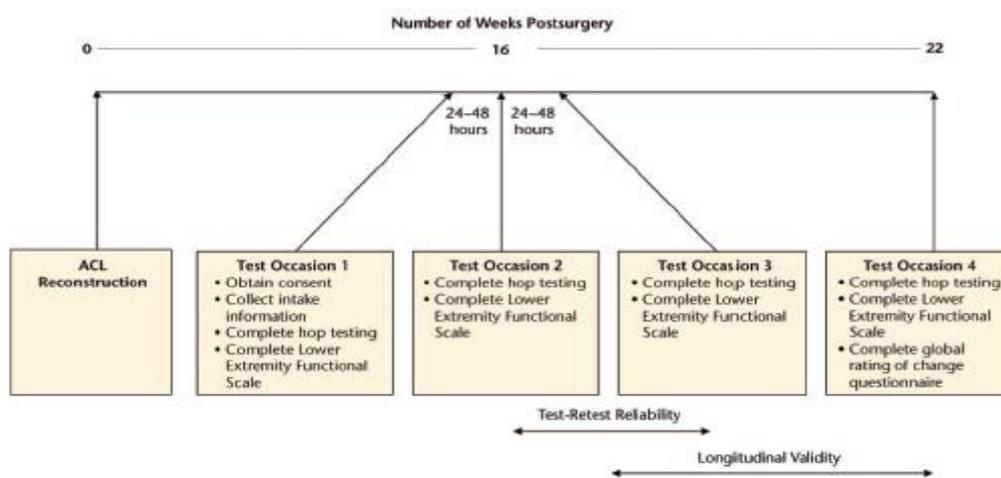


Figura 15 - Diagrama de estudo para os sujeitos que foram sujeitos à RLCA, e posteriormente à sua reabilitação (Reid et al; 2007)

Os quatro testes de salto, usados no estudo de Reid et al (2007), seguiram os protocolos delineados por Noyes et al (1991), já descritos.

O treino é importante para promover o fortalecimento e estabilização do joelho (Reid A, et al). A aprendizagem motora dos quatro testes de salto ocorreu, nos membros lesados e não lesados, da primeira ocasião para a segunda ocasião, acabando por ficar nivelado na terceira ocasião. No entanto, houve aumentos substanciais nas pontuações dos testes de salto na quarta ocasião de testes, no membro operado, mas não houve no membro saudável, concluindo que, a funcionalidade do membro operado melhorou ao longo de seis semanas (entre a 16ª semana e a 22ª semana) (Reid et al; 2007). Os valores do índice de simetria dos membros fornecem medidas importantes de desempenho do membro operado (lesado) em relação ao membro não operado (não lesado) (Reid et al; 2007).

Seguindo uma prática adequada com os testes de salto, um paciente, que após a reconstrução do LCA, obtenha um índice de simetria dos membros inferiores (percentagem do membro lesado em relação ao membro não lesado) de 80% na combinação geral dos testes de salto, e posteriormente a pontuação melhora para 90%, após 6 semanas de tratamento; o clínico pode ter 90% de confiança de que o valor verdadeiro do índice de simetria dos membros pode variar de 75% a 85%, devido ao erro de medição ($80\% \pm 5\%$ aproximadamente) (Reid et al; 2007). Quando testados seis semanas depois, o clínico pode ter a certeza de que o paciente melhorou verdadeiramente, porque a alteração observada de 10% (de 80% para 90%) excede a mudança mínima detetada de aproximadamente 7% (tabela 5) (Reid et al; 2007). O mesmo acontece, se passadas as seis semanas o paciente regredir de 80% para 70% (Reid et al; 2007).

Sendo assim, atividades que envolvam saltos, só devem ser colocadas a partir da 16ª semana após a reconstrução do ACL, pois segundo este estudo, as medidas de resultado são confiáveis e validas, baseadas no desempenho dos pacientes submetidos à reabilitação após a reconstrução do ACL (Reid et al; 2007).

O estudo de Yasuda et al (1992) mostrou que a reconstrução do ligamento cruzado anterior deficiente, usando um enxerto obtido a partir do terço médio do tendão patelar e do tendão do quadrícipite, melhorou a estabilidade do joelho lesado dos sujeitos do estudo. No entanto, com a reconstrução do ligamento cruzado anterior (ACLR), usando um enxerto do terço médio do tendão patelar e do tendão do quadríceps, a fraqueza do músculo quadríceps femoral e a disfunção da extensão do joelho lesado ocorrem com frequência (Yasuda et al; 1992).

A força muscular é um fator determinante para o regresso ao desporto ou à atividade física diária após a reconstrução do LCA (Yasuda et al; 1992). A tabela 3, do estudo de Yasuda et al (1992), mostra o valor do índice de simetria de força muscular isométrica do quadríceps e dos isquiotibiais em diferentes fases, ou seja, o torque do membro lesado em relação ao torque do membro não lesado expresso em percentagem. Relativamente aos índices de simetria; o torque dos isquiotibiais voltou a níveis quase normais doze meses após a reconstrução do LCA, nas mulheres e nos homens, mas a recuperação da força do quadríceps foi insatisfatória, especialmente nas mulheres em que o torque do quadríceps não voltou aos níveis pré – operatórios na fase final da recuperação/reabilitação (Yasuda et al; 1992). Nos homens, o torque do quadríceps voltou aos níveis pré – operatórios, doze meses após a reconstrução do LCA, mas o torque do quadríceps do membro lesado não igualou o torque do quadríceps do membro não lesado

na fase final da recuperação/reabilitação (índice de simetria igual a $85 \pm 13\%$) (Yasuda et al; 1992).

Yasuda et al (1992) acreditam que a fraqueza do músculo quadríceps femoral possa ser causada pelo comprometimento do mecanismo extensor do joelho resultante da retirada do enxerto (tendão patelar e tendão do quadríceps). A remoção do terço médio do tendão pode reduzir a eficiência da transmissão de força na fase de extensão do joelho; bem como o comprometimento do mecanismo neural do tendão ou os tecidos adjacentes (Yasuda et al; 1992).

A rutura do ligamento cruzado anterior é uma lesão devastadora que está associada a défices funcionais de curto prazo e significativa morbidade a longo prazo, incluindo o desenvolvimento prematuro de osteoartrite e significativa incapacidade progressiva, apesar de ser feita uma intervenção cirúrgica ou de não ser feita qualquer intervenção cirúrgica (Lohmander et al; 2004). Com relação aos défices funcionais a curto prazo, a probabilidade de o atleta voltar a sofrer uma nova lesão do ligamento cruzado anterior (lesão do LCA no mesmo membro ou no membro contra lateral) após a reconstrução do LCA, e após ter regressado à participação desportiva variam de um em quatro (25%) e de 1 em 17 (6%) atletas, pois, o risco de contrair uma nova lesão do LCA é significativamente maior em comparação ao sofrer uma primeira lesão do LCA, especialmente em sujeitos jovens e ativos (Salmon et al; 2005) e (Wright et al; 2007).

Logo, a identificação de fatores preditivos de uma possível segunda lesão do LCA são necessários para efetivamente reduzir o elevado risco de uma nova lesão do LCA e subsequentes sequelas (Salmon et al; 2005).

Deste modo, foi elaborado um pequeno protocolo, por Paterno et al (2010), para identificar e prever uma segunda lesão do LCA (no mesmo membro ou no membro contra lateral), após a reconstrução do LCA (primeira lesão). O estudo contou com 56 jovens atletas (35 mulheres e 21 homens), que sofreram uma lesão do LCA, foram submetidos à reconstrução do mesmo por cirurgia, passaram pelo processo de reabilitação e de seguida integraram a sua atividade desportiva e foram então recrutados para participar no estudo (identificar e prever uma segunda lesão do LCA) (Paterno et al; 2010). Neste estudo, vinte e cinco participantes foram sujeitos à reconstrução do LCA usando um enxerto do tendão patelar, vinte e sete usando um enxerto do tendão dos isquiotibiais e quatro apresentaram uma reconstrução do LCA usando “Allo graft Tissue” (Paterno et al; 2010). Os critérios usados para a realização deste estudo foram: os participantes tinham de ter idades compreendidas entre os 10 e os 25 anos; a lesão do LCA que sofreram teve de ser a

primeira; não podiam ter nenhum histórico de lesão bi – lateral nos membros inferiores ou na zona lombar nos últimos 12 meses e tinham de ter regressado a um desporto de nível 1 ou 2 (após o processo de reabilitação), onde praticassem pelo menos 50 horas por ano (Paterno et al; 2010).

Um desporto é considerado de nível 1, se incluir saltos, rotações “hard cutting such”, como por exemplo; o Basquetebol, o Futebol e o Futebol Americano; e um desporto é considerado de nível 2, se incluir movimentos laterais, mas com menos saltos ou “hard cutting such” em relação ao nível 1; como o Basebol, o Ténis, o Ténis de mesa ou o Esqui (Daniel et al; 1994). Os sujeitos eram excluídos do estudo se eles não tivessem regressado ao desporto que praticavam ou não tivessem sido autorizados a regressar por ordem do médico ou fisioterapeuta (Paterno et al; 2010). Em relação à lesão inicial dos participantes, os membros envolvidos (lesados) e os membros não envolvidos (não lesados) foram devidamente identificados (Paterno et al; 2010).

Todos os participantes, no estudo de Paterno et al (2010), passaram por uma análise biomecânica tridimensional completa do movimento durante o “Drop Vertical Jump”; uma avaliação da estabilidade postural; e uma avaliação da laxidez anterior – posterior (A-P) do joelho (Paterno et al; 2010).

Então, para a realização do Drop Vertical Jump Bilateral, os participantes foram posicionados em cima de uma caixa com 31 cm de altura e de seguida executaram três saltos; ou seja, para cada salto o participante deixou a caixa, caiu com os dois pés na plataforma de força e de imediato executou um salto vertical máximo (Paterno et al; 2010). O contacto inicial de cada membro foi definido, quando a força vertical de reação do solo exerceu uma força de 10 N (Paterno et al; 2010). A fase de receção ao solo foi definida desde o contacto inicial dos pés, ao ponto mais baixo que o centro de gravidade atingiu (Paterno et al; 2010). Os marcadores colocados nos pacientes foram utilizados para medidas tridimensionais, bem como para a avaliação do movimento do joelho no momento da receção ao solo, observado no plano frontal (Paterno et al; 2010).

Usando o sistema de equilíbrio SD (“Biodex, Shirley, New York”) foi avaliada a estabilidade postural dinâmica uni – lateral dos participantes do membro lesado e do membro não lesado (Paterno et al; 2010). Os participantes foram colocados em posição uni – lateral, na plataforma de instabilidade, onde o individuo tinha de manter uma ligeira flexão do joelho (menor que 10 graus), a perna do membro contra lateral estava fletida e ambos os braços estavam cruzados com as mãos apoiadas nos ombros contra laterais (Paterno et al; 2010). Os participantes foram instruídos a manter uma postura estável na

plataforma durante 20 segundos, com o sistema de estabilidade no nível 4 (Paterno et al; 2010). Os indivíduos realizaram o teste (20 segundos na plataforma de instabilidade) três vezes para cada membro (não lesado e lesado) (Paterno et al; 2010). Os dados foram apresentados, representando a estabilidade geral, bem como desvios na direção anterior – posterior e medial – lateral do joelho (Paterno et al; 2010). Os valores de instabilidade mais elevados representam uma diminuição na capacidade de manter a plataforma estável, logo, há uma maior instabilidade postural por parte do participante ao executar o exercício (Paterno et al; 2010).

A avaliação da laxidez anterior – posterior (A-P) do joelho foi feita com um “CompuKT” (“MedMetric Corporation, San Diego, California”) (Paterno et al; 2010). Os indivíduos foram posicionados em decúbito dorsal com o joelho testado apoiado, e com 20 graus de flexão (Paterno et al; 2010). O CompuKT foi fixado e a leitura na direção anterior – posterior (A-P) foi avaliada em dois níveis de força (89 N e 134 N) (Paterno et al; 2010).

No período de 12 meses, após o teste inicial, 13 participantes (11 mulheres e 2 homens) sofreram uma lesão do LCA (10 no mesmo membro e 3 no membro contra lateral), que se veio a confirmar com artroscopia, ressonância nuclear magnética ou alteração significativa (> 3 mm) na avaliação da laxidez anterior – posterior (A-P) do joelho, no “CompuKT” (Paterno et al; 2010).

Durante este estudo foram identificadas quatro variáveis que se combinaram para prever uma segunda lesão do LCA, após a RLCA. Essas quatro variáveis incluíram medidas biomecânicas durante o Drop Vertical Jump Bilateral e os défices da estabilidade postural dos membros inferiores (lesado e não lesado) (Paterno et al; 2010). Durante a receção ao solo, do teste Drop Vertical Jump Bilateral, as variáveis para prever uma segunda lesão do LCA foram: o momento de impulso da articulação da anca, do lado do membro não lesado, observado no plano transversal durante os primeiros 10% da receção ao solo; a amplitude do movimento da articulação do joelho (níveis de valgismo do joelho lesado), no plano frontal; a assimetria do joelho lesado e não lesado no momento do contacto inicial de receção ao solo, no plano sagital, e os défices de estabilidade postural do membro inferior e em posição uni – lateral (no membro lesado) avaliado na “Biodex Stability System” (Paterno et al; 2010).

Os resultados, relativamente ao estudo de Paterno et al (2010), indicaram que durante os 10% iniciais da receção ao solo, o momento de impulso da anca do membro não lesado, foi associado ao aumento do risco de uma segunda lesão do ACL (Paterno et

al; 2010). Os participantes que sofreram uma segunda lesão do LCA demonstraram um momento de impulso da anca do membro não lesado, no plano transversal, significativamente diferente em comparação com aqueles que não sofreram uma segunda lesão do LCA (Paterno et al; 2010). O impulso durante os 10% iniciais da receção ao solo representou um momento de rotação interna da anca, do membro não lesado, nos pacientes que sofreram uma segunda lesão do LCA ($- 2.4 \times 10^{-3}$ Nms/Kg) em comparação com os participantes que não sofreram uma segunda lesão do LCA, pois nestes, foi observado um momento de rotação externa da anca, do membro não lesado, no momento da receção ao solo (1.1×10^{-3} Nms/Kg) (Paterno et al; 2010).

A amplitude do movimento articular do joelho no plano frontal bidimensional, durante a fase de receção ao solo, no membro lesado, demonstrou um deslocamento angular significativamente maior no grupo que sofreu uma segunda lesão do LCA em comparação com os pacientes que não sofreram uma segunda lesão do LCA (Paterno et al; 2010). O grupo que sofreu uma segunda lesão do LCA apresentou uma média de 16 graus de amplitude de movimento no plano frontal (joelho valgo), enquanto o grupo que não sofreu uma segunda lesão do LCA apresentou uma média de 12 graus (Paterno et al; 2010).



Figura 16 - Joelho em valgo, no plano frontal (Paterno et al; 2010)

A análise feita no plano sagital demonstrou que no momento do contacto inicial da receção ao solo, o grupo que sofreu a segunda lesão do LCA mostrou maior assimetria, 4,1 vezes mais, em relação ao grupo que não sofreu a segunda lesão do LCA (Paterno et al; 2010). O estudo, realizado por Paterno et al (2010), demonstrou que o momento de extensão do joelho do membro não lesado, no momento do contacto inicial da receção ao

solo (do grupo com segunda lesão do LCA, após uma primeira reconstrução do LCA), foi significativamente menor em relação ao joelho do membro lesado, ou seja, $(-2,8 \times 10^{-2} \text{ Nm/Kg})$ para $(9,5 \times 10^{-2} \text{ Nm/Kg})$ respectivamente (Paterno et al; 2010). Em relação ao grupo que teve só uma lesão do LCA (reconstrução do LCA), no momento do contacto inicial da receção ao solo, os sujeitos apresentaram um grau de flexão idêntico para o joelho do membro não lesado $(8,4 \times 10^{-2} \text{ Nm/Kg})$ e para o joelho do membro lesado $(11,4 \times 10^{-2} \text{ Nm/Kg})$. Pode – se concluir que os participantes que demonstraram uma assimetria nesta variável viriam a ter uma maior probabilidade de sofrer uma segunda lesão do LCA em comparação com aqueles que demonstraram simetria dos joelhos (lesado em relação ao não lesado) no momento do contacto inicial com o solo, como se veio a verificar (Paterno et al; 2010).

Os participantes com défice de estabilidade postural no membro lesado têm maior tendência para sofrer uma segunda lesão do LCA em comparação com aqueles que não demonstram instabilidade ao fazerem o teste para o membro lesado, ou seja, $4,07^\circ \pm 2,06^\circ$ para $3,63^\circ \pm 1,58^\circ$ da flexão do joelho respectivamente (Paterno et al; 2010).

Durante o Drop Vertical Jump Bilateral, o ângulo médio de flexão da anca começa em aproximadamente entre 25 a 30 graus de flexão no momento do contacto inicial de receção ao solo, e aumenta para 55 graus no pico de flexão (Ford et al; 2007).

No estudo de Paterno et al (2010), a amplitude do movimento dos membros inferiores, no plano frontal, e as contribuições neuromusculares que controlam esses movimentos durante a fase de desaceleração da receção ao solo após o “Drop Vertical Jump”, foram identificadas como fortes preditores de futuras lesões do LCA após a reconstrução do LCA.

A posição do alinhamento do joelho em valgo, para os membros inferiores, foi descrita em vários estudos; como uma posição do corpo em que a articulação do joelho colapsa medialmente (Hewett et al; 2005). Essa posição representa uma combinação da adução da anca, rotação interna da anca, flexão do joelho, abdução do joelho e rotação externa da tibia (Hewett et al; 2005).

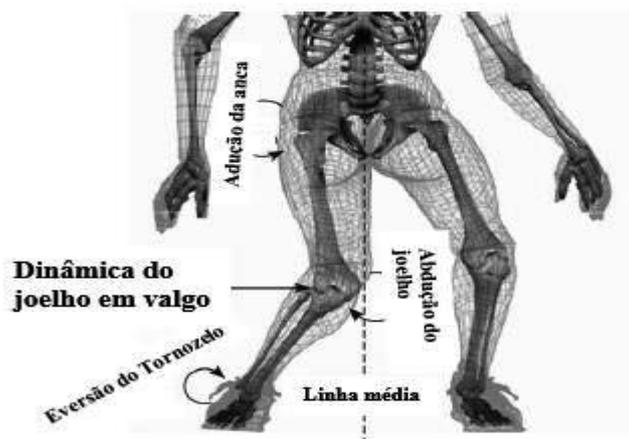


Figura 17 - Dinâmica do joelho em valgo (Hewett; 2005)

Concluiu – se, que um déficit de força no músculo associado à rotação externa da anca, na fase inicial da receção ao solo, foi um forte indicador para futuras lesões do LCA (Paterno et al; 2010). Sendo assim, as intervenções direcionadas para minimizar os défices de força na região da anca têm o potencial de reduzir uma segunda lesão do LCA após a RLCA (Paterno et al; 2010).

As análises anatómicas funcionais indicam que o grande glúteo é um extensor e um rotador externo forte da anca (Neumann; 2010). Souza e Power (2009) indicaram a existência de relação entre o desempenho do músculo extensor da anca (grande glúteo) e a cinemática da rotação interna da anca no teste Drop Vertical Jump Bilateral. Uma intervenção focada em exercícios de força que promovam o recrutamento da rotação externa da anca e a extensão da anca, pode auxiliar na redução da rotação interna da anca, reduzindo por consequente o movimento dinâmico do joelho no plano frontal, evitando o joelho valgo, em tarefas como por exemplo os saltos (Souza e Power; 2009).

O fortalecimento do grande glúteo e o seu recrutamento, após a RLCA, pode reduzir o risco de uma segunda lesão do LCA (Paterno et al; 2010). O treino neuromuscular, focado na técnica da pliometria e da receção ao solo; como os “squat jump’s”, “scisson jump’s” e os “tuck jump’s”, podem melhorar o recrutamento muscular do grande glúteo e corrigir a mecânica do movimento do joelho no plano frontal, ou seja, evitando o joelho valgo, durante o exercício “Drop Vertical Jump” (Ford et al; 2005).

As assimetrias dos membros inferiores (na mecânica do joelho) identificadas após a RLCA podem prever futuras lesões do LCA, especialmente, a assimetria (flexão/extensão do joelho lesado em relação ao não lesado) observada no plano sagital

(Paterno et al; 2010). As lesões do LCA ocorrem geralmente com a flexão do joelho em ângulos baixos durante a receção ao solo (Boden et al; 2000).

Foi sugerido por Lloyd (2001), que a co - contração do quadríceps e dos isquiotibiais ajuda a fornecer até 80% da resistência ao movimento do joelho no plano frontal, ou seja, evitando o joelho valgo. Portanto, os pacientes tem de ter a habilidade de ativar simetricamente a musculatura que envolve o joelho, no plano sagital, e auxiliar na estabilidade do joelho, no plano frontal, durante a tarefa bípede (no “Drop Vertical Jump”), no momento em que o joelho está numa posição de alto risco (flexão do joelho em ângulos baixos) (Lloyd; 2001).

A assimetria do joelho (no momento da flexão/extensão), observada no plano sagital, no momento do contacto inicial com o solo, demonstrada pelos pacientes que sofreram uma segunda lesão do ACL, indica que um desequilíbrio nas estratégias de absorção de força, durante a receção ao solo, pode aumentar o risco de futuras lesões (Myer et al; 2008).

No entanto, a avaliação funcional após a reconstrução do LCA não deve ser usada apenas como ferramenta para determinar o regresso à competição, mas também para avaliar o progresso ao longo da reabilitação, a fim de haver uma recuperação para o desempenho de várias funcionalidades (Herbst et al; 2017). Este tipo de avaliações; para determinar o retorno ao desporto após a reconstrução do LCA, exige tempo, recursos humanos, infra – estruturas, equipamentos e dinheiro (Herbst et al; 2017). O ideal é a avaliação funcional incluir a análise de movimentos a duas dimensões ou a três dimensões, para detetar alguma anomalia nos padrões de movimento (joelho valgo, por exemplo); testes de força muscular; agilidade; propriocepção e posturais (Herbst et al; 2017).

A força muscular pode ser avaliada com o dinamómetro isocinético ou com os saltos, como por exemplo; os pliométricos, os saltos com contramovimento ou os mais diferentes testes de salto existentes (Herbst et al; 2017).

A contração isocinética é a contração muscular que se faz acompanhar do movimento do membro (alavanca), em torno de um eixo articular, a uma velocidade constante. A velocidade do movimento é mantida constantemente por um dinamómetro (Baltzopoulos e Brodie; 1986). A resistência do dinamómetro é igual às forças musculares aplicadas em toda a amplitude de movimento. Este método permite a medição de força muscular em condições dinâmicas, e permite entender qual a força ideal aplicada pelos músculos. No entanto, durante os movimentos no plano vertical, o torque registado pelo

dinamómetro, é o torque resultante produzido pelas forças musculares e gravitacionais (Baltzopoulos e Brodie; 1986).

Os parâmetros do isocinético que são mais utilizados são o torque máximo (peak torque), e a posição angular em que o mesmo foi registado; o torque em diferentes velocidades angulares do movimento, a relação do torque dos grupos musculares recíprocos. A característica única do dinamómetro isocinético é a força ideal que os músculos podem gerar, com o movimento a uma velocidade constante, pré – selecionada, pois, esta característica, proporciona segurança na reabilitação dos pacientes com lesões musculares e ligamentares. Por outro lado, o dinamómetro isocinético também é utilizado para melhorar o desempenho de vários grupos musculares, em condições dinâmicas (Baltzopoulos e Brodie; 1986).

O peak torque (Newton por metro, N-m) representa o maior valor de torque da articulação (força produzida em torno de um eixo articular), produzido pela contração muscular à medida que o membro se movimenta na amplitude de movimento (Kannus; 1992).

Porque, o perigo de um joelho instável (ocorrência de varismo ou valgismo) ocorre, por exemplo, a quando uma receção ao solo, após a queda de uma superfície alta, ou a quando a receção ao solo, após um salto vertical, em que ocorre um rápido alongamento do músculo quadríceps e do tendão quadríceps e ao mesmo tempo existe um encurtamento dos músculos isquiotibiais.

No estudo de Kannus (1994) foi demonstrado que o rácio entre os isquiotibiais e o quadríceps (I/Q), a quando testado no dinamómetro isocinético, pode ser um fator que pode levar a um desequilíbrio muscular em volta do joelho, podendo mesmo originar uma lesão. Idealmente, o rácio entre os isquiotibiais e o quadríceps deve ser de 80%, aproximadamente, logo, a avaliação dos extensores e dos flexores do joelho, de ambos os membros, para a força muscular, é importante após a reconstrução do LCA (Kannus; 1994). O rácio convencional (I/Q) na fase concêntrica pode ser calculado dividindo o valor do peak torque dos músculos isquiotibiais na fase concêntrica, pelo valor do peak torque do músculo quadríceps na fase concêntrica e multiplicando o valor por cem (Heiser et al; 1984).

Pois, a relação entre estes dois grupos musculares, durante esse momento de flexão do joelho, foi considerada um indicador do equilíbrio ou desequilíbrio muscular em torno da articulação do joelho (Baltzopoulos e Brodie; 1989). Esse momento de equilíbrio mostra que tanto a força do quadríceps como a força dos isquiotibiais ajudam

o ligamento cruzado anterior e o ligamento colateral medial a estabilizar contra o movimento dinâmico em valgo (Hewett et al; 2005).

Os testes de força, especificamente no dinamómetro isocinético, não tem de estar necessariamente relacionados à função do joelho, sugerindo que este tipo de testes não devem ser usados isoladamente (Ageberg et al; 2008). A força testada no dinamómetro isocinético, a diferentes velocidades angulares, pode ser útil para os movimentos de flexão e de extensão do joelho, e pode ajudar na avaliação do processo de reabilitação (Herbst et al; 2017). Foi demonstrado, que os défices de força muscular continuam a persistir por mais do que um ano após a operação, portanto, é recomendado a realização dos testes de força, mais do que uma vez, durante o processo de reabilitação (Neeter et al; 2006).

Os testes realizados no dinamómetro isocinético são fortemente usados para avaliar a produção de força máxima do membro não lesado e do membro lesado, após uma lesão do ligamento cruzado anterior (Eastlack et al; 1999) ou após uma reconstrução do ligamento cruzado anterior (Wilk et al; 1994).

A importância dos testes no dinamómetro isocinético; para voltar à prática desportiva de um modo seguro, tem sido questionado, já que existem baixas correlações entre esses testes e os testes de desempenho funcional (um salto horizontal para distância, a um membro (para o não lesado e para o lesado); três saltos horizontais para distância, a um membro (para o não lesado e para o lesado); um salto vertical, a um membro (para o não lesado e para o lesado); “one leg rising” (para o membro não lesado e lesado) e o “Square hop” (para o membro não lesado e lesado)) (Ostenberg et al; 1998).

Nos mais variados desportos que existem, a capacidade de produzir níveis altos de força rapidamente (força rápida), desenvolvimento da potência muscular, é importante para o desempenho desportivo e para a prevenção de lesões (Kraemer et al; 2002).

O treino de força de elevada intensidade, destinado a aumentar a força máxima, pode não ser o melhor para aumentar a potência muscular se não houver uma atenção especial com a velocidade de desenvolvimento da força (Mil - Homens et al; 2015). Em contrações potentes, em que se pretende desenvolver o máximo valor de força no mínimo tempo possível, a taxa inicial de produção de força do músculo é o fator determinante na velocidade de contração e na potência muscular desenvolvida, assumindo maior importância em relação à força máxima (Mil - Homens et al; 2015). Para os músculos extensores do joelho são precisos cerca de 400 ms para desenvolver o pico máximo de força; mas esses músculos são fortemente solicitados a produzir movimentos rápidos em

que o tempo para desenvolver força aplicada ao movimento é inferior a esse valor – é o caso dos movimentos rápidos, produzidos por contrações breves dos músculos agonistas (com duração inferior a 250 ms) (Mil - Homens et al; 2015). Aí, mais importante do que produzir níveis máximos de força, é ter capacidade para os desenvolver no mínimo tempo possível (Mil - Homens et al; 2015). O mecanismo de coordenação intramuscular que mais está associado à melhoria da taxa inicial de produção de força é a frequência de disparo das unidades motoras, possível de ser melhorado com o treino de força rápida (Van Cutsem et al; 1998).

Neste caso, a progressão para o treino de força rápida, ou seja, treino de potência muscular, envolve duas estratégias principais: treino de força; e treino com cargas leves (30-60% de 1 RM para exercícios na zona superior do corpo e de 0-60% de 1 RM para exercícios na zona inferior do corpo), realizando os exercícios com uma velocidade de contração rápida e com tempo de recuperação de 2-3 minutos entre séries (3-5 séries de 3-6 repetições) nos exercícios propostos (ACSM et al; 2009). Recomenda – se também que seja dada importância aos exercícios capazes de recrutar múltiplas articulações (ACSM et al; 2009). Para o treino de resistência muscular, recomenda – se cargas leves a moderadas (40-60% de 1 RM) com repetições altas (> 15) e com um tempo de recuperação baixo (< 90 segundos) entre séries (ACSM et al; 2009).

Uma avaliação da força, mais específica e detalhada, aplicada nos mais diversos desportos, envolvendo vários grupos musculares testados em cadeia cinética fechada e em cadeia cinética aberta, tem sido defendido (Augustsson e Thomeé; 2000).

Um movimento realizado em cadeia cinética fechada, envolvendo vários grupos musculares que trabalham em múltiplas articulações, é - se incapaz de determinar com exatidão a tensão/força muscular gerada por um determinado grupo muscular (Salem et al; 2003). Por outro lado, um movimento em cadeia cinética aberta “ainda que não funcional”, é capaz de isolar um grupo muscular específico, e assim detetar disfunção (Kraemer et al; 2002).

O objetivo do estudo desenvolvido por Neeter et al (2006) foi; após estabelecer a confiabilidade teste – reteste em sujeitos saudáveis, avaliar a capacidade de uma bateria de testes de força em cadeia cinética fechada e em cadeia cinética aberta, para os membros inferiores, com o propósito de comparar o desenvolvimento da força do membro lesado em relação ao membro não lesado em pacientes com uma lesão do ligamento cruzado anterior (sem a reconstrução do LCA) e em pacientes que foram submetidos á reconstrução do ligamento cruzado anterior (RLCA).

O índice de simetria dos membros inferiores foi calculado, no estudo de Neeter et al (2006), para verificar se havia diferenças do membro lesado em relação ao membro não lesado, para cada sujeito do estudo, e deste modo, classificar o índice de simetria dos membros inferiores, como sendo normal ou anormal. O índice de simetria dos membros inferiores foi definido como sendo o valor do membro lesado em relação ao valor do membro não lesado, expresso em porcentagem (membro lesado/membro não lesado \times 100), e no estudo de Neeter et al (2006), um índice de simetria dos membros inferiores \geq 90%, segundo a referência no estudo de Risberg et al (1995), foi classificado como normal.

Os critérios de inclusão, para que os sujeitos com uma lesão do LCA pudessem participar no estudo foram; o teste de “Lachman” positivo, não podiam ter dor aguda ou inchaço na zona do joelho lesado e não podiam ter sido operados a qualquer membro recentemente (Neeter et al; 2006). Os critérios de inclusão, para que os sujeitos submetidos à reconstrução do LCA pudessem participar no estudo foram; a ausência de dor aguda ou inchaço na zona do joelho lesado e não podiam ter sido sujeitos a outra operação a qualquer membro recentemente (Neeter et al; 2006). Nos critérios de inclusão, a escala de classificação de atividade de Tegner e Lysholm (1985) foi usada para documentar o nível de atividade física dos sujeitos saudáveis, bem como, a atividade física dos pacientes antes da lesão do LCA (Neeter et al; 2006).

No estudo desenvolvido por Neeter et al (2006), os 24 pacientes sujeitos à reconstrução do ligamento cruzado anterior (15 homens e 9 mulheres) foram operados com enxerto do tendão dos isquiotibiais e 20 pacientes (15 homens e 5 mulheres) com enxerto do tendão patelar. A bateria de testes foi aplicada seis meses após a reconstrução do ligamento cruzado anterior e seis meses após a lesão do ligamento cruzado anterior; e os pacientes passaram por um processo de reabilitação, treinando de acordo com um protocolo de reabilitação padronizado (Neeter et al; 2006). Antes e durante os testes, os pacientes foram questionados sobre uma eventual dor que pudessem sentir no membro lesado, e caso os pacientes tivessem apresentado dor, o teste em causa era cancelado (Neeter et al; 2006). Antes dos pacientes executarem os testes de força, eles realizaram um aquecimento de 10 min numa bicicleta estática; de seguida, antes de cada teste de força, os sujeitos completaram dez repetições com um peso submáximo, seguido de mais cinco repetições com um peso um pouco maior do que aquele que tinha sido usado anteriormente (Neeter et al; 2006).

A bateria de testes usada foi: a extensão do joelho (lesado e não lesado) numa máquina de musculação isotônica para a extensão do joelho em cadeia cinética aberta; a flexão do joelho (lesado e não lesado) numa máquina de musculação isotônica para a flexão do joelho em cadeia cinética aberta e a “Leg Press” (para o membro lesado e não lesado) numa máquina de musculação isotônica em cadeia cinética fechada (Neeter et al; 2006).

O teste de potência muscular da extensão do joelho foi realizado numa máquina de musculação isotônica para a extensão do joelho (“Precor, Competition Line”, Boras, Sweden) (Neeter et al; 2006). O teste foi realizado unilateralmente (ao membro lesado e ao membro não lesado) e, antes do teste, foi definido um peso para a realização de uma repetição submáxima, com base no desempenho dos sujeitos durante o pré – teste (Neeter et al; 2006). Após o sinal, cada sujeito foi instruído a fazer a extensão do joelho e a produzir o máximo valor de força o mais rápido possível (força rápida) a partir de aproximadamente 110° de flexão do joelho para a extensão total do joelho (0° de flexão) (Neeter et al; 2006). O tempo que cada sujeito demorou a estender completamente o joelho foi medido através de um codificador linear conectado à máquina de musculação (Neeter et al; 2006). A potência muscular foi calculada pelo “Muscle Lab”, um computador com um sistema de medição (“Ergotest Technology”, Oslo, Noruega) (Neeter et al; 2006). No total, os sujeitos realizaram cinco ensaios (cinco séries de uma repetição) em que o peso ia aumentando 5 kg para cada ensaio (série) com um período de descanso de 30 segundos entre cada ensaio (série) (Neeter et al; 2006). Após os cinco ensaios (séries) o “Muscle Lab” calculou a média da potência máxima e os resultados foram comparados entre os dois membros (Neeter et al; 2006).

O teste de potência muscular da flexão do joelho foi realizado numa máquina de musculação isotônica para a flexão do joelho, e o procedimento foi igual ao realizado para a extensão do joelho (lesado e não lesado), mas os sujeitos começavam com o joelho em extensão total (0° de flexão) e realizavam o movimento até aproximadamente 110° de flexão do joelho (Neeter et al; 2006). Para o teste de potência muscular na “Leg Press” (no membro lesado e não lesado), o peso foi aumentado 10 kg para cada ensaio (série), a posição inicial dos sujeitos foi com o joelho e com a anca colocados a 90° de flexão e a posição final foi com o joelho em extensão total (0° de flexão) e a anca com 30° de flexão (Neeter et al; 2006).

Os resultados, do estudo realizado por Neeter et al (2006), mostraram que para o teste de potência muscular da extensão do joelho, 53% dos pacientes, seis meses após a

lesão do LCA; e 86% dos pacientes, seis meses após a reconstrução do ACL, tiveram um índice de simetria dos membros inferiores anormal (> 10% de diferença). Para o teste de potência muscular da flexão do joelho, 13% dos pacientes, seis meses após a lesão do ACL; e 42% dos pacientes, seis meses após a reconstrução do LCA, tiveram um índice de simetria dos membros inferiores anormal. Para o teste de potência muscular na “Leg Press”, 41% dos pacientes, seis meses após a lesão do LCA; e 61% dos pacientes, seis meses após a reconstrução do LCA, tiveram um índice de simetria dos membros inferiores anormal.

Os três testes de força foram então combinados para produzir uma bateria de teste, o que significa que os pacientes devem ter mais de 90% de força do membro lesado em relação ao membro não lesado na combinação dos três testes descritos, para serem classificados como tendo um índice de simetria dos membros inferiores normal (Neeter et al; 2006). Na combinação dos três testes (bateria de teste), 60% dos pacientes, seis meses após a lesão do LCA; e 95% dos pacientes, seis meses após a reconstrução do LCA, tiveram um índice de simetria dos membros inferiores anormal (Neeter et al; 2006).

Os resultados, do estudo realizado por Neeter et al (2006), mostraram ainda que para o teste de potência muscular da extensão do joelho, 94% dos pacientes, seis meses após a reconstrução do LCA, usando um enxerto do tendão patelar; e 72% dos pacientes, seis meses após a reconstrução do LCA, usando um enxerto do tendão dos isquiotibiais, tiveram um índice de simetria dos membros inferiores anormal. Para o teste de potência muscular da flexão do joelho, 20% dos pacientes e 58% dos pacientes, respectivamente, tiveram um índice de simetria dos membros inferiores anormal. Para o teste de potência muscular na “Leg Press”, 75% dos pacientes e 50% dos pacientes, respectivamente, tiveram um índice de simetria dos membros inferiores anormal, e por fim, para a bateria de teste (combinação dos três testes de força), 94% dos pacientes e 95% dos pacientes, respectivamente, tiveram um índice de simetria dos membros inferiores anormal.

3. Objetivos

O futebol e o futsal são modalidades desportivas que têm um grande impacto sobre a articulação do joelho, pois, os atletas estão sujeitos constantemente a mudanças de direção, saltos e ações de aceleração – desaceleração. Os estudos existentes, relativamente à prevenção de lesões do joelho, tem focado a sua atenção para a necessidade de produção de força por parte dos músculos que envolvem o joelho, quadríceps e isquiotibiais, bem como, para o equilíbrio muscular existente entre os mesmos.

O objetivo principal do estudo foi identificar o possível risco de lesão primária do tendão quadríceps dos membros inferiores e dos ligamentos do joelho dos membros inferiores, em atletas que praticam desporto de alto risco, nomeadamente, futebol e futsal. Para isso, o estudo contou com o grupo de futebolistas (GF) e com o grupo de controlo (GC).

O objetivo secundário do estudo foi correlacionar o conjunto de testes usados, e determinar a sua importância no futuro, para identificar possíveis lesões na estrutura tendinosa e na estrutura ligamentar do joelho, dos membros inferiores.

Para estes efeitos, procedeu – se à realização do teste de força no dinamómetro isocinético com o objetivo de medir a força desenvolvida pelo músculo quadríceps e pelos músculos isquiotibiais, do membro dominante e do membro não dominante, na fase concêntrica e na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, pois, o teste referido apresenta uma ótima relação entre a força e a velocidade do músculo (curva força – velocidade do músculo), na fase concêntrica e na fase excêntrica; à realização do teste Drop Vertical Jump Bilateral com a finalidade de determinar a performance dos sujeitos, pois, é capaz de medir a potência do salto (força), a altura do salto e o tempo de contacto com o solo; e por fim, à realização do protocolo de ecografia do joelho, do membro dominante e do membro não dominante, com o objetivo de medir as espessuras tendinosas e ligamentares do joelho.

4. Metodologia

4.1. Caracterização da amostra

No presente estudo, foram avaliados 31 sujeitos do género masculino; 15 sujeitos do GF, sujeitos que jogam futsal e futebol num contexto desportivo (federados), onde o risco de contrair lesões primárias do joelho dos membros inferiores (do membro dominante ou do membro não dominante) é maior; e 16 sujeitos do GC, fazem exercício físico de forma regular, mas não praticam qualquer tipo de desporto de alto risco.

Os testes usados no estudo para avaliar o risco de lesões primárias do joelho dos membros inferiores, consistiram, por ordem de realização dos testes, no teste Drop Vertical Jump Bilateral; no teste de força no dinamómetro isocinético na fase concêntrica/concêntrica e na fase excêntrica/excêntrica para a extensão e para a flexão do joelho, da perna sobre a coxa, em cadeia cinética aberta (do membro dominante e do membro não dominante), na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s; e na ecografia do joelho dos membros inferiores para avaliar as estruturas musculares (reto femoral e vasto lateral), as estruturas tendinosas (tendão quadríceps, tendão rotuleano proximal e tendão rotuleano distal) e as estruturas ligamentares (ligamento colateral lateral e ligamento colateral medial). O registo dos resultados das variáveis de cada teste ocorreram em condições de adaptações fisiológicas agudas.

Antes dos sujeitos se submeterem aos referidos testes, foram selecionados segundo os seguintes critérios de inclusão: não terem qualquer episódio de lesão do joelho do membro dominante e do membro não dominante no passado (com ou sem operação), e nenhuma lesão ou dor do joelho do membro dominante e do membro não dominante no período das avaliações; não praticarem qualquer tipo de desporto de alto risco á mais de um ano (aplicado apenas ao GC); estarem entre a faixa etária dos 18 aos 30 anos de idade; e não estarem a tomar qualquer tipo de medicação no momento em que se realizaram os testes.

Após terem sido selecionados segundo os critérios de inclusão descritos a cima, todos os sujeitos do estudo (do GF e do GC) assinaram um consentimento informado (APÊNDICE) a autorizar a sua participação no estudo e responderam ainda a um questionário (anexo A), pois, o consentimento informado explicava todos os procedimentos do estudo, o que permitiu terem conhecimento total do estudo e por conseguinte integra – lo de forma consciente.

No dia, e antes da realização do teste Drop Vertical Jump Bilateral, que antecedeu o teste de força no dinamómetro isocinético, procedeu – se à identificação do membro dominante e do membro não dominante de cada sujeito, então, foi realizado o seguinte exercício: foi lançada uma bola ao ar e quando esta vinha na fase de descida os sujeitos efetuaram um remate à baliza, e o membro (direito ou esquerdo) que foi usado para efetuar o remate à baliza foi identificado como sendo o membro dominante de cada sujeito, sendo portanto, o membro contra lateral identificado como sendo o membro não dominante. Foi ainda registado a idade (anos); retirada a estatura (cm) numa *balança digital portátil Seca, modelo 770*; e retirada a massa corporal (kg) num *Estadiómetro portátil Harpenden, modelo 98.603*, de cada sujeito. A ecografia do joelho dos membros inferiores, de cada sujeito, foi o último teste a ser realizado, e em dias diferentes em relação ao teste Drop Vertical Jump Bilateral e ao teste de força no dinamómetro isocinético.

No decorrer dos testes, e principalmente no teste funcional Drop Vertical Jump Bilateral, e no teste de força no dinamómetro isocinético na fase concêntrica/concêntrica e na fase excêntrica/excêntrica, os sujeitos dos dois grupos (GF e GC) não manifestaram qualquer tipo de dor na zona articular do joelho ou nas cadeias musculares em volta da articulação do joelho.

Tabela 2 - Dados Antropométricos

	Idade (anos) (Média e DP)	Estatura (cm) (Média e DP)	Massa Corporal (kg) (Média e DP)
<u>GC (n=16)</u>	24,25 ± 2,49	175,42 ± 4,56	74,08 ± 11,30
<u>GF (n=15)</u>	22,80 ± 3,26	175,88 ± 6,05	72,49 ± 7,95

4.2. Instrumentos e Procedimentos

4.2.1. Protocolo Drop Vertical Jump Bilateral

O teste Drop Vertical Jump Bilateral realizou – se no Centro de Investigação do Desporto e da Atividade Física (CIDAF), laboratório integrado na FCDEF-UC.

Para realizar o teste Drop Vertical Jump Bilateral foi utilizado o equipamento *OptoJump Next*, com os dois feixes colocados paralelamente entre si, a uma distância de

0,985 metros e cada um deles com 1 metro de comprimento, sendo que, um dos feixes estava ligado a um sistema informático; uma caixa de madeira com 30 cm de altura; fitas de velcro para marcar os três pontos articulares dos membros inferiores (do membro dominante e do membro não dominante), no plano frontal, de acordo com os pontos articulares analisados no estudo realizado por Paterno et al (2010), necessários para observar a ocorrência do ângulo de alinhamento do joelho dos membros inferiores, retirado através do programa *Kinovea*; e uma câmara de filmar para gravar os saltos, no plano frontal.

Antes de se realizar o teste Drop Vertical Jump Bilateral procedeu – se a um breve aquecimento composto por dois exercícios. O primeiro exercício a ser realizado foi o “Squat”, onde os sujeitos foram instruídos a colocar os pés à largura dos ombros com as pontas dos pés ligeiramente para fora, e de seguida, começaram a executar o exercício levando o rabo orientado para trás e para baixo até as ancas passarem a linha dos joelhos, permanecendo com as costas direitas e os joelhos alinhados com as pontas dos pés voltando de seguida à posição inicial. O segundo exercício a ser realizado foi o “Step Down”, onde os sujeitos foram instruídos a começar com os dois pés em cima da caixa de 30 cm, e de seguida, deixarem a caixa apenas com um dos membros inferiores, fazendo a receção ao solo acompanhada da flexão da anca, joelho e tornozelo, enquanto o pé do membro contra lateral permanecia em cima da caixa, e depois executavam a subida para a caixa partindo da posição onde estavam, subiam para a caixa de costas para a mesma, e com o membro que fez a receção ao solo em extensão total (extensão da anca, joelho e tornozelo). Realizaram – se 2 séries de 10 repetições para o “Squat” e 2 séries de 10 repetições para o “Step Down” sendo que este último exercício foi executado para ambos os membros inferiores.

O objetivo do aquecimento, utilizando os dois exercícios referidos, foi preparar os músculos extensores da anca, joelho e tornozelo, dos membros inferiores, de cada sujeito, para o rápido alongamento a que iriam estar sujeitos, bem como, para o forte impacto que iriam sofrer durante o teste DVJB, daí a necessidade de criar um aquecimento com exercícios que promovessem a estabilidade dinâmica articular e a receção ao solo.

Após a realização do aquecimento com os dois exercícios referidos a cima, os sujeitos executaram três Drop Vertical Jump’s para treinar, e depois procedeu – se á colocação das fitas de velcro para marcar os três pontos articulares dos membros inferiores (na articulação coxo – femoral, na articulação do joelho e na articulação tibiotársica), do membro dominante e do membro não dominante, de cada sujeito.

O primeiro ponto articular a ser marcado foi a meio da cabeça do fémur (para marcar este ponto foi identificado, por apalpação, o grande trocânter e foi marcada uma linha para a zona anterior da coxa, alinhando o ponto dessa linha (plano forntal) com a zona antero inferior da espinha ilíaca), o segundo ponto articular a ser marcado foi o ponto médio da patela (foi pedido a cada sujeito que realizasse uma ligeira flexão do joelho para ser identificado, por apalpação, o ponto médio do côndilo lateral do fémur, e depois foi pedido ao sujeito que realizasse a extensão total do joelho sendo traçada uma linha para a zona anterior, o que coincidia com o ponto médio da patela) e, por fim, o ponto médio do tarso (foi definido um ponto no meio dos dois maléolos como sendo uma referencia, pois, através no programa Kinovea, foi traçada uma linha a vermelho desde a ponta do pé até ao ponto marcado a meio dos dois maléolos, sendo que, o ponto desejado foi marcado logo a baixo do ponto que se encontrava entre os dois maléolos e sob a linha a vermelho), formando – se assim, o ângulo do eixo mecânico a partir dos pontos articulares marcados.

Pois, seguindo as referências de Sharma et al (2001), o eixo mecânico, no presente estudo, foi definido como sendo o ângulo formado pela interseção de duas linhas, uma linha vai desde o meio da cabeça do fémur até ao ponto médio da patela, e a segunda linha vai desde o ponto médio do tarso até ao ponto médio da patela. A interseção das duas linhas pode ser observada no programa Kinovea, no plano frontal, através da gravação do teste Drop Vertical Jump Bilateral, onde se pode observar ainda o ângulo de alinhamento do joelho (figura 19 e 20). O ângulo do eixo mecânico foi retirado lateralmente em relação ao joelho.

Então, seguindo as referências do estudo de Moreland et al (1987), o alinhamento do joelho dos membros inferiores (do membro dominante e do membro não dominante), para fins descritivos, foi classificado como varo, valgo ou normal, com base no ângulo do eixo mecânico a partir dos pontos articulares marcados, então, tínhamos um desalinhamento do joelho em varo se obtivéssemos um ângulo $> 181,5^\circ$, um desalinhamento do joelho em valgo se obtivéssemos um ângulo $< 180^\circ$, e um alinhamento do joelho normal se obtivéssemos um ângulo entre os 180° e $181,5^\circ$ ($0^\circ - 1,5^\circ$ de varismo).

Portanto, esta classificação foi feita no momento de repouso, e no momento final de receção ao solo.

Para a realização do teste Drop Vertical Jump Bilateral, cada sujeito foi colocado em cima de uma caixa de 30 cm de altura e de seguida executou três saltos para registo, para cada salto o sujeito deixou a caixa, após a contagem decrescente “3-2-1-vai”, com

as mãos colocadas nas ancas, caiu com os dois pés no chão, fazendo a receção ao solo, entre os dois feixes do *OptoJump Next*, e de seguida executou um salto vertical.

O momento de receção ao solo foi definido como o início do contacto dos pés com o solo até ao ponto mais baixo que o centro de gravidade atingiu, ponto esse que antecedeu o início da extensão dos joelhos para a execução do salto vertical.

Sendo que foram efetuados três saltos para registo, o salto que contou para o estudo “pontuação final” foi aquele em que o índice de força reativa foi maior. A partir daí foram analisadas as seguintes variáveis de estudo: o ângulo de alinhamento do joelho dos membros inferiores (grau de varismo ou valgismo) no momento de repouso e no momento final de receção ao solo; o tempo de contacto com o solo; a altura do salto; a potência do salto; e o índice de força reativa, de cada sujeito.

A altura do centro de gravidade foi calculada através da fórmula de Bosco et al (1983), pois, fornece a informação da altura do salto desde o chão até aos pés do individuo, e através dos cálculos dos comprimentos dos segmentos do pé, da perna e da coxa, referenciado do livro da Hall (2016); foram somados os dois valores (altura do salto desde o chão aos pés mais o comprimento dos segmentos – pé, perna e coxa) obtendo - se assim a altura do centro de gravidade de cada sujeito durante o salto.



Figura 18 - Material *OptoJump Next* e caixa de 31 cm de altura

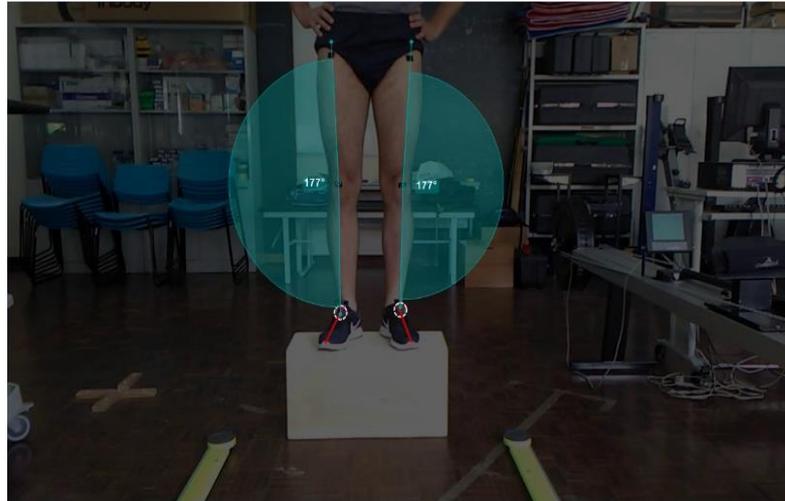


Figura 19 - Momento de repouso do sujeito antes da execução do DVJB



Figura 20 - Momento final de recepção ao solo durante o DVJB

U	V	W	X	Y	Z	AA	AB	AC	AD	AE	AF
Test	Date	#	TCont.[s]	TFlight[s]	Height[cm]	Power[W/Kg]	Pace[step/s]	Jumping Point[cm]	Jumping Point Gap[cm]	Used Area[cm]	RSI[m/s]
DROP JUMP	12-07-2018	1	0,219	0,421	21,7	29,58	1,56			29,2	0,99
		2						-29,7	-29,7	43,8	
		Minimum	0,219	0,421	21,7	29,58	1,56	-29,7	-29,7	29,2	0,99
		Maximum	0,219	0,421	21,7	29,58	1,56	-29,7	-29,7	43,8	0,99
		Avg	0,219	0,421	21,7	29,58	1,56	-29,7	-29,7	36,5	0,99
		Std dev								10,3	
		CV								28,2	

Figura 21 - Análise dos resultados do teste DVJ

4.2.2. Protocolo de força no dinamómetro isocinético

O teste de força no dinamómetro isocinético teve lugar no CIDAF, nos mesmos dias e após o teste Drop Vertical Jump Bilateral. A avaliação foi realizada num dinamómetro isocinético *Biodex Multijoint System 3 Pro*.

De acordo com o protocolo realizado por Lautamies et al (2008), adaptou - se ao presente estudo e foram aplicados dois protocolos; um para avaliar a força no dinamómetro isocinético na fase concêntrica/concêntrica (encurtamento muscular) para a extensão e para a flexão do joelho, da perna sobre a coxa, em cadeia cinética aberta (do membro dominante e do membro não dominante), na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s; e um outro que foi integrado para avaliar a força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica/excêntrica (alongamento da unidade músculo – tendão, tensão total do músculo (tensão ativa/fibras musculares ativas mais a tensão passiva/tendão)) para a extensão e para a flexão do joelho, da perna sobre a coxa, em cadeia cinética aberta (do membro dominante e do membro não dominante), na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s.

Antes de se realizar o teste de força no dinamómetro isocinético procedeu – se à realização de um aquecimento de cinco minutos no cicloergómetro *Monark Ergomedic Peak 894E*, onde os sujeitos pedalarão entre 50 a 60 rpm's, e no final executaram dois exercícios de alongamento estático para o músculo quadríceps e para os músculos isquiotibiais dos membros inferiores, com a duração de 20 segundos cada.

De seguida, cada sujeito foi instalado na cadeira do dinamómetro isocinético, e todo o equipamento foi ajustado às dimensões de cada um, procurando isolar os movimentos de análise dos testes (extensão e flexão do joelho dos membros inferiores).

Então, os sujeitos sentaram – se na cadeira do dinamómetro isocinético e foram colocadas duas fitas de fixação na zona do peito (cruzadas), uma fita de fixação na zona anterior da cintura, e uma fita de fixação na zona média da coxa, depois, o ponto médio do côndilo lateral do fémur foi alinhado com o eixo do braço da alavanca, e foi colocada uma última fita de fixação na articulação tibiotársica, três a cinco centímetros acima do maléolo lateral da tibia. A amplitude de movimento do teste ocorreu num intervalo angular de 0° a 90°, onde 0° representa o limite superior de máxima extensão do joelho de cada sujeito, pois, foi definido consoante o feedback de cada um relativamente ao seu grau de conforto, e de seguida, foi solicitado que realizassem a flexão do joelho para calibrar o aparelho para 90°. Após estar definido o limite superior de máxima extensão

do joelho (representa os 0°) e o limite inferior (90° de flexão do joelho), foi feita uma correção do efeito da gravidade do membro inferior e da gravidade do braço de alavanca, pesando – se o membro estando ele relaxado (Osterning; 1986) num ângulo de flexão do joelho de 30°. Os sujeitos também foram instruídos a, durante a realização dos testes, colocarem os braços cruzados ao peito com as mãos em cima dos ombros.

O primeiro protocolo a ser realizado foi o teste de força no dinamómetro isocinético na fase concêntrica/concêntrica na velocidade angular de 60°/s e depois na velocidade angular de 180°/s, em que os sujeitos, para cada velocidade angular executaram 3 repetições submáximas da extensão e flexão do joelho para se adaptarem ao movimento e à carga imposta, e depois executaram 5 repetições máximas da extensão e flexão do joelho para teste. O segundo protocolo a ser realizado foi o teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica/excêntrica na velocidade angular de 60°/s e depois na velocidade angular de 180°/s, em que os sujeitos, para cada velocidade angular executavam 3 repetições submáximas da extensão e flexão do joelho para se adaptarem ao movimento e à carga imposta, e depois executaram 5 repetições máximas da extensão e flexão do joelho para teste. Todas as séries e velocidades angulares, para cada protocolo, foram separadas por um minuto de descanso, e cada protocolo foi realizado em primeiro lugar no membro dominante e depois realizado no membro não dominante.

No final do teste os sujeitos voltaram a utilizar o cicloergómetro *Monark Ergomedic Peak 894E* e pedalarão durante mais cinco minutos, entre 50 a 60 rpm's, para recuperarem do esforço muscular implicado durante o teste de força no dinamómetro isocinético.

O alongamento pode ser caracterizado como o meio pelo qual se mantém ou aumenta a capacidade física, flexibilidade, que pode ser avaliada pelo aumento da amplitude de movimento (ADM) de determinada articulação (Alter; 2010). Um dos principais mecanismos para o aumento da ADM está relacionado com as alterações das estruturas da unidade músculo – tendão e que, agudamente, tais alterações podem afetar componentes como a viscoelasticidade, a relação força – comprimento e a rigidez (Alter; 2010).

Entende – se por unidade músculo – tendão a estrutura formada pelos fascículos musculares (conjunto de fibras musculares), os mísios (tecido conjuntivo disposto em paralelo aos fascículos) e o tendão (tecido conjuntivo denso, formado por fibras de colagénio, disposto em série aos fascículos) (Nordin e Frankel; 2003). Portanto, quando é realizado um exercício de alongamento, todas as estruturas da unidade músculo – tendão

são afetadas, em maior ou menor grau (Alter; 2010). A tensão desenvolvida pela unidade músculo – tendão, pode ser classificada de duas formas, tensão ativa e tensão passiva; pois, a tensão ativa é a força desenvolvida durante a contração muscular (“alongar o encurtamento” muscular), durante a interação da actina e da miosina; e a tensão passiva é a força desenvolvida pelo tecido conjuntivo (mísios e tendão) e pela proteína titina, quando exposto a forças tensivas (alongamentos) a partir do repouso (Nordin e Frankel; 2003). A ação das duas tensões completam – se e leva á tensão total desenvolvida pelo músculo (Nordin e Frankel; 2003).

No entanto, quando o músculo é alongado com o elemento contráctil relaxado, os elementos elásticos em série praticamente não são deformados e a quantidade de energia armazenada é muito reduzida. Nesse caso, a deformação ocorre principalmente nos elementos elásticos em paralelo (Mil - Homens et al; 2015). Por outro lado, quando o músculo é alongado desenvolvendo tensão, o que acontece em ação excêntrica, os elementos elásticos em série, e principalmente o tendão, são deformados e armazenam uma quantidade considerável de energia potencial que podem libertar no sentido do encurtamento do músculo (Mil - Homens et al; 2015). Já, em ações puramente concêntricas, grande parte das alterações do comprimento da unidade músculo – tendão resultam do encurtamento dos fascículos (Kurokawa et al; 2003).

A contração isocinética é a contração muscular que se faz acompanhar do movimento do membro (alavanca), em torno de um eixo articular, a uma velocidade constante. A velocidade do movimento é mantida constantemente por um dinamómetro (Baltzopoulos e Brodie; 1986). A resistência do dinamómetro é igual às forças musculares aplicadas em toda a amplitude de movimento. Este método permite a medição de força muscular em condições dinâmicas, e permite entender qual a força ideal aplicada pelos músculos. No entanto, durante os movimentos no plano vertical, o torque registado pelo dinamómetro, é o torque resultante produzido pelas forças musculares e gravitacionais (Baltzopoulos e Brodie; 1986).

Durante a extensão da perna, o quadríceps contrai – se concentricamente (Qcon) e os isquiotibiais contraem – se excentricamente (Iexc), por outro lado, durante a flexão da perna, os isquiotibiais contraem – se concentricamente (Icon) e o quadríceps contrai – se excentricamente (Qexc) (Coombs e Garbutt; 2002). Portanto, para avaliar a natureza do equilíbrio muscular dos isquiotibiais em relação ao músculo quadríceps, deve ser descrito um rácio Icon/Qexc que represente a flexão do joelho, e um rácio Iexc/Qcon que

represente a extensão do joelho, num determinado ângulo articular (Coombs e Garbutt; 2002).

Então, pode – se observar que no teste de força no dinamómetro isocinético na fase concêntrica/concêntrica, a extensão do joelho leva ao encurtamento do músculo quadríceps e a flexão do joelho leva ao encurtamento dos músculos isquiotibiais, por outro lado, no teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica/excêntrica, a extensão do joelho leva ao alongamento da unidade músculo – tendão, tensão total (tensão ativa/fibras musculares ativas mais a tensão passiva/tendão) dos isquiotibiais e a flexão do joelho leva ao alongamento da unidade músculo – tendão, tensão total (tensão ativa/fibras musculares ativas mais a tensão passiva/tendão) do quadríceps.

O peak torque (Newton por metro, N-m) representa o maior valor de torque da articulação (força produzida em torno de um eixo articular) produzido pela contração muscular à medida que o membro se movimenta na amplitude de movimento (Kannus; 1992). Então, para o teste de força no dinamómetro isocinético na fase concêntrica/concêntrica, foi extraído o peak torque, da melhor das 5 repetições, do músculo quadríceps (extensor do joelho) e dos músculos isquiotibiais (flexores do joelho), do membro dominante e do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s; e para o teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica/excêntrica, foi extraído o peak torque, da melhor das 5 repetições, da tensão total dos isquiotibiais (para a extensão do joelho) e da tensão total do quadríceps (para a flexão do joelho), do membro dominante e do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s, através do programa *Acknowledge*, versão 4.1 (Biopac Systems, Inc.), para cada sujeito.

Seguindo as referências de Campbell e Glenn (1982) e Heiser et al (1984), foi avaliado no presente estudo, em cada sujeito, o rácio convencional Icon/Qcon (músculos isquiotibiais em relação ao músculo quadríceps) na fase concêntrica, do membro dominante e do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s. O rácio convencional Icon/Qcon na fase concêntrica foi determinado dividindo o valor do peak torque dos músculos isquiotibiais na fase concêntrica, pelo valor do peak torque do músculo quadríceps na fase concêntrica e multiplicando o valor por cem. Foi também avaliado o rácio convencional Iexc/Qexc na fase excêntrica, do membro dominante e do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s. O rácio convencional Iexc/Qexc na fase excêntrica foi determinado dividindo o valor do peak torque da tensão total dos isquiotibiais na fase excêntrica, pelo valor do peak torque da tensão total do

quadríceps na fase excêntrica e multiplicando o valor por cem. Estas relações são ótimas na prevenção e reabilitação das lesões do joelho dos membros inferiores, pois, em relação ao rácio I/Q, é recomendado que o rácio ótimo (I_{con}/Q_{con} e I_{exc}/Q_{exc}) deva estar entre os 50% a 80% (Campbell e Glenn; 1982).

Seguindo as referências de Lautamies et al (2008) e Myer et al (2011), foi avaliado no presente estudo, em cada sujeito, o índice de simetria de força dos membros inferiores, relativamente ao músculo quadríceps e os músculos isquiotibiais, na fase concêntrica/concêntrica, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s. O índice de simetria de força do músculo quadríceps dos membros inferiores na fase concêntrica foi determinado dividindo o valor do peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante na fase concêntrica, pelo valor do peak torque do músculo quadríceps do membro dominante na fase concêntrica e multiplicando o valor por cem (Q do membro não dominante/ Q do membro dominante $\times 100$). O mesmo processo ocorreu para determinar o índice de simetria dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores na fase concêntrica.

Foi também avaliado o índice de simetria de força dos membros inferiores, relativamente à tensão total do quadríceps e à tensão total dos isquiotibiais, na fase excêntrica/excêntrica, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s. O índice de simetria de força da tensão total do quadríceps dos membros inferiores na fase excêntrica foi determinado dividindo o valor do peak torque da tensão total do quadríceps do membro não dominante na fase excêntrica, pelo valor do peak torque da tensão total do quadríceps do membro dominante na fase excêntrica e multiplicando o valor por cem. O mesmo processo ocorreu para determinar o índice de simetria de força da tensão total dos isquiotibiais dos membros inferiores na fase excêntrica. Um índice de simetria dos membros inferiores $<100\%$ apresenta um défice do membro não dominante em relação ao membro dominante (Myer et al; 2011), sendo que, um índice de simetria dos membros inferiores $\geq 90\%$ é considerado normal (diferença $\leq 10\%$) (Risberg et al; 1995). Então, no presente estudo, um índice de simetria dos membros inferiores $> 100\%$ apresentaria um défice do membro dominante em relação ao membro não dominante, sendo que, um índice de simetria dos membros inferiores $\leq 110\%$ seria considerado normal (diferença $\leq 10\%$).

Tendo em conta que, ao longo de uma determinada amplitude de movimento angular (comprimento muscular), com uma determinada velocidade angular constante, a força gerada pelas fibras musculares ativas durante o seu encurtamento (ação concêntrica), é a mesma força gerada pelas fibras musculares ativas durante o seu

alongamento (ação excêntrica), obtendo – se assim uma região onde o músculo é capaz de gerar o seu valor máximo de força (“plateau region”), e esta, ocorre no chamado comprimento de repouso do músculo, como se pode verificar pela relação força – comprimento da fibra muscular (Knudson; 2007).

Então, para prever uma lesão do tendão quadríceps e uma lesão ligamentar, da articular do joelho dos membros inferiores, é fundamental utilizar o teste de força no dinamómetro isocinético, na fase concêntrica do músculo quadríceps, para ser possível avaliar o peak torque do músculo quadríceps (“plateau region”); e na fase excêntrica do músculo quadríceps, para ser possível avaliar o peak torque da tensão total do quadríceps, para que, deste modo, se possa retirar o valor do torque do tendão quadríceps (tensão passiva do quadríceps) e o valor do torque das fibras musculares ativas do quadríceps (tensão ativa do quadríceps), no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s. Pois, é durante as ações excêntricas que o tendão tem um papel importante na proteção do músculo contra lesões, mas não deixa de ser preocupante, tendo em conta que, o tendão nestas ações excêntricas também pode sofrer uma lesão (rutura parcial ou total).

Deste modo, o presente estudo propõe determinar, recorrendo ao teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica do músculo quadríceps, o torque do tendão quadríceps dos membros inferiores no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s.

Desta forma, obteve – se, de cada sujeito, o peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica (o maior valor de 5 repetições – contrações excêntricas), obtendo – se de seguida o ângulo a que esse peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica ocorreu. Após se obter esse mesmo ângulo, e trabalhando com o mesmo ao longo do estudo, foi - se aos valores de torque do músculo quadríceps na fase concêntrica, e procurou - se nas 5 curvas de força (5 repetições – ações concêntricas) o maior valor de torque correspondente ao ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica. Por último, subtraiu - se ao peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica o torque do músculo quadríceps na fase concêntrica correspondente à mesma amplitude de movimento angular, obtendo - se assim, na fase excêntrica, o torque das fibras musculares ativas do quadríceps (tensão ativa do quadríceps) e o torque do tendão quadríceps (tensão passiva do quadríceps), num determinando ângulo em que a tensão total do quadríceps na fase excêntrica foi máxima.

Este processo foi realizado no membro dominante e no membro não dominante, para a velocidade angular de 60°/s e para a velocidade angular de 180°/s. Através deste processo foi também determinado o torque dos músculos isquiotibiais na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica.

Então, seguindo as referências de Coombs et al (2002) e Garbutt et al (2001), foi avaliado no presente estudo, em cada sujeito, o rácio funcional de flexão I_{con}/Q_{exc} no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, do membro dominante e do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s. O rácio funcional de flexão I_{con}/Q_{exc} no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica foi determinado dividindo o valor do torque dos músculos isquiotibiais na fase concêntrica, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, pelo valor do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica e multiplicando o valor por cem. Seguindo as referências de Lestienne (1979), o rácio funcional de flexão I_{con}/Q_{exc} diminui com o aumento da velocidade angular, contudo, o valor ideal deve – se aproximar do 0.

Por fim, foi avaliado, em cada sujeito, o índice de simetria de força da tensão ativa do quadríceps dos membros inferiores, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s. O índice de simetria de força da tensão ativa do quadríceps dos membros inferiores, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps, foi determinado dividindo o valor do torque da tensão ativa do quadríceps do membro não dominante, pelo torque da tensão ativa do quadríceps do membro dominante e multiplicando o valor por cem.

Já o índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores na fase concêntrica, no ângulo em que ocorreu o peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s, foi avaliado, dividindo o torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante na fase concêntrica, pelo torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante na fase concêntrica e multiplicando o valor por cem.



Figura 22 - Aquecimento realizado num cicloergómetro *Monark Ergonomic Peak 894E*, antes dos protocolos de força no dinamómetro isocinético



Figura 23 - Realização dos protocolos de força no dinamómetro isocinético *Biodex Multijoint System 3 Pro*

4.2.3. Protocolo de ecografia do joelho

As recolhas foram efetuadas na Escola Superior de Tecnologia e Saúde de Coimbra (ESTESC), no laboratório do Professor João Pedroso Lima.

Para a realização da ecografia foram incluídos todos os indivíduos da amostra, com idades compreendidas entre os 18 e os 30 anos.

O equipamento utilizado para a aquisição de imagens foi um ecógrafo da marca *Siemens®*, *Modelo Acuson MX3 Elite*, com uma sonda linear multifrequência que varia de 10 a 13 MHz.

O protocolo utilizado para o estudo baseou – se na aquisição de imagens no plano longitudinal e transversal do músculo vasto lateral e reto femoral (do membro dominante e do membro não dominante).

Foram também avaliados o tendão quadríceps, a porção proximal e distal do tendão rotuleano, bem como, o ligamento colateral lateral e o ligamento colateral medial (do membro dominante e do membro não dominante).

Em relação ao posicionamento do sujeito, este encontrava – se em decúbito ventral com flexão do joelho a 30° para permitir a abertura do espaço articular.

Os parâmetros avaliados foram a espessura do músculo vasto lateral, a espessura do músculo reto femoral, a espessura do tendão quadríceps, a espessura do tendão rotuleano proximal e distal, de acordo com os pontos marcados anteriormente (o perímetro proximal, medial e distal da coxa). O ponto utilizado para a avaliação ecográfica da zona da coxa foi o perímetro medial.

Para retirar esse mesmo ponto, mediu - se com uma fita métrica desde a zona superior da patela até a zona antero superior da espinha íliaca, e de seguida, marcou - se um ponto a meio dessas duas referências.

Para os fins do presente estudo, calculou – se a espessura total do tendão quadríceps (tendão quadríceps, tendão rotuleano distal e proximal), bem como, o torque do tendão quadríceps (tensão passiva do quadríceps), avaliado no dinamómetro isocinético, que representa o tendão quadríceps, o tendão rotuleano proximal e distal.



Figura 24 - Ecógrafo da marca *Siemens®*, Modelo *Acuson MX3 Elite*

4.2.4. Análise Estatística

A análise de dados foi realizada com recurso ao software SPSS 25 (IMB SPSS). A presente investigação é de natureza quantitativa e a amostra é composta por um número reduzido de sujeitos ($n=31 > 30$), logo, foram utilizados testes paramétricos, pois, para analisar as diferenças das variáveis, dos testes apresentados, do GF em comparação com o GC foi utilizado o teste T independente. Para determinar a correlação entre as variáveis foi utilizado a correlação de Pearson, pois esta é utilizada em casos de estatística paramétrica. No presente estudo foi utilizado um intervalo de confiança de 95%, isto é, um valor de 0,05 para o valor de p , sendo que, para um valor de $p \leq 0,05$ corresponde a que haja uma relação entre as variáveis estudadas ou que há um aumento ($p \leq 0,05$) do GF em relação ao GC.

Quando as correlações são positivas, isso significa que, quando uma variável aumenta a outra também aumenta ou quando uma variável diminui a outra também diminui.

Quando as correlações são negativas, isso significa que, quando uma variável aumenta a outra diminui.

5. Apresentação dos Resultados

5.1. Caracterização da amostra

Durante o decorrer da época, aproximadamente seis meses após a realização dos testes, 4 dos 15 sujeitos do GF contraíram uma lesão do joelho. Logo, para efeitos do estudo, o GF (n=11) corresponde ao número de sujeitos que não sofreu qualquer tipo de lesão do joelho durante o decorrer da época, e os 4 sujeitos que contraíram uma lesão do joelho correspondem ao grupo de futebolistas com lesão após 6 meses (GFCL após 6 meses).

Pode – se observar, através da tabela 3, que o GC conta com uma média de idades e massa corporal maior comparativamente com o GF.

Tabela 3 - Caracterização dos grupos de estudo segundo as variáveis de idade (anos), estatura (cm) e massa corporal (kg), para o GC e o GF (Média \pm DP).

	Idade (anos)	Estatura (cm)	Massa Corporal (kg)
GC (n=16)	24,25 \pm 2,49	175,42 \pm 4,56	74,08 \pm 11,30
GF (n=11)	23,55 \pm 3,36	177,25 \pm 5,67	72,82 \pm 7,49

5.2. Protocolo de força no dinamómetro isocinético

Quando realizada a avaliação do teste de força no dinamómetro isocinético na fase concêntrica, para a extensão do joelho, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, relativamente à tabela 4 pode - se verificar que em média, o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é maior comparativamente com o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, em ambos os grupos de estudo.

Verifica – se para o GC, que em média, o índice de simetria de força do músculo quadríceps dos membros inferiores na velocidade angular de 60°/s apresenta um valor <100%, logo, indica que em média, o peak torque do músculo quadríceps do membro dominante é maior em relação ao peak torque do músculo quadríceps do membro não

dominante; já na velocidade angular de 180°/s, verifica – se, que em média, o índice de simetria de força do músculo quadríceps dos membros inferiores apresenta um valor > 100%, logo, indica que em média, o peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante é maior em relação ao peak torque do músculo quadríceps do membro dominante, como se pode constatar na tabela 4.

Respetivamente ao GF, em média, o índice de simetria de força do músculo quadríceps dos membros inferiores na velocidade angular de 60°/s apresenta um valor <100%, logo, indica que em média, o peak torque do músculo quadríceps do membro dominante é maior em relação ao peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante; já na velocidade angular de 180°/s, verifica – se, que em média, o índice de simetria de força do músculo quadríceps dos membros inferiores apresenta um valor <100%, logo, indica que em média, o peak torque do músculo quadríceps do membro dominante é maior em relação ao peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante, como se pode constatar na tabela 4.

Quando realizada a avaliação do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, para a flexão do joelho, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, relativamente à tabela 4 pode – se verificar que em média, o peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é maior comparativamente com ao peak torque do músculo quadríceps na fase concêntrica na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, em ambos os grupos de estudo, no entanto, pode – se constatar que o mesmo se sucede na velocidade angular de 180°/s, em ambos os grupos de estudo.

Por outro lado, com o aumento da velocidade angular na fase excêntrica, de 60°/s para 180°/s, verifica – se, que em média, o peak torque da tensão total do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é maior comparativamente com o peak torque da tensão total do quadríceps na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, no GC, já no GF apenas o membro não dominante corresponde ao padrão descrito.

Relativamente ao teste de força na fase excêntrica, verifica – se para o GC, que em média, o índice de simetria de força da tensão total do quadríceps dos membros inferiores na velocidade angular de 60°/s apresenta um valor <100%, logo, indica que em média, o peak torque da tensão total do quadríceps do membro dominante é maior em relação ao peak torque da tensão total do quadríceps do membro não dominante; já na

velocidade angular de 180°/s, verifica – se, que em média, o índice de simetria de força da tensão total do quadríceps dos membros inferiores apresenta um valor <100%, logo, indica que em média, o peak torque da tensão total do quadríceps do membro dominante é maior em relação ao peak torque da tensão total do quadríceps do membro não dominante, como se pode constatar na tabela 4.

Respetivamente ao GF, em média, o índice de simetria de força da tensão total do quadríceps dos membros inferiores na velocidade angular de 60°/s apresenta um valor <100%, logo, indica que em média, o peak torque da tensão total do quadríceps do membro dominante é maior em relação ao peak torque da tensão total do quadríceps do membro não dominante; já na velocidade angular de 180°/s, verifica – se, que em média, o índice de simetria de força da tensão total do quadríceps dos membros inferiores apresenta um valor <100%, logo, indica que em média, o peak torque da tensão total do quadríceps do membro dominante é maior em relação ao peak torque da tensão total do quadríceps do membro não dominante, como se pode constatar na tabela 4.

Tabela 4 - Peak torque do quadríceps (N-m) e índice de simetria de força dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, para o GC e GF (Média ± DP).

Grupo	Peak Torque do Quadríceps (N-m) a 60°/s			Peak Torque do Quadríceps (N-m) a 180°/s		
	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Índice de Simetria (%)	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Índice de Simetria (%)
GC (n=16)						
Concêntrica	210,79 ± 43,20	192,38 ± 36,69	91,92 ± 8,78	138,75 ± 26,49	140,45 ± 27,34	101,71 ± 10,81
Excêntrica	230,91 ± 56,59	218,25 ± 48,90	97,37 ± 22,63	234,19 ± 42,21	221,20 ± 32,81	96,03 ± 15,89
GF (n=11)						
Concêntrica	213,17 ± 37,54	210,45 ± 34,68	99,45 ± 11,57	148,94 ± 22,07	146,03 ± 19,65	98,81 ± 11,69
Excêntrica	250,31 ± 50,83	230,65 ± 42,36	93,60 ± 15,01	242,08 ± 49,09	233,31 ± 34,88	98,49 ± 17,70

No que diz respeito à tabela 4.1 pode – se verificar, para o atleta 2 e 3, que o valor do peak torque do músculo quadríceps do membro dominante na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC (Média ± DP); o peak torque do músculo quadríceps do membro não dominante na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para

o atleta 1, 2 e 4; e o índice de simetria de força do músculo quadríceps dos membros inferiores na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1, 2 e 4.

No que diz respeito à tabela 4.1 pode – se verificar ainda, para todos os atletas, que o valor do peak torque da tensão total do quadríceps do membro dominante na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s, está balizado com o valor de referência do GC (Média ± DP); o valor do peak torque da tensão total do quadríceps do membro não dominante na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1, 2 e 4; e o índice de simetria de força da tensão total do quadríceps dos membros inferiores na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 3.

Tabela 4.1 - Peak torque do quadríceps (N-m) e índice de simetria de força dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, na velocidade angular de 60°/s, para o GFCL.

		Peak Torque do Quadríceps (N-m) a 60°/s		
		Membro Dominante	Membro Não Dominante	Índice de Simetria (%)
GFCL (n=4)				
Concêntrica	Atleta 1	242,3	243,4	100,45
	Atleta 2	144,5	148,1	102,49
	Atleta 3	161	156,1	96,96
	Atleta 4	212,3	235,9	111,12
GFCL (n=4)				
Excêntrica	Atleta 1	263,3	293,6	111,51
	Atleta 2	244,5	269,4	110,18
	Atleta 3	166,7	240,4	144,21
	Atleta 4	285,4	294	103,01

No que diz respeito à tabela 4.2 pode – se verificar, para todos os atletas, que o valor do peak torque do músculo quadríceps, do membro dominante e do membro não dominante, e o índice de simetria de força do músculo quadríceps dos membros inferiores,

na fase concêntrica, na velocidade angular de 180°/s, estão balizados com o valor de referência do GC (Média ± DP).

No que diz respeito à tabela 4.2 pode – se verificar ainda, para o atleta 3, que o valor do peak torque da tensão total do quadríceps do membro dominante na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o valor de referência do GC; o valor do peak torque da tensão total do quadríceps do membro não dominante na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1, 2 e 3; e o índice de simetria de força da tensão total do quadríceps dos membros inferiores na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1, 2 e 3.

Tabela 4.2 - Peak torque do quadríceps (N-m) e índice de simetria de força dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamômetro isocinético, na velocidade angular de 180°/s, para o GFCL.

Peak Torque do Quadríceps (N-m) a 180°/s				
		Membro Dominante	Membro Não Dominante	Índice de Simetria (%)
GFCL (n=4)				
	Atleta 1	158,7	151,5	95,46
Concêntrica	Atleta 2	116,3	118,4	101,81
	Atleta 3	132,6	133,3	100,53
	Atleta 4	149,8	153,5	102,47
	GFCL (n=4)			
	Atleta 1	251,9	311,7	123,74
Excêntrica	Atleta 2	215,7	267,3	123,92
	Atleta 3	166,1	262,8	158,22
	Atleta 4	253,4	232	91,55

Relativamente à tabela 5 pode – se verificar que há uma correlação forte no sentido positivo ($r = 0,760$) entre o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 180°/s, na fase

concêntrica, no membro dominante do GC; uma correlação forte no sentido positivo ($r = 0,782$) entre as duas variáveis descritas, no membro não dominante do GC; uma correlação forte no sentido positivo ($r = 0,875$) entre as duas variáveis descritas, no membro dominante do GF; e uma correlação forte no sentido positivo ($r = 0,912$) entre as duas variáveis descritas, no membro não dominante do GF.

Tabela 5 - Correlação entre o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 180°/s, na fase concêntrica, para ambos os grupos de estudo.

Peak Torque do Quadríceps (N-m) a 180°/s	Peak Torque do Quadríceps (N-m) a 60°/s			
	Membro Dominante		Membro Não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	0,760**	0,782**	0,875**	0,912**
<i>p</i>	0,001	0,004	0,000	0,000

** $p \leq 0,01$ existe uma correlação forte.

Relativamente à tabela 6 pode – se verificar que há uma correlação forte no sentido positivo ($r = 0,745$) entre o peak torque da tensão total do quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o peak torque da tensão total do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, na fase excêntrica, no membro dominante do GC, por outro lado, para o membro não dominante do GC há uma correlação no sentido positivo ($r = 0,564$) entre as duas variáveis descritas.

Respetivamente ao GF pode – se verificar que há uma correlação no sentido positivo ($r = 0,613$) entre as duas variáveis descritas, no membro não dominante.

Tabela 6 - Correlação entre o peak torque da tensão total do quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o peak torque da tensão total do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, na fase excêntrica, para ambos os grupos de estudo.

Peak Torque do Quadríceps (N-m) a 180°/s	Peak Torque do Quadríceps (N-m) a 60°/s			
	Membro Dominante		Membro Não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	0,745**	0,331	0,564*	0,613*
<i>p</i>	0,001	0,320	0,023	0,045

** $p \leq 0,01$ existe uma correlação forte.

* $p \leq 0,05$ existe uma correlação.

Relativamente ao peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s, verifica – se na tabela 7 que existe um aumento ($p \leq 0,05$) do GF comparativamente com o GC.

Quando realizada a avaliação do teste de força no dinamómetro isocinético na fase concêntrica, para a flexão do joelho, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, relativamente à tabela 7 pode - se verificar que em média, o peak torque dos músculos isquiotibiais na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é maior comparativamente com o peak torque dos músculos isquiotibiais na velocidade angular de 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, em ambos os grupos de estudo.

Verifica – se para o GC, que em média, o índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores na velocidade angular de 60°/s apresenta um valor <100%, logo, indica que em média, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante é maior em relação ao peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante; já na velocidade angular de 180°/s, verifica – se, que em média, o índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores apresenta um valor <100%, logo, indica que em média, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante é maior em relação ao peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante, como se pode constatar na tabela 7.

Respetivamente ao GF, em média, o índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores na velocidade angular de 60°/s apresenta um valor

<100%, logo, indica que em média, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante é maior em relação ao peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante; já na velocidade angular de 180°/s, verifica – se, que em média, o índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores apresenta um valor > 100%, logo, indica que em média, o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante é maior em relação ao peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante, como se pode verificar na tabela 7.

Quando realizada a avaliação do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, para a extensão do joelho, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, relativamente à tabela 7 pode – se verificar que em média, o peak torque da tensão total dos isquiotibiais na fase excêntrica na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é maior comparativamente com o peak torque dos músculos isquiotibiais na fase concêntrica na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, em ambos os grupos de estudo, no entanto, o mesmo se sucede na velocidade angular de 180°/s.

Por outro lado, com o aumento da velocidade angular na fase excêntrica, de 60°/s para 180°/s, verifica – se, que em média, o peak torque da tensão total dos isquiotibiais na velocidade angular de 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é maior comparativamente com o peak torque da tensão total dos isquiotibiais na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, no GF, já no GC apenas o membro dominante corresponde ao padrão descrito.

Relativamente ao teste de força na fase excêntrica, verifica – se para o GC, que em média, o índice de simetria de força da tensão total dos isquiotibiais dos membros inferiores na velocidade angular de 60°/s apresenta um valor <100%, logo, indica que em média, o peak torque da tensão total dos isquiotibiais do membro dominante é maior em relação ao peak torque da tensão total dos isquiotibiais do membro não dominante; já na velocidade angular de 18°/s, verifica – se, que em média, o índice de simetria de força da tensão total dos isquiotibiais dos membros inferiores apresenta um valor <100%, logo, indica que em média, o peak torque da tensão total dos isquiotibiais do membro dominante é maior em relação ao peak torque da tensão total dos isquiotibiais do membro não dominante, como se pode constatar na tabela 7.

Respetivamente ao GF, em média, o índice de simetria de força da tensão total dos isquiotibiais dos membros inferiores na velocidade angular de 60°/s apresenta um valor

<100%, logo, indica que em média, o peak torque da tensão total dos isquiotibiais do membro dominante é maior em relação ao peak torque da tensão total dos isquiotibiais do membro não dominante; já na velocidade angular de 180°/s, verifica – se, que em média, o índice de simetria de força da tensão total dos isquiotibiais dos membros inferiores apresenta um valor <100%, logo, indica que em média, o peak torque da tensão total dos isquiotibiais do membro dominante é maior em relação ao peak torque da tensão total dos isquiotibiais do membro não dominante, como se pode constatar na tabela 7.

Tabela 7 - Peak torque dos isquiotibiais (N-m) e o índice de simetria de força dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, para o GC e GF (Média ± DP).

Grupo	Peak Torque dos Isquiotibiais (N-m) a 60°/s			Peak Torque dos Isquiotibiais (N-m) a 180°/s		
	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Índice de Simetria (%)	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Índice de Simetria (%)
GC (n=16)						
Concêntrica	112,02 ± 22,48	97,46 ± 21,24	87,09 ± 9,73	91,29 ± 19,80	81,94 ± 17,06	90,83 ± 14,52
Excêntrica	155,43 ± 40,59	144,16 ± 27,74	96,23 ± 23,08	159,46 ± 32,63	141,38 ± 31,17	90,10 ± 17,60
GF (n=11)						
Concêntrica	118,27 ± 24,68	113,65 ± 17,95*	98,88 ± 21,25	94,19 ± 29,16	92,85 ± 13,12	105,12 ± 26,57
Excêntrica	155,42 ± 16,73	149,64 ± 22,00	97,08 ± 15,71	166,49 ± 28,56	155,70 ± 26,38	94,51 ± 13,69

* $p \leq 0,05$ existe diferença significativa do GF comparativamente com o GC.

No que diz respeito à tabela 7.1 pode – se verificar, para o atleta 1, que o valor do peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC (Média ± DP); o peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1 e 4; e o índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1 e 4.

No que diz respeito à tabela 7.1 pode – se verificar ainda, para todos os atletas, que o valor do peak torque da tensão total dos isquiotibiais do membro dominante na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s, está balizado com o valor de referência do GC

(Média \pm DP); o valor do peak torque da tensão total dos isquiotibiais do membro não dominante na fase excêntrica, na velocidade de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1; e o valor do índice de simetria de força da tensão total dos isquiotibiais dos membros inferiores na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1, 2 e 4.

Tabela 7.1 - Peak torque dos isquiotibiais (N-m) e índice de simetria de força dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamômetro isocinético, na velocidade angular de 60°/s, para o GFCL.

Peak Torque dos Isquiotibiais (N-m) a 60°/s				
		Membro Dominante	Membro Não Dominante	Índice de Simetria (%)
GFCL (n=4)				
	Atleta 1	137,5	138,9	101,02
Concêntrica	Atleta 2	108,6	87,3	80,39
	Atleta 3	124,9	89,2	71,42
	Atleta 4	124,6	129,9	104,25
	GFCL (n=4)			
	Atleta 1	178,4	174,4	97,76
Excêntrica	Atleta 2	133,4	162,2	121,59
	Atleta 3	128,4	136,4	106,23
	Atleta 4	162,9	171,4	105,22

No que diz respeito à tabela 7.2 pode – se verificar, para o atleta 1 e 4, que o valor do peak torque dos músculos isquiotibiais do membro dominante na fase concêntrica, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o valor de referência do GC (Média \pm DP); o valor do peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante na fase concêntrica, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1; e o valor do índice de simetria de força dos músculos

isquiotibiais dos membros inferiores na fase concêntrica, na velocidade angular de 180°/s, está balizado com o valor de referência do GC, para todos os atletas.

No que diz respeito à tabela 7.2 pode – se verificar ainda, para o atleta 1 e 2, que o valor do peak torque da tensão total dos isquiotibiais do membro dominante na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o valor de referência do GC (Média ± DP); o valor do peak torque da tensão total dos isquiotibiais do membro não dominante na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1; e o índice de simetria de força da tensão total dos isquiotibiais dos membros inferiores na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 2 e 4.

Tabela 7.2 - Peak torque dos isquiotibiais (N-m) e índice de simetria de força dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, na velocidade angular de 180°/s, para o GFCL.

Peak Torque dos Isquiotibiais (N-m) a 180°/s				
		Membro Dominante	Membro Não Dominante	Índice de Simetria (%)
GFCL (n=4)				
	Atleta 1	121,4	115,8	95,39
Concêntrica	Atleta 2	91,8	89,5	97,49
	Atleta 3	89,2	75,4	84,53
	Atleta 4	115	93,7	81,48
	GFCL (n=4)			
	Atleta 1	200,8	179,1	89,19
Excêntrica	Atleta 2	108,6	144,3	132,87
	Atleta 3	169	130,9	77,46
	Atleta 4	145,2	158	108,82

Quando realizada a avaliação do teste de força no dinamómetro isocinético na fase concêntrica, para a flexão e para a extensão do joelho, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, relativamente à tabela 8 pode - se verificar que em média, o rácio convencional Icon/Qcon na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e

do membro não dominante, é menor comparativamente com o rácio convencional I_{con}/Q_{con} na velocidade angular de 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, em ambos os grupos.

Quando realizada a avaliação do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, para a extensão e para a flexão do joelho, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, relativamente à tabela 8 pode - se verificar que em média, o rácio convencional I_{exc}/Q_{exc} na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é menor comparativamente com o rácio convencional I_{exc}/Q_{exc} na velocidade angular de 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, no GF, já no GC apenas o membro dominante corresponde ao padrão descrito.

Tabela 8 - Rácio Convencional I/Q (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, para o GC e GF (Média ± DP).

Grupo	Rácio Convencional I/Q (%) a 60°/s		Rácio Convencional I/Q (%) a 180°/s	
	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Membro Dominante	Membro Não Dominante
GC (n=16)				
Concêntrica	53,78 ± 7,50	50,79 ± 6,49	66,22 ± 9,80	58,69 ± 8,46
Excêntrica	68,35 ± 13,36	67,50 ± 12,49	68,47 ± 10,54	64,07 ± 11,68
GF (n=11)				
Concêntrica	55,51 ± 7,03	54,13 ± 3,28	63,30 ± 16,40	64,24 ± 10,60
Excêntrica	64,17 ± 12,40	66,73 ± 15,25	69,78 ± 10,09	67,33 ± 10,35

No que diz respeito à tabela 8.1 pode – se verificar, para o atleta 2 e 3, que o valor do rácio convencional I_{con}/Q_{con} do membro dominante na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC (Média ± DP); o valor do rácio convencional I_{con}/Q_{con} do membro não dominante na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s, para o atleta 2, não está balizado com o valor de referênci do GC; o valor do rácio convencional I_{con}/Q_{con} do membro dominante na fase concêntrica, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o valor de

referência do GC, para o atleta 1, 2 e 4; e o valor do rácio convencional I_{con}/Q_{con} do membro não dominante na fase concêntrica, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o valor de referência do GC.

No que diz respeito à tabela 8.1 pode – se verificar ainda, para o atleta 2, que o valor do rácio convencional I_{exc}/Q_{exc} do membro dominante na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC (Média ± DP); o valor do rácio convencional I_{exc}/Q_{exc} do membro não dominante na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 2 e 3; o valor do rácio convencional I_{exc}/Q_{exc} do membro dominante na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 3; e o rácio convencional I_{exc}/Q_{exc} do membro não dominante na fase excêntrica, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 3.

Tabela 8.1 - Rácio Convencional I/Q (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, para o GFCL.

		Rácio Convencional I/Q (%) a 60°/s		Rácio Convencional I/Q (%) a 180°/s	
		Membro Dominante	Membro Não Dominante	Membro Dominante	Membro Não Dominante
GFCL (n=4)					
Concêntrica	Atleta 1	56,75	57,07	76,50	76,44
	Atleta 2	75,16	58,95	78,93	75,59
	Atleta 3	77,58	57,14	67,27	56,56
	Atleta 4	58,69	55,07	76,77	61,04
GFCL (n=4)					
Excêntrica	Atleta 1	67,76	79,71	59,40	57,46
	Atleta 2	54,56	50,35	60,21	53,98
	Atleta 3	77,02	101,75	56,74	49,81
	Atleta 4	57,08	57,30	58,30	68,10

Quando avaliado o ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para a flexão do joelho, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, relativamente à tabela 9 pode - se verificar que, nesse

mesmo ângulo ocorre um torque da tensão ativa do quadríceps (fibras musculares ativas do quadríceps) e um torque da tensão passiva do quadríceps (tendão quadríceps), pois, a soma das duas tensões leva à tensão total do quadríceps (tabela 4).

Analisando a tabela 9, verifica – se, que em média, o torque da tensão ativa do quadríceps na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é maior comparativamente com o torque da tensão ativa do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, em ambos os grupos de estudo, por outro lado, o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é menor comparativamente com o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, em ambos os grupos de estudo.

Analisando ainda a tabela 9 pode – se verificar que em média, na velocidade angular de 60°/s, o torque da tensão ativa do quadríceps, do membro dominante e do membro não dominante, é maior em relação ao torque da tensão passiva do quadríceps, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, em ambos os grupos de estudo. Por outro lado, na velocidade angular de 180°/s, o torque da tensão ativa do quadríceps do membro dominante é menor em relação ao torque da tensão passiva do quadríceps do membro dominante, já o torque da tensão ativa do quadríceps do membro não dominante é maior em relação ao torque da tensão passiva do quadríceps do membro não dominante, isto no GC. Já no GF, o torque da tensão ativa do quadríceps, do membro dominante e do membro não dominante, é maior em relação ao torque da tensão passiva do quadríceps, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente.

Então, na velocidade angular de 60°/s, verifica – se o mesmo padrão entre a força das fibras musculares ativas do quadríceps e a força do tendão quadríceps, do membro dominante em relação ao membro não dominante, para ambos os grupos. Já na velocidade angular de 180°/s, verifica – se, que o padrão entre a força das fibras musculares ativas do quadríceps e a força do tendão quadríceps, é diferente, do membro dominante em relação ao membro não dominante, no GC; já no GF o padrão é o mesmo entre os membros.

Tabela 9 - Torque da tensão ativa e passiva, do quadríceps, e torque dos músculos isquiotibiais, avaliado através do teste de força no dinamômetro isocinético, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para o GC e CF (Média \pm DP).

Grupo	Membro Dominante				Membro Não Dominante			
	60°/s				60°/s			
	Torque da Tensão Ativa Q. (N-m)	Torque da Tensão Passiva Q. (N-m)	Torque dos Isquiotibiais (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)	Torque da Tensão Ativa Q. (N-m)	Torque da Tensão Passiva Q. (N-m)	Torque dos Isquiotibiais (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)
GC (n=16)	183,68 \pm 56,56	47,23 \pm 61,48	87,84 \pm 30,77	56,88 \pm 18,59	177,36 \pm 37,32	40,89 \pm 39,66	86,33 \pm 21,29	61,13 \pm 11,61
GF (n=11)	203,26 \pm 42,42	47,05 \pm 45,52	105,13 \pm 22,97	58,55 \pm 10,55	196,94 \pm 36,03	33,71 \pm 42,23	96,47 \pm 19,15	61,09 \pm 9,96
Grupo	180°/s				180°/s			
	Torque da Tensão Ativa Q. (N-m)	Torque da Tensão Passiva Q. (N-m)	Torque dos Isquiotibiais (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)	Torque da Tensão Ativa Q. (N-m)	Torque da Tensão Passiva Q. (N-m)	Torque dos Isquiotibiais (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)
	GC (n=16)	116,24 \pm 33,21	117,95 \pm 47,76	72,24 \pm 16,00	50,94 \pm 21,95	119,98 \pm 33,02	101,22 \pm 42,85	73,64 \pm 17,51
GF (n=11)	127,37 \pm 42,87	114,71 \pm 45,08	75,92 \pm 28,86	46,45 \pm 21,19	120,56 \pm 39,03	112,75 \pm 32,06	78,47 \pm 17,23	42,82 \pm 23,22

No que diz respeito à tabela 9.1 pode – se verificar, para o atleta 1, 3 e 4, que o valor do torque da tensão ativa do quadríceps do membro dominante na velocidade angular de 60°/s não está balizado com o valor de referência do GC (Média \pm DP); o valor do torque da tensão passiva do quadríceps do membro dominante na velocidade angular de 60°/s não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 2 e 4; o valor do ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica do membro dominante, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 4; o valor do torque da tensão ativa do quadríceps do membro não dominante na velocidade angular de 60°/s não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1 e 4; o valor do torque da tensão passiva do quadríceps do membro não dominante na velocidade angular de 60°/s não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 2 e 3; e o valor do ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1 e 4.

No que diz respeito á tabela 9.1 pode – se verificar ainda, para todos os atletas, que o valor do torque da tensão ativa do quadríceps do membro dominante na velocidade angular de 180°/s está balizado com o valor de referência do GC (Média \pm DP); o valor do torque da tensão passiva do quadríceps do membro dominante na velocidade angular de 180°/s não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 3; o valor do ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica do

membro dominante, na velocidade angular de 180°/s, está balizado com o valor de referência do GC, para todos os atletas; o valor do torque da tensão ativa do quadríceps do membro não dominante na velocidade angular de 180°/s está balizado com o valor de referência do GC, para todos os atletas; o valor do torque da tensão passiva do quadríceps do membro não dominante na velocidade angular de 180°/s não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1 e 2; e o ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica do membro não dominante, na velocidade angular de 180°/s, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1 e 2.

Tabela 9.1 - Torque da tensão ativa e passiva, do quadríceps, e torque dos músculos isquiotibiais, avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para o GFCL.

GFCL (n=4)	Membro Dominante			Membro Não Dominante		
	60°/s			60°/s		
	Torque da Tensão Ativa Q. (N-m)	Torque da Tensão Passiva Q. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)	Torque da Tensão Ativa Q (N-m)	Torque da Tensão Passiva Q. (N-m)	Ângulo de Ocorrência (°)
Atleta 1	242,2	21,1	68	228,6	65	74
Atleta 2	137,5	107	68	144,7	124,7	66
Atleta 3	147,7	19	60	150,8	89,6	62
Atleta 4	167,3	118,1	81	231,1	62,9	73
GFCL (n=4)		180°/s			180°/s	
Atleta 1	141,4	110,5	64	119,7	192	77
Atleta 2	109,1	106,6	62	97,5	169,8	73
Atleta 3	129,6	36,5	54	119,9	142,9	64
Atleta 4	135,5	117,9	71	147,9	84,1	61

Relativamente à tabela 10 pode – se verificar que há uma correlação no sentido positivo ($r = 0,614$) entre o torque da tensão ativa do quadríceps na velocidade angular

de 60°/s e o torque da tensão ativa do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, no membro dominante do GF, por outro lado, verifica – se, que há uma correlação forte no sentido positivo ($r = 0,834$) entre as duas variáveis descritas, no membro não dominante do GF.

Tabela 10 - Correlação entre o torque da tensão ativa do quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o torque da tensão ativa do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para ambos os grupos de estudo.

Torque da Tensão Ativa do Quadríceps (N-m) a 180°/s	Torque da Tensão Ativa do Quadríceps (N-m) a 60°/s			
	Membro Dominante		Membro Não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	0,283	0,614*	0,420	0,834**
<i>p</i>	0,288	0,044	0,105	0,001

** $p \leq 0,01$ existe uma correlação forte.

* $p \leq 0,05$ existe uma correlação.

Relativamente à tabela 11 pode – se verificar que não há correlação ($p > 0,05$) entre o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, em ambos os membros de ambos os grupos.

Tabela 11 - Correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para ambos os grupos de estudo.

Torque da Tensão Passiva do Quadríceps (N-m) a 180°/s	Torque da Tensão Passiva do Quadríceps (N-m) a 60°/s			
	Membro Dominante		Membro Não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	0,361	- 0,158	0,219	0,117
<i>p</i>	0,170	0,642	0,415	0,733

Relativamente à tabela 12 pode – se verificar que há uma correlação no sentido positivo ($r = 0,689$) entre o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade de 60°/s e o ângulo em que o mesmo ocorre (ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica), no membro dominante do GF.

Tabela 12 - Correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o ângulo em que o mesmo ocorreu (no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica), para ambos os grupos de estudo.

Torque da Tensão Passiva do Quadríceps (N-m) a 60°/s	Ângulo de Ocorrência (°)			
	Membro Dominante		Membro Não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	- 0,225	0,689*	0,441	0,378
<i>p</i>	0,403	0,019	0,087	0,251

* $p \leq 0,05$ existe uma correlação.

Relativamente à tabela 13 pode – se verificar que não há correlação ($p > 0,05$) entre o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 180°/s e o ângulo em que o mesmo ocorre, em ambos os membros de ambos os grupos.

Tabela 13 - Correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 180°/s e o ângulo em que o mesmo ocorre (ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica), para ambos os grupos de estudo.

Torque da Tensão Passiva do Quadríceps (N-m) a 180°/s	Ângulo de Ocorrência (°)			
	Membro Dominante		Membro Não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	- 0,120	- 0,089	0,229	- 0,053
<i>p</i>	0,657	0,794	0,394	0,877

Relativamente à tabela 14 pode – se verificar que há uma correlação no sentido negativo ($r = - 0,543$) entre o torque da tensão ativa do quadríceps e o torque da tensão passiva do quadríceps, na velocidade angular de 60°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, no membro dominante do GC.

Tabela 14 - Correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps e o torque da tensão ativa do quadríceps, na velocidade angular de 60°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para ambos os grupos de estudo.

Torque da Tensão Passiva do Quadríceps (N-m) a 60°/s	Torque da Tensão Ativa do Quadríceps (N-m) a 60°/s			
	Membro Dominante		Membro Não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	- 0,543*	- 0,333	- 0,194	- 0,423
<i>p</i>	0,030	0,316	0,471	0,195

* $p \leq 0,05$ existe uma correlação.

Relativamente à tabela 15 pode – se verificar que há uma correlação no sentido negativo ($r = - 0,505$) entre o torque da tensão ativa do quadríceps e o torque da tensão passiva do quadríceps, na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque total do quadríceps na fase excêntrica, no membro dominante do GC.

Por outro lado, pode – se verificar que há uma correlação forte no sentido negativo ($r = - 0,654$) entres as duas variáveis descritas, no membro dominante do GC.

Tabela 15 - Correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps e o torque da tensão ativa do quadríceps, na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para ambos os grupos de estudo.

Torque da Tensão Passiva do Quadríceps (N-m) a 180°/s	Torque da Tensão Ativa do Quadríceps (N-m) a 180°/s			
	Membro Dominante		Membro Não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	- 0,505*	- 0,378	- 0,654**	- 0,533
<i>p</i>	0,046	0,252	0,006	0,091

** $p \leq 0,01$ existe uma correlação forte.

* $p \leq 0,05$ existe uma correlação.

Tabela 16 - Índice de simetria de força da tensão ativa do quadríceps dos membros inferiores (%), e índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para o GC e CF (Média ± DP).

Grupo	Índice de Simetria da Tensão Ativa Q. (%) a 60°/s	Índice de Simetria da Tensão Ativa Q. (%) a 180°/s
	GC (n=16)	107,88 ± 52,07
GF (n=11)	98,63 ± 17,25	101,89 ± 37,02
	Índice de Simetria Isquiotibiais (%) a 60°/s	Índice de Simetria Isquiotibiais (%) a 180°/s
	GC (n=16)	122,20 ± 95,27
GF (n=11)	93,84 ± 18,48	118,56 ± 53,69

No que diz respeito à tabela 16.1 pode – se verificar, para o atleta 2, que o valor do índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, não está balizado com o valor de referência do GC (Média

\pm DP); e o valor do índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores na velocidade angular de 60°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, está balizado com o valor de referência do GC, para todos os atletas.

Relativamente à tabela 16.1 pode – se verificar ainda, para todos os atletas, que o valor do índice de simetria de força da tensão ativa do quadríceps dos membros inferiores, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, está balizado com o valor de referência do GC.

Tabela 16.1 - Índice de simetria de força da tensão ativa do quadríceps dos membros inferiores (%), e índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para o GFCL.

GFCL (n=4)	Índice de Simetria da Tensão Ativa Q. (%) a 60°/s	Índice de Simetria da Tensão Ativa Q. (%) a 180°/s
Atleta 1	94,38	84,65
Atleta 2	105,24	89,37
Atleta 3	102,10	92,52
Atleta 4	138,14	109,15
GFCL (n=4)	Índice de Simetria Isquiotibiais (%) a 60°/s	Índice de Simetria Isquiotibiais (%) a 180°/s
Atleta 1	97,01	90,59
Atleta 2	91,82	78,09
Atleta 3	74,92	84,42
Atleta 4	109,73	93,04

Quando avaliado o ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para a flexão do joelho, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, relativamente à tabela 17 pode - se verificar que, o rácio funcional de flexão Icon/Qexc na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é maior comparativamente com o rácio funcional Icon/Qexc

na velocidade angular de 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respectivamente, em ambos os grupos de estudo.

Tabela 17 - Rácio Funcional de Flexão Icon/Qexc (%), avaliado através do teste de força no dinamômetro isocinético, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para o GC e CF (Média ± DP).

Grupo	Rácio Funcional de Flexão Icon/Qexc (%) a 60°/s		Rácio Funcional de Flexão Icon/Qexc (%) a 180°/s	
	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Membro Dominante	Membro Não Dominante
GC (n=16)	39,68 ± 14,84	40,65 ± 11,74	31,62 ± 8,02	33,48 ± 6,98
GF (n=11)	43,29 ± 11,12	42,75 ± 9,86	31,52 ± 10,73	34,50 ± 10,48

No que diz respeito à tabela 17.1 pode – se verificar, para o atleta 3, que o rácio funcional de flexão Icon/Qexc do membro dominante na velocidade angular de 60°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, não está balizado com o valor de referência do GC (Média ± DP); o valor do rácio funcional de flexão Icon/Qexc do membro não dominante na velocidade angular de 60°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, está balizado com o valor de referência do GC, para todos os atletas; o rácio funcional de flexão Icon/Qexc do membro dominante na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, não está balizado no valor de referência do GC, para o atleta 3; e o rácio funcional de flexão Icon/Qexc do membro não dominante na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1, 2 e 3.

Tabela 17.1 - Rácio Funcional de Flexão Icon/Qexc (%), avaliado através do teste de força no dinamómetro isocinético, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para o GFCL.

GFCL (n=4)	Rácio Funcional de Flexão Icon/Qexc (%) a 60°/s		Rácio Funcional de Flexão Icon/Qexc (%) a 180°/s	
	Membro Dominante	Membro Não Dominante	Membro Dominante	Membro Não Dominante
Atleta 1	44,40	38,62	34,58	25,31
Atleta 2	38,00	31,66	37,46	23,61
Atleta 3	55,73	28,95	46,36	24,73
Atleta 4	34,20	36,43	35,16	35,73

Relativamente à tabela 18 pode – se verificar que há uma correlação no sentido negativo ($r = - 0,179$) entre o rácio funcional de flexão Icon/Qexc na velocidade angular de 60°/s e o ângulo em que o mesmo ocorreu (ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica), no membro dominante do GF; uma correlação no sentido negativo ($r = - 0,717$) entre as duas variáveis descritas, no membro dominante do GC; e uma correlação no sentido negativo ($r = - 0,694$) entre as duas variáveis descritas, no membro não dominante do GF.

Tabela 18 - Correlação entre o rácio funcional de flexão Icon/Qexc na velocidade angular de 60°/s e o ângulo em que o mesmo ocorreu (ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica), para ambos os grupos de estudo.

Rácio Funcional de Flexão Icon/Qexc (%) a 60°/s	Ângulo de Ocorrência (°)			
	Membro Dominante		Membro Não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	- 0,179	- 0,717*	- 0,527*	- 0,694*
<i>p</i>	0,508	0,013	0,036	0,018

* $p \leq 0,05$ existe uma correlação.

Relativamente à tabela 19 pode – se verificar que não há correlação ($p \leq 0,05$) entre o rácio funcional de flexão Icon/Qexc na velocidade angular de 180°/s e o ângulo a que o mesmo ocorreu, em ambos os membros de ambos os grupos.

Tabela 19 - Correlação entre o rácio funcional de flexão Icon/Qexc na velocidade angular de 180°/s e o ângulo em que o mesmo ocorreu (ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica), para ambos os grupos de estudo.

Rácio Funcional de Flexão Icon/Qexc (%) a 180°/s	Ângulo de Ocorrência (°)			
	Membro Dominante		Membro Não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	- 0,145	0,130	- 0,376	- 0,179
<i>p</i>	0,592	0,703	0,151	0,599

5.3. Protocolo Drop Vertical Jump Bilateral

Quando realizada a avaliação do teste DVJB, pode – se verificar na tabela 20 que em média, o ângulo de alinhamento do joelho no momento de repouso, do membro dominante e do membro não dominante, apresenta um valor <180° (desalinhamento do joelho em valgo), em ambos os grupos, e a quando o momento final de receção ao solo, o ângulo de alinhamento do joelho, do membro dominante e do membro não dominante, apresenta um valor > 181,5° (desalinhamento do joelho em varo), em ambos os grupos.

Tabela 20 - Ângulo de alinhamento do joelho (°), avaliado através do teste DVJB, para o GC e CF (Média ± DP).

Grupo	Ângulo de Alinhamento do Joelho (°) do Membro Dominante		Ângulo de Alinhamento do Joelho (°) do Membro Não Dominante	
	Momento de Repouso	Momento Final de Receção ao Solo	Momento de Repouso	Momento Final de Receção ao Solo
GC (n=16)	177,38 ± 3,96	192,81 ± 21,89	177,88 ± 3,16	188,94 ± 15,30
GF (n=11)	178,27 ± 3,80	188,91 ± 12,02	178,09 ± 2,55	193,45 ± 11,74

No que diz respeito à tabela 20.1 pode – se verificar, para todos os atletas, que o valor do ângulo de alinhamento do joelho do membro dominante no momento de repouso está balizado com o valor de referência do GC (Média ± DP); o valor do ângulo de alinhamento do joelho do membro dominante no momento final de receção ao solo não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 4; o valor do ângulo de alinhamento do joelho do membro não dominante no momento de repouso está balizado com o valor de referência do GC, para todos os atletas; e o valor do ângulo de alinhamento do joelho do membro não dominante para o momento final de receção ao solo não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1 e 2.

Tabela 20.1 - Ângulo de alinhamento do joelho (°), avaliado através do teste DVJB, para o GFCL.

GFCL (n=4)	Ângulo de Alinhamento do Joelho (°) do Membro Dominante		Ângulo de Alinhamento do Joelho (°) do Membro Não Dominante	
	Momento de Repouso	Momento Final de Receção ao Solo	Momento de Repouso	Momento Final de Receção ao Solo
Atleta 1	178	197	177	210
Atleta 2	177	179	178	215
Atleta 3	175	211	178	202
Atleta 4	176	164	179	188

Quando realizada a avaliação do teste DVJB, relativamente à tabela 21 pode – se verificar que em média, o GF tem melhor tempo de contacto com o solo, altura de salto e potência de salto, comparativamente ao GC.

Tabela 21 - Variáveis do teste DVJB, para o GC e CF (Média ± DP).

Teste Drop Vertical Jump Bilateral			
Grupo	Tempo de Contacto com o Solo (s)	Altura do Salto (cm)	Potência do Salto (W/kg)
GC (n=16)	0,343 ± 0,09	28,95 ± 7,01	29,35 ± 8,28
GF (n=11)	0,302 ± 0,07	29,52 ± 5,43	31,90 ± 6,34

No que diz respeito à tabela 21.1 pode – se verificar, para o atleta 4, que o valor do tempo de contacto com o solo não está balizado com o valor de referência do GC (Média ± DP); o valor da altura do salto não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 4; e o valor da pontência do salto não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 4.

Tabela 21.1 - Variáveis do teste DVJB para o GFCL.

Teste Drop Vertical Jump Bilateral			
GFCL (n=4)	Tempo de Contacto com o Solo (s)	Altura do Salto (cm)	Potência do Salto (W/kg)
Atleta 1	0,350	23,82	23,96
Atleta 2	0,348	26,60	26,21
Atleta 3	0,339	33,00	31,58
Atleta 4	0,173	36,80	54,91

Relativamente à tabela 22 pode – se verificar que há uma correlação no sentido negativo ($r = - 0,587$) entre o tempo de contacto com o solo e a potência do salto, no GC; e uma correlação no sentido negativo ($r = - 0,721$) entre as duas variáveis descritas, no GF.

Tabela 22 - Correlação entre o tempo de contacto com o solo (s) e a potência do salto (W/kg), para ambos os grupos de estudo.

Potência do Salto (W/kg)	Tempo de Contacto com o Solo (s)	
	Bilateral	
	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	- 0,587*	- 0,721*
<i>p</i>	0,017	0,012

* $p \leq 0,05$ existe correlação.

Relativamente à tabela 23 pode – se verificar que há uma correlação forte no sentido positivo ($r = 0,776$) entre a altura do salto e a potência do salto, no GC.

Tabela 23 - Correlação entre a altura do salto (cm) e a potência do salto (W/kg), para ambos os grupos de estudo.

Potência do Salto (W/kg)	Altura do Salto (cm)	
	Bilateral	
	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	0,776**	0,469
<i>p</i>	0,000	0,145

** $p \leq 0,01$ existe uma correlação forte.

Relativamente à tabela 24 pode – se verificar que não há correlação ($p > 0,05$) entre o tempo de contacto e a altura do salto, em ambos os grupos de estudo.

Tabela 24 - Correlação entre o tempo de contacto com o solo e a potência do salto, para ambos os grupos de estudo.

Altura do Salto (cm)	Tempo de Contacto com o Solo (s)	
	Bilateral	
	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	0,030	0,217
<i>p</i>	0,911	0,523

5.4. Protocolo de ecografia do joelho

Relativamente à espessura do ligamento colateral lateral do membro dominante, verifica-se na tabela 25 que há um aumento ($p \leq 0,05$) do GF comparativamente com o GC. Relativamente à espessura do ligamento colateral medial do membro dominante, verifica-se na tabela 23 que há um aumento forte ($p \leq 0,01$) do GF comparativamente com o GC.

Tabela 25 - Espessura das estruturas, avaliado pela ecografia, para o GC e GF (Média \pm DP).

Grupo	Espessura das Estruturas (cm)					
	Tendão Quadríceps (cm)	Ligamento Patelar Proximal (cm)	Ligamento Patelar Distal (cm)	Total do Tendão Quadríceps (cm)	Ligamento Colateral Lateral (cm)	Ligamento Colateral Medial (cm)
GC (n=16)						
Membro Dominante	0,59 \pm 0,10	0,52 \pm 0,07	0,44 \pm 0,05	1,55 \pm 0,16	0,26 \pm 0,06	0,24 \pm 0,05
Membro Não Dominante	0,59 \pm 0,13	0,54 \pm 0,07	0,46 \pm 0,06	1,59 \pm 0,19	0,27 \pm 0,06	0,25 \pm 0,04
GF (n=11)						
Membro Dominante	0,62 \pm 0,10	0,56 \pm 0,09	0,47 \pm 0,05	1,65 \pm 0,20	0,30 \pm 0,04*	0,29 \pm 0,03**
Membro Não Dominante	0,60 \pm 0,07	0,51 \pm 0,07	0,44 \pm 0,05	1,55 \pm 0,16	0,29 \pm 0,04	0,28 \pm 0,04

** $p \leq 0,01$ existe diferença significativamente forte do GF comparativamente com o GC.

* $p \leq 0,05$ existe diferença significativa.

No que diz respeito à tabela 25.1 pode – se verificar, para o atleta 1, que o valor da espessura do tendão quadríceps do membro dominante não está balizado com o valor de referência do GC (Média \pm DP); o valor da espessura do ligamento patelar proximal do membro dominante não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1, 2 e 3; o valor da espessura do ligamento patelar distal do membro dominante não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1 e 2; o valor da espessura do total do tendão quadríceps do membro dominante não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1; e o valor da espessura do ligamento colateral lateral e do ligamento colateral medial, do membro dominante, está balizado com o valor de referência do GC, para todos os atletas.

Relativamente à tabela 25.1 pode – se verificar ainda, para todos os atletas, que o valor da espessura do tendão quadríceps, do ligamento patelar distal e do ligamento colateral lateral, do membro não dominante, está balizado com o valor de referência do GC (Média \pm DP); o valor da espessura do ligamento patelar proximal do membro não dominante não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1, 2 e 3; o valor da espessura do total do tendão quadríceps do membro não dominante não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1; e o valor da espessura do ligamento colateral lateral do membro não dominante não está balizado com o valor de referência do GC, para o atleta 1.

Tabela 25.1 - Espessura das estruturas, avaliado pela ecográfica, para o GFCL.

		Espessura das Estruturas (cm)					
GFCL (n=4)		Tendão Quadríceps (cm)	Ligamento Patelar Proximal (cm)	Ligamento Patelar Distal (cm)	Total do Tendão Quadríceps (cm)	Ligamento Colateral Lateral (cm)	Ligamento Colateral Medial (cm)
Membro Dominante	Atleta 1	0,79	0,69	0,54	2,02	0,24	0,24
	Atleta 2	0,66	0,41	0,37	1,44	0,26	0,25
	Atleta 3	0,53	0,44	0,45	1,42	0,26	0,26
	Atleta 4	0,62	0,48	0,41	1,51	0,26	0,28
GFCL (n=4)							
Membro Não Dominante	Atleta 1	0,64	0,65	0,51	1,8	0,34	0,27
	Atleta 2	0,65	0,42	0,44	1,51	0,25	0,25
	Atleta 3	0,56	0,58	0,47	1,61	0,26	0,21
	Atleta 4	0,61	0,69	0,44	1,74	0,32	0,28

Relativamente ao índice de simetria da espessura do ligamento patelar proximal dos membros inferiores, verifica – se na tabela 26 que há um aumento forte ($p \leq 0,01$) do GF comparativamente com o GC.

No que diz respeito ao índice de simetria da espessura espessura do ligemnto patelar distal dos membros inferiores, verifica – se na tabela 26 que há um aumento ($p \leq 0,05$) do GF comparativamente com o GC.

Por último, no que diz respeito ao índice de simetria da espessura total do tendão quadríceps dos membros inferiores, verifica – se na tabela 26 que há um aumento ($p \leq 0,05$) do GF comparativamente com o GC.

Tabela 26 - Índices de simetria das espessuras do tendão e ligamentos do joelho dos membros inferiores, verificadas nos dados de avaliação ecográfica, para o GC e GF (Média ± DP).

Grupo	Índice de Simetria (%)					
	Tendão Quadríceps	Ligamento Patelar Proximal	Ligamento Patelar Distal	Total do Tendão Quadríceps	Ligamento Colateral Lateral	Ligamento Colateral Medial
GC (n=16)	101,80 ± 26,03	106,30 ± 15,91	107,74 ± 17,36	103,88 ± 15,29	108,80 ± 14,77	106,25 ± 18,50
GF (n=11)	97,33 ± 13,87	92,08 ± 7,07**	94,35 ± 9,03*	94,19 ± 4,82*	99,76 ± 14,17	96,62 ± 10,37

** $p \leq 0,01$ existe diferença significativamente forte do GF comparativamente com o GC.

* $p \leq 0,05$ existe diferença significativa.

Relativamente à tabela 27 pode – se verificar que há correlação no sentido positivo ($r = 0,603$) entre o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de $60^\circ/s$, no ângulo de ocorrência da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, e a espessura total do tendão quadríceps, no membro dominante do GF.

Tabela 27 - Correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps (N-m) na velocidade angular de $60^\circ/s$, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, e a espessura total do tendão quadríceps (cm), para ambos os grupos de estudo.

Torque da Tensão Passiva do Quadríceps (N-m) a $60^\circ/s$	Espessura Total do Tendão Quadríceps (cm)			
	Membro Dominante		Membro Não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	- 0,225	0,603*	- 0,179	0,150
<i>p</i>	0,402	0,050	0,507	0,660

* $p \leq 0,05$ existe correlação.

Relativamente à tabela 28 pode – se verificar que não há correlação ($p > 0,05$) entre o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, e a espessura total do quadríceps, em ambos os membros de ambos os grupos de estudo.

Tabela 28 - Correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps (N-m) na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, e a espessura total do tendão quadríceps (cm), para ambos os grupos de estudo.

Torque da Tensão Passiva do Quadríceps (N-m) a 180°/s	Espessura Total do Tendão Quadríceps (cm)			
	Membro Dominante		Membro Não Dominante	
	GC (n=16)	GF (n=11)	GC (n=16)	GF (n=11)
<i>r</i>	- 0,330	- 0,113	- 0,173	- 0,169
<i>p</i>	0,213	0,740	0,522	0,620

6. Discussão dos Resultados

O presente estudo teve como finalidade avaliar a função do joelho dos membros inferiores, através de um teste funcional (DVJB), um teste de força no dinamómetro isocinético, e uma ecografia às estruturas musculares, tendinosas e ligamentares, que envolvem o joelho. Todos os testes apresentados, e já descritos anteriormente, foram realizados em condições de adaptações fisiológicas agudas, num período em que os sujeitos do GF estavam sem competir, logo, os testes foram realizados antes da pré – época com o objetivo de identificar uma possível lesão do joelho, baseado em algumas variáveis apresentadas no presente estudo, e já mencionadas e descritas na literatura.

A força muscular pode ser avaliada através dos mais variados testes de salto, e através do dinamómetro isocinético. No entanto, quando avaliada a partir dos testes de salto, como o DVJB, a força muscular é avaliada em todo o membro inferior (no membro dominante e no membro não dominante), pois, a força gerada em todo o membro inferior, é a soma da força gerada pelos extensores da anca, extensores do joelho, e extensores do tornozelo. Enquanto, que a força avaliada no dinamómetro isocinético é referente ao músculo (unidade músculo – tendão) que envolve a articulação, quando esta efetua um determinado movimento, e ainda nas diferentes ações musculares.

6.1. Protocolo de força no dinamómetro isocinético

Relativamente à avaliação do teste de força no dinamómetro isocinético na fase concêntrica, do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, verifica – se, através dos resultados da tabela 4 e 7, que em média, o peak torque muscular na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é maior comparativamente com o peak torque muscular na velocidade angular de 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, em ambos os grupos de estudo (GC e GF).

Sendo que, uma das funções do tendão é a transmissão de forças geradas pelo músculo ao osso, resultando em movimento articular, então, numa ação muscular puramente concêntrica, grande parte das alterações do comprimento da unidade músculo – tendão resultam do encurtamento dos fascículos (fibras musculares ativas).

No presente estudo, essa diminuição do peak torque muscular com o aumento da velocidade angular, pode ser justificado através da curva força – velocidade do músculo numa ação concêntrica (Knudson; 2007).

Pois, a curva força – velocidade do músculo mostra essencialmente que a força que o músculo pode gerar, diminui com o aumento da velocidade de encurtamento (ação muscular concêntrica), e isso pode dever – se ao tipo de fibras musculares recrutadas, no entanto, para esse processo ocorrer, tem de haver ativação neuromuscular do músculo envolvido na ação.

A curva força – tempo da fibra muscular de contração lenta (SO) e da fibra muscular de contração rápida (FG) (Knudson; 2007), mostra que, quando uma fibra muscular é estimulada uma vez, a fibra responde ao estímulo contraindo – se, pois, o valor de produção de força e a velocidade de contração depende do tipo de fibra que foi estimulada (do tipo I ou do tipo II).

Portanto, nas fibras musculares de contração lenta, a força sobe gradualmente até ao seu valor máximo entre os 60 e os 120 ms, por outro lado, nas fibras musculares de contração rápida, a força sobe rapidamente até ao seu valor máximo entre os 20 e os 50 ms (visível no gráfico com a curva força – tempo da fibra muscular de contração lenta e de contração rápida) (Knudson; 2007), então, pode – se verificar que, quando estimuladas, as fibras musculares do tipo II tem a capacidade de se contrair mais rápido comparativamente com as fibras musculares do tipo I.

Isto deve – se ao facto de as fibras musculares do tipo I e do tipo II terem características muito distintas.

As fibras musculares do tipo I são inervadas por neurónios motores de menores dimensões, com limiar de excitação baixo e axónios de pequeno calibre e reduzida velocidade de condução. A dependência de um motoneurónio com estas características determina na fibra uma adaptação a uma solicitação muito frequente, mas pouco exigente em termos de intensidade ou velocidade de contração. Para isso têm desenvolvido especialmente o metabolismo oxidativo, pois, são muito ricas em mitocôndrias e em mioglobina, têm maior teor em enzimas oxidativas e são envolvidas em elevado número de capilares sanguíneos (Mil - Homens et al; 2015). Por outro lado, as fibras musculares do tipo II são inervadas pelos maiores motoneurónios e de limiar de excitação mais elevado, com axónios de maior calibre e maior velocidade de condução. Estas fibras são utilizadas esporadicamente e por intervalos de tempo curtos, mas em condições em que há necessidade de contrações vigorosas ou muito rápidas (Mil - Homens et al; 2015).

Como fibras especializadas em contrações rápidas, todo o processo de excitação, condução do estímulo e contração se encontra adaptado nesse sentido. Pois, como são inervadas por motoneurónios de maiores dimensões com axónios mais espessos, garantindo maior velocidade de condução entre a medula e o músculo, apresentam maior rapidez de transmissão na placa motora e no desencadear do processo contráctil, com processos de libertação e captação de cálcio no interior da fibra muito rápidos. Logo, apresentam um grande desenvolvimento do metabolismo glicolítico (Mil - Homens et al; 2015).

Então, para movimentos que exigem uma velocidade de encurtamento muscular mais rápida, a força muscular é mais baixa comparativamente com os movimentos que exigem uma velocidade de encurtamento muscular mais lenta. Esta ocorrência deve – se ao facto de as fibras musculares do tipo I levarem mais tempo para serem estimuladas (pelo respetivo motoneurónio), e por conseguinte, há um menor recrutamento dessas fibras para a produção de força muscular, sendo as fibras musculares do tipo II recrutadas, predominantemente, pois, respondem mais rápido ao estímulo. Por outro lado, para movimentos que exigem uma velocidade de encurtamento muscular mais lento, a força muscular é mais alta comparativamente com os movimentos que exigem uma velocidade de encurtamento mais rápida. Sendo que as fibras musculares do tipo I levam mais tempo para serem estimuladas, as velocidades de encurtamento muscular mais lentas, permitem a este tipo de fibras desenvolver o seu metabolismo oxidativo e assim gerar força a par com as fibras musculares do tipo I, como se pode verificar pela curva força – tempo da fibra muscular do tipo I e do tipo II (Knudson; 2007).

No presente estudo, pode – se verificar que em média, o GF apresenta um peak torque do músculo quadríceps na fase concêntrica na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, maior comparativamente com o GC. Na velocidade angular de 180°/s, verifica – se, que em média, o GF apresenta um peak torque do músculo quadríceps na fase concêntrica, do membro dominante e do membro não dominante, maior comparativamente com o GC (tabela 4).

No entanto, relativamente ao peak torque do músculo quadríceps na fase concêntrica, do membro dominante e do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, não existe um aumento ($p > 0,05$) do GF comparativamente com o GC (tabela 4).

A tabela 5 mostra que há uma correlação forte no sentido positivo entre o peak torque do músculo quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o peak torque do músculo

quadríceps na velocidade angular de 180°/s, na fase concêntrica, no membro dominante e no membro não dominante, de ambos os grupos de estudo, pois, isso significa que, quando uma variável aumenta a outra também aumenta ou quando uma variável diminui a outra também diminui.

Então, a correlação apresentada na tabela 5, pode ser justificada com a mudança da curva força – velocidade do músculo para cima, resultante do treino concêntrico (Knudson; 2007), pois, tem a ver com o tipo de treino específico. Portanto, os treinos a velocidades de encurtamento muscular (ações musculares concêntricas) mais baixas vão criar adaptações musculares que permitem melhorar a força muscular a velocidades de encurtamento muscular mais altas e vice-versa.

Relativamente à tabela 7 pode – se verificar que em média, o GF apresenta um peak torque dos músculos isquiotibiais na fase concêntrica, do membro dominante e do membro não dominante, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, maior comparativamente com o GC.

Relativamente ao peak torque dos músculos isquiotibiais do membro não dominante na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s, já existe um aumento ($p \leq 0,05$) do GF comparativamente com o GC (tabela 7).

Os resultados do presente estudo, relativamente à curva força – velocidade do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais, na fase concêntrica, são semelhantes ao do estudo desenvolvido por Lautamies et al (2008).

Relativamente ao índice de simetria de força do músculo quadríceps dos membros inferiores na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s, pode – se verificar através da tabela 4, que o GC apresenta um índice médio de $91,92 \pm 8,78\%$ (diferença bilateral de $8,08 \pm 8,78\%$), e o GF apresenta um índice médio de $99,95 \pm 11,57\%$ (diferença bilateral de $0,05 \pm 11,57\%$).

Deste modo, na velocidade angular de 60°/s, o GC apresenta em média um índice $\geq 90\%$, logo, é classificado como normal (diferença $\leq 10\%$), então, aptos funcionais; e o GF apresenta em média um índice $\geq 90\%$, logo, é classificado como normal (diferença $\leq 10\%$), então, aptos funcionais. No entanto, pode – se observar ainda, que o GF apresenta uma diferença bilateral menor comparativamente com o GC.

Relativamente ao índice de simetria de força do músculo quadríceps dos membros inferiores na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s, pode – se observar através da tabela 4, que não existe um aumento ($p \leq 0,05$) do GF comparativamente com o GC.

Por outro lado, relativamente ao índice de simetria de força do músculo quadríceps dos membros inferiores na fase concêntrica, na velocidade angular de 180°/s, pode – se verificar através da tabela 4, que o GC apresenta um índice médio de $101,71 \pm 10,81\%$ (diferença bilateral de $1,71 \pm 10,81\%$), e o GF apresenta um índice médio de $98,49 \pm 17,70\%$ (diferença bilateral de $1,51 \pm 17,70\%$).

Deste modo, na velocidade angular de 180°/s, o GC apresenta em média um índice $\leq 110\%$, logo, é classificado como normal (diferença $\leq 10\%$), então, aptos funcionais; e o GF apresenta em média um índice $\geq 90\%$, logo, é classificado como normal (diferença $\leq 10\%$), então, aptos funcionais. No entanto, pode – se observar ainda, que o GF apresenta uma diferença bilateral menor comparativamente com o GC.

Relativamente ao índice de simetria de força do músculo quadríceps dos membros inferiores na fase concêntrica, na velocidade angular de 180°/s, pode – se observar através da tabela 4, que não existe um aumento ($p > 0,05$) do GF comparativamente com o GC.

No que diz respeito ao índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s, pode – se verificar através da tabela 7, que o GC apresenta um índice médio de $87,09 \pm 9,73\%$ (diferença bilateral de $12,91 \pm 9,73\%$), e o GF apresenta um índice médio de $98,88 \pm 21,25\%$ (diferença bilateral de $1,12 \pm 21,25\%$).

Deste modo, na velocidade angular de 60°/s, o GC apresenta em média um índice $< 90\%$, logo, é classificado como anormal (diferença $> 10\%$); e o GF apresenta em média um índice $\geq 90\%$, logo, é classificado como normal (diferença $\leq 10\%$), então, aptos funcionais. No entanto, pode – se verificar ainda, que o GF apresenta uma diferença bilateral menor comparativamente com o GC.

Relativamente ao índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores na fase concêntrica, na velocidade angular de 60°/s, pode – se verificar através da tabela 7, que não existe um aumento ($p > 0,05$) do GF comparativamente com o GC.

Por outro lado, no que diz respeito ao índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores na fase concêntrica, na velocidade angular de 180°/s, pode – se verificar através da tabela 7, que o GC apresenta um índice médio de $90,83 \pm 14,52\%$ (diferença bilateral de $3,68 \pm 14,52\%$), e o GF apresenta um índice médio de $105,12 \pm 26,57\%$ (diferença bilateral de $5,12 \pm 26,57\%$).

Deste modo, na velocidade angular de 180°/s, o GC apresenta em média um índice $\geq 90\%$, logo, é classificado como normal (diferença $\leq 10\%$); e o GF apresenta em média

um índice $\leq 110\%$, logo, é classificado como normal (diferença $\leq 10\%$), então, aptos funcionais. No entanto, pode – se verificar ainda, que o GTF apresenta uma diferença bilateral maior comparativamente com o GC.

Relativamente ao índice de simetria de força dos músculos isquiotibiais dos membros inferiores na fase concêntrica, na velocidade angular de $180^\circ/s$, pode – se verificar através da tabela 7, que não existe um aumento ($p > 0,05$) do GF comparativamente com o GC.

A avaliação realizada a partir do índice de simetria de força dos membros inferiores na fase concêntrica, no caso do presente estudo, ao músculo quadríceps e aos músculos isquiotibiais, tem um grande impacto no mundo da ciência e no que diz respeito aos processos de reabilitação física e de prevenção de lesões primárias do joelho (Dingenen e Gokeler; 2017).

Relativamente à avaliação do teste de força no dinamómetro isocinético na fase concêntrica, do músculo quadríceps e dos músculos isquiotibiais, na velocidade angular de $60^\circ/s$ e na velocidade angular de $180^\circ/s$, verifica – se, através dos resultados da tabela 8, que em média, o rácio convencional I/Q na velocidade angular de $60^\circ/s$, do membro dominante e do membro não dominante, é menor comparativamente com o rácio convencional I/Q na velocidade angular de $180^\circ/s$, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, em ambos os grupos de estudo (GC e GF).

Os resultados do presente estudo, relativamente ao rácio convencional I/Q na fase concêntrica, são semelhantes ao do estudo de Stastny et al (2018).

No que diz respeito à avaliação do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, para a flexão do joelho, na velocidade angular de $60^\circ/s$ e na velocidade angular de $180^\circ/s$, verifica – se, através dos resultados da tabela 4, que em média, o peak torque da tensão total do quadríceps na velocidade angular de $60^\circ/s$, do membro dominante e do membro não dominante, é menor comparativamente com o peak torque da tensão total do quadríceps na velocidade angular de $180^\circ/s$, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, no GC, já no GF apenas o membro não dominante corresponde ao padrão descrito.

Relativamente à avaliação do teste de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, para a extensão do joelho, na velocidade angular de $60^\circ/s$ e na velocidade angular de $180^\circ/s$, verifica – se, através dos resultados da tabela 7, que em média, o peak torque da tensão total dos isquiotibiais na velocidade angular de $60^\circ/s$, do membro dominante e do membro não dominante, é menor comparativamente com o peak torque

da tensão total dos isquiotibiais na velocidade angular de 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respectivamente, no GF, já no GC apenas o membro dominante corresponde ao padrão descrito.

Sendo que, a tensão gerada pelo músculo pode produzir uma tensão ativa (fibras musculares ativas) e uma tensão passiva (tendão), e uma vez que, quando o músculo é alongado desenvolvendo tensão, o que acontece em ação excêntrica, os elementos elásticos em série, e principalmente o tendão, são deformados e armazenam uma quantidade considerável de energia potencial que podem libertar no sentido do encurtamento do músculo.

No presente estudo, esse aumento do peak torque da tensão total muscular com o aumento da velocidade angular, pode ser justificado através da curva força – velocidade do músculo numa ação excêntrica (Knudson; 2007).

Pois, a curva força – velocidade do músculo mostra essencialmente que a tensão que um músculo pode gerar, aumenta com o aumento da velocidade de alongamento (ação muscular excêntrica).

Relativamente à avaliação do ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, para a flexão do joelho, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s, verifica – se, através da tabela 9, que nesse mesmo ângulo ocorre um torque da tensão ativa do quadríceps (fibras musculares ativas do quadríceps) e um torque da tensão passiva do quadríceps (tendão do quadríceps), pois, a soma das duas tensões leva à tensão total do quadríceps (tabela 4).

Então, analisando os resultados da tabela 9, verifica – se, que em média, o torque da tensão ativa do quadríceps na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é maior comparativamente com o torque da tensão ativa do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respectivamente, em ambos os grupos de estudo.

Por outro lado, verifica – se através da tabela 9, que em média, o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 60°/s, do membro dominante e do membro não dominante, é menor comparativamente com o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, do membro dominante e do membro não dominante, respectivamente, em ambos os grupos de estudo.

Portanto, quando é realizado um exercício de alongamento (ação muscular excêntrica), todas as estruturas da unidade músculo – tendão são afetadas, em menor ou maior grau, pois, apesar de serem compostos por tipos de tecidos diferentes, os tecidos

biológicos que formam as estruturas da unidade músculo – tendão possuem características semelhantes, no entanto, não apresentam características perfeitamente elásticas e nem perfeitamente plásticas, apresentam diferentes alongamentos de acordo com a duração, velocidade e quantidade de força aplicada (Alter; 2010).

No presente estudo, essa diminuição do torque da tensão ativa do quadríceps (fibras musculares ativas do quadríceps) com o aumento da velocidade angular, pode ser justificado com a curva força – velocidade do músculo numa ação concêntrica, e com a curva força – comprimento da fibra muscular (Knudson; 2007).

Por outro lado, esse aumento do torque da tensão passiva do quadríceps (tendão quadríceps) com o aumento da velocidade angular pode ser justificado com a viscoelasticidade do material (Knudson; 2007), pois, o termo viscoelástico, significa que o “stress” e o “strain” de um material, como os tendões, dependem da quantidade de força aplicada, portanto, o tempo de aplicação da força afeta a resposta de tensão do tendão (Knudson; 2007).

Pois, quando o tendão é alongado para um determinado comprimento definido a duas velocidades, a uma velocidade de alongamento rápida e a uma velocidade de alongamento lenta, observa – se, que uma velocidade de alongamento rápida resulta numa maior rigidez em relação a uma velocidade de alongamento lenta.

O termo rigidez ou “módulo de Young’s” da elasticidade do material é definido como o rácio entre o “stress” e o “strain” na região elástica da curva “stress” – “strain” do tendão. Logo, o alongamento do tendão realizado a uma velocidade rápida apresenta uma maior inclinação na região elástica da curva em relação ao alongamento do tendão realizado a uma velocidade lenta.

Então, um alongamento mais rápido do tendão, para um determinado comprimento, resulta em maior força do tendão em comparação com um alongamento lento (Knudson; 2008), como se pode verificar na tabela 9.

Analisando ainda a tabela 9 pode – se verificar que em média, na velocidade angular de 60°/s, o torque da tensão ativa do quadríceps, do membro dominante e do membro não dominante, é maior em relação ao torque da tensão passiva do quadríceps, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente, em ambos os grupos de estudo. Por outro lado, na velocidade angular de 180°/s, o torque da tensão ativa do quadríceps do membro dominante é menor em relação ao torque da tensão passiva do quadríceps do membro dominante, já o torque da tensão ativa do quadríceps do membro não dominante é maior em relação ao torque da tensão passiva do quadríceps do membro

não dominante, isto no GC. Já no GF, o torque da tensão ativa do quadríceps, do membro dominante e do membro não dominante, é maior em relação ao torque da tensão passiva do quadríceps, do membro dominante e do membro não dominante, respetivamente.

Então, na velocidade angular de 60°/s, verifica – se o mesmo padrão entre a força das fibras musculares ativas do quadríceps e a força do tendão quadríceps, do membro dominante em relação ao membro não dominante, para ambos os grupos de estudo. Já na velocidade angular de 180°/s, verifica – se, que o padrão entre a força das fibras musculares ativas do quadríceps e a força do tendão quadríceps, é diferente, do membro dominante em relação ao membro não dominante, no GC; já no GF o padrão é o mesmo entre os membros.

O comprimento de um músculo também afeta a capacidade do mesmo em gerar tensão. Logo, pela relação força – comprimento do músculo (Knudson; 2007) pode – se verificar o comportamento das fibras musculares ativas (tensão ativa) e do tendão (tensão passiva), quando sujeitos a uma ação muscular excêntrica (alongamento).

É importante ainda referir a relação força – comprimento da fibra muscular (Knudson; 2007), pois, mostra como varia a força do elemento da tensão ativa em diferentes comprimentos musculares.

A relação força – comprimento da fibra muscular apresenta uma “plateau region”, pois, representa a região onde o músculo atinge o seu valor máximo de força, tipicamente na região média da amplitude anatómica do movimento (chamado comprimento de repouso). Através da relação força – comprimento da fibra muscular pode – se observar que a força que as fibras musculares geram a partir de um determinado comprimento para outro maior (alongamento), é a mesma força gerada pelas fibras musculares ativas quando retornam ao comprimento inicialmente definido (encurtamento).

Daí que, no presente estudo, a avaliação da força no dinamómetro isocinético na fase concêntrica, para a extensão do joelho, foi fundamental para determinar o peak torque muscular (“plateau region”), na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s; e a avaliação de força no dinamómetro isocinético na fase excêntrica, para a flexão do joelho, foi fundamental para determinar a força gerada pela tensão ativa e pela tensão passiva, no ângulo de ocorrência (amplitude de movimento) do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s e na velocidade angular de 180°/s.

Portanto, a relação força – comprimento do músculo mostra que, à medida que o músculo se alonga além do comprimento de repouso (“plateau region”), a tensão ativa

diminui e a tensão passiva aumenta, no entanto, o início do aumento da tensão passiva apenas se faz sentir quando o músculo é alongado além da “plateau region”, por outro lado, a tensão ativa diminui para comprimentos musculares maiores ou menores, em relação ao comprimento de repouso.

Logo, esse aumento da tensão passiva á medida que o musculo se alonga além da “plateau region”, faz com que ocorra uma diferença maior entre a tensão ativa e a “plateau region”, como se pode verificar pela relação força – comprimento do músculo (Knudson; 2007).

Então, pode – se verificar através dos resultados da tabela 9, que o torque da tensão ativa do quadríceps, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, é menor comparativamente com o peak torque do músculo quadríceps na fase concêntrica (“plateau region”), dai que, se justifica o registo do torque da tensão passiva do quadríceps (tendão quadríceps), verificado nos resultados da tabela 9.

Desde já, a resistência mecânica de um material é a medição de força máxima ou da energia mecânica total que o material consegue absorver antes da rutura (Knudson; 2007).

Na tabela 9 verifica – se, em ambos os grupos e nas diferentes velocidades angulares (60°/s e 180°/s), que no ângulo de ocorrência da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, um dos membros apresenta um torque do tendão quadríceps menor em relação ao membro contra lateral, logo, apresenta uma menor capacidade de absorção de energia, menor resistencia mecânica, e uma menor rigidez.

Os tecidos menos rígidos (complacentes) apresentam um maior alongamento para uma determinada quantidade de força, apresentando menor resistência ao alongamento e a curva apresenta um menor grau de inclinação (Alter; 2010).

Logo, verifica – se através dos resultados da tabela 9, que há uma relação entre o torque do tendão quadríceps e o ângulo em que ocorre o peak torque da tensão total do quadríceps, pois, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s, o membro com um torque do tendão quadríceps menor em relação ao membro contra lateral, apresenta por sua vez um ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps maior.

Deste modo, quando um sujeito faz uma receção ao solo, obtém uma força de reação do solo, e essa força ao atingir as estruturas tendinosas, faz com que o tendão tenha de sofrer um alongamento rápido para ter a capacidade de absorver uma maior quantidade de energia, no entanto, essa força de reação do solo (força externa) deve ser absorvida o mais rápido possível em níveis mínimos de alongamento do tendão, pois, se o tendão tiver

de alongar para além do seu limite fisiológico (região elástica) para conseguir absorver a força de reação do solo, pode ocorrer o risco de rutura do tendão.

A tabela 10 mostra que há uma correlação no sentido positivo entre o torque da tensão ativa do quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o torque da tensão ativa do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, no membro dominante do GF; e uma correlação forte no sentido positivo entre as variáveis descritas, no membro não dominante do GF, pois, isso significa que, quando uma variável aumenta a outra também aumenta ou quando uma variável diminui a outra também diminui.

Então, a correlação apresentada na tabela 10, pode ser justificada mais uma vez pela curva força – comprimento da fibra muscular ativa, logo, a mudança da curva força – velocidade do músculo para cima, resultante do treino concêntrico, faz – se refletir no treino excêntrico, no que diz respeito à força da tensão ativa (Knudson; 2008). Portanto, os treinos a velocidades de encurtamento mais baixas vão criar adaptações musculares que permitem melhorar a força muscular a velocidades de encurtamento mais altas e vice-versa, e isso é transferido para o treino excêntrico, logo, quando aumenta a força muscular na fase concêntrica a uma velocidade mais baixa, também aumenta numa velocidade mais alta.

Já a tabela 11 mostra que não há uma correlação entre o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, em ambos os membros de ambos os grupos de estudo.

A tabela 6 mostra que há uma correlação forte no sentido positivo entre o peak torque da tensão total do quadríceps na velocidade angular de 60°/s e o peak torque da tensão total do quadríceps na velocidade angular de 180°/s, na fase excêntrica, no membro dominante do GC, por outro lado, para o membro não dominante do GC há uma correlação no sentido positivo entre as duas variáveis descritas.

Respetivamente ao GF pode – se verificar que há uma correlação no sentido positivo entre as duas variáveis descritas, no membro não dominante, pois, isso significa que, quando uma variável aumenta a outra também aumenta ou quando uma variável diminui a outra também diminui.

Então, a correlação apresentada na tabela 6, pode dever – se ao elemento da tensão ativa e não ao elemento da tensão passiva.

Por outro lado, pode – se verificar pelos resultados apresentados no presente estudo (tabela 9), que o aumento do peak torque da tensão muscular, do quadríceps e dos isquiotibiais, com o aumento da velocidade angular, de 60°/s para 180°/s, deve – se acima de tudo à força produzida pelo tendão.

6.2. Protocolo Drop Vertical Jump Bilateral

Como já foi referido, a força muscular pode ser avaliada com os mais diversos testes de salto, logo no presente estudo, foi utilizado o teste DVJB para avaliar a potência de salto, o tempo de contacto com o solo, a altura de salto e o ângulo de alinhamento do joelho dos membros inferiores, no momento de repouso e no momento de receção ao solo.

Pode – se verificar através dos resultados da tabela 20 que em média, o ângulo de alinhamento do joelho no momento de repouso, do membro dominante e do membro não dominante, apresenta um valor $<180^\circ$ (desalinhamento do joelho em valgo), em ambos os grupos de estudo, e a quando o momento final de receção ao solo, o ângulo de alinhamento do joelho, do membro dominante e do membro não dominante, apresenta um valor $>181,5^\circ$ (desalinhamento do joelho em varo), em ambos os grupos de estudo.

Ter um alinhamento do joelho em varo ou em valgo maior do que 5° em ambos os joelhos foi associado a uma deterioração funcional significativamente maior em sujeitos com osteoartrite primária do joelho (Sharma et al; 2001).

No presente estudo, ambos os grupos de estudo, apresentam um desalinhamento do joelho em valgo no momento de repouso, do membro dominante e do membro não dominante, menor do que 5° . Já no momento de receção ao solo, ambos os grupos de estudo, apresentam um desalinhamento do joelho em varo, do membro dominante e do membro não dominante, maior do que 5° .

Os valores apresentados na tabela 20, referentes ao momento final de receção ao solo, podem ser um indicador de lesão do joelho, mais propriamente do ligamento cruzado anterior, devido à mecânica do movimento a que o joelho está sujeito, e a ocorrência de doença degenerativa do joelho, mais propriamente, a osteoartrite.

Num teste de salto, como o DVJB, o tempo de contacto com o solo é o mais importante, pois, é durante o tempo de contacto com o solo que se verifica o movimento de flexão da anca, joelho e tornozelo, fazendo com que haja um alongamento dos músculos extensores dos respetivos pontos articulares descritos.

Focando a articulação do joelho, é durante o processo de alongamento da unidade músculo – tendão que ocorre uma absorção de energia por parte do tendão, correspondendo à força que o mesmo consegue gerar (tabela 9), sendo depois libertada para o músculo para este se alongar ou sendo utilizada para o encurtamento muscular (ação muscular concêntrica).

No decorrer do teste DVJB, o tempo de contacto com o solo (momento de receção ao solo) ocorre desde o momento de contacto inicial dos pés com o solo até ao ponto onde o centro de gravidade é mais baixo, havendo deste modo uma flexão das articulações dos membros inferiores, e significando ainda o tempo em que o individuo demorou a transitar de uma fase excêntrica para uma fase concêntrica, daí que, o alongamento da unidade músculo tendão tem de ser rápido e o tempo de transição da fase excêntrica para a fase concêntrica (tempo de contacto) tem de ocorrer no menor tempo possível, pois, só apenas com um movimento de alongamento rápido da unidade músculo – tendão é que se vai observar uma maior capacidade do tendão absorver maior energia, capacidade de produzir força, como já foi visto através da tabela 7, logo, um menor tempo de contacto com o solo vai permitir que a energia armazenada não se liberte para o musculo, fazendo com que seja utilizada no encurtamento muscular.

Deste modo, há que ter em conta que a unidade músculo – tendão, após iniciar o processo de alongamento, fica isométrica após a maior parte da flexão das estruturas articulares (Hollville et al; 2018), daí que, quanto maior o tempo de contacto com o solo, pode significar um maior tempo com o joelho em flexão e a transição da energia armazenada no tendão vai ser libertada para o músculo, o que pode não ser vantajoso, visto que a libertação rápida de energia armazenada no tendão pode fornecer potências que excedem a capacidade de produção de energia dos músculos.

Então, tempos de contacto com o solo superiores a 250 ms já são considerados de baixa performance (Mil - Homens et al; 2015), sendo portanto um risco para desenvolver uma lesão do joelho.

Sendo assim, a tabela 22 mostra que há uma correlação no sentido negativo entre o tempo de contacto com o solo e a potência do salto, no GC e no GF, pois, isso significa que, quando uma variável aumenta a outra variável diminui. Logo, esta correlação vem reforçar a ideia de que um menor tempo de contacto com o solo faz com que os tendões tenham maior capacidade para absorver energia, bem como, os fascículos musculares, e deste modo utiliza – la no sentido do encurtamento muscular, portanto, quanto menor o tempo de contacto com o solo menos energia vai ser libertada do tendão para o músculo,

sendo armazenada em maior quantidade no mesmo para ser utilizada na ação muscular concêntrica, que se sucede após ter havido uma ação excêntrica.

Já a tabela 23 mostra que há uma correlação forte no sentido positivo entre a altura do salto e a potência do salto, no GC, pois, isso significa que, quando uma variável aumenta a outra também aumenta ou quando uma variável diminui a outra também diminui. Logo, a capacidade de gerar uma maior potência durante o salto faz com que se possa atingir uma altura de salto maior.

6.3. Protocolo de ecografia do joelho

Relativamente à espessura do tendão, a literatura refere que a resistência à tração (curva “stress – strain” do tendão) dos tendões está relacionado com a sua espessura e com a quantidade do colagénio (Sharma e Maffulli; 2005).

No presente estudo, a tabela 27 mostra que há correlação no sentido positivo entre o torque da tensão passiva do quadríceps na velocidade angular de 60°/s, no ângulo de ocorrência da tensão total do quadríceps na fase excêntrica, e a espessura total do tendão quadríceps, no membro dominante do GF, pois, isso significa que, quando uma variável aumenta a outra também aumenta ou quando uma variável diminui a outra também diminui.

Portanto, esta correlação poderá reforçar a ideia de que quanto maior for a espessura do tendão, o mesmo tem maior capacidade de produzir força, apesar de que no presente estudo, apenas se verificou uma correlação entre estas duas variáveis (tabela 27) na velocidade angular de 60°/s.

7. Conclusão

O objetivo principal do presente estudo foi dar um contributo para os estudos que visam descrever e identificar os fatores de risco de lesão do joelho, nomeadamente, do tendão quadríceps e do ligamento cruzado anterior, do membro dominante e do membro não dominante.

Através da metodologia aplicada foram obtidos resultados que já foram apresentados e discutidos nos pontos anteriores.

Contudo, vale a pena refletir sobre a metodologia aplicada para daqui se possam retirar indicadores para estudos futuros. A pesquisa apresenta alguns pontos fortes. Por exemplo, no tipo de medidas que usou. Pois, foi proposto, recorrendo ao teste de força no dinamómetro isocinético, na fase excêntrica, para a flexão da perna, determinar o torque do tendão quadríceps (tensão passiva do quadríceps). Esta medida é essencial para prever uma lesão do joelho, pois, sabendo a capacidade de força que o tendão quadríceps consegue gerar, consegue – se perceber a capacidade do mesmo em armazenar energia elástica, sendo essa quantidade de energia elástica armazenada no tendão determinante para um bom desempenho nos testes de salto, nomeadamente, o DVJB, bem como, para se conseguir determinar um possível risco de lesão do joelho.

Que se tenha conhecimento, não foram encontrados estudos que determinem a força gerada pelo tendão quadríceps a partir do dinamómetro isocinético, na fase excêntrica.

O estudo apresenta ainda uma boa relação entre o tempo de contacto com o solo e a potência do salto; entre a potência do salto e a altura do salto; e entre a espessura do total do tendão quadríceps e o torque da tensão passiva do quadríceps, no ângulo de ocorrência do peak torque da tensão total do quadríceps na fase excêntrica. De notar que nenhum estudo parece ter analisado estes fatores.

A determinação do torque do tendão quadríceps e as relações entre as variáveis descritas acima pode ter grande interesse por parte dos profissionais da área da saúde, caso necessitem de avaliar um atleta de futebol com o objetivo de uma prevenção primária da lesão do joelho e com o objetivo de intervir com exercícios prescritos para melhorar a sua performance e evitar uma primeira lesão do joelho.

O estudo contou com uma metodologia mista, qualitativa e quantitativa, pois, contou com um questionário; um protocolo de força no dinamómetro isocinético, na fase concêntrica e na fase excêntrica, na velocidade angular de 60°/s e 180°/s; um protocolo

de salto (DVJB); um protocolo de ecografia do joelho; e por fim, a observação de todos os parâmetros mencionados anteriormente.

Foram respeitados todos os procedimentos éticos, e todos os instrumentos de avaliação estão adaptados para a população portuguesa, mas também estão adaptados para diferentes países. O que permite a comparação transcultural dos resultados.

No entanto, é importante reconhecer as debilidades do estudo, onde como pontos fracos da tese se aponta a amostra ser pequena e ainda haver um desequilíbrio entre os grupos (GF e GC). Estas duas limitações levam a retirar conclusões e interpretar os resultados com cautela.

Como sugestões para pesquisas futuras, recomenda – se que se replique este estudo com amostras maiores. Para estudos futuros seria interessante utilizar uma nova tecnologia, um servomotor, que permite medir o comprimento e a força da unidade músculo – tendão, e a sonomicrometria, que permite medir o comprimento dos fascículos musculares.

Os resultados que foram encontrados sugerem que as variáveis, cujo valor do GFCL não se encontrava balizado com o valor de referência do GC (Média \pm DP), podem prever o risco de lesão, pois, os valores que estão acima do máximo e os valores que estão abaixo do mínimo podem revelar - se alarmantes, pois, podem indicar o início de uma lesão do joelho.

Finalmente, os resultados devem ser situados num grupo específico. Assim, este estudo foi realizado com futebolistas, logo, os profissionais da área da saúde podem refletir sobre estes indicadores para avaliar futebolistas ou os atletas de alto desempenho com funcionamento semelhante, com a finalidade de prever uma lesão primária do joelho.

8. Referências Bibliográficas

ACSM. American College of Sports Medicine position stand. (2009). Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc.* 41:687–708.

Ageberg E, Link A, Roos EM. (2010). Feasibility of neuromuscular training in patients with severe hip or knee OA: the individualized goalbased NEMEX-TJR training program. *BMC Musculoskelet. Disord.* 11:126.

Ageberg E, Nilsson A, Kosek E, Roos EM. (2013). Effects of neuromuscular training (NEMEX-TJR) on patient-reported outcomes and physical function in severe primary hip or knee osteoarthritis: a controlled before-and-after study. *BMC Musculoskelet. Disord.* 14(1):232.

Ageberg E, Roos EM. (2015). Neuromuscular exercise as treatment of degenerative knee disease. *Exerc Sport Sci Rev;* 43:14-22.

Ageberg E, Thomee R, Neeter C, et al. (2008). Muscle strength and functional performance in patients with anterior cruciate ligament injury treated with training and surgical reconstruction or training only: a two to five-year followup. *Arthritis Rheum.* 59:1773-9.

Ageberg E. (2002). Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation-using the anterior cruciate ligament-injured knee as model. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 12(3):205-12.

Ageberg, E. & Roos, E. M. (2015). Neuromuscular exercise as treatment of degenerative knee disease. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 43, 14–22.

Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 17: 705-729.

Alter MJ. (2010). *Ciência da Flexibilidade.* 3 ed. 368 p.

Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. (2011). Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play. *Br J Sports Med* 45:596-606.

- Arilla FV, Rahnemai-Azar AA, Yacuzzi C, et al. (2016). Correlation between a 2D simple image analysis method and 3D bony motion during the pivot shift test. *Knee*. 23:1059-63.
- Arner O, Lindholm A, Orell SR. (1959). Histologic changes in subcutaneous rupture of the Achilles tendon; a study of 74 cases. *Acta Chir Scand*. 116: 484-90.
- Aslan, Hadi. (2008). Molecular Targets for Tendon Neoformation, *The Journal of Clinical Investigation*, Vol 118, N° 2.
- Asmussen, E., & Bonde – Petersen, F. (1974). Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 91, 385-392.
- Astrom M. (2000). Laser Doppler flowmetry in the assessment of tendon blood flow. *Scand J Med Sci Sports*. 10:365-7.
- Augustsson J, Thomee R, Karlsson J. (2004). Ability of a new hop test to determine functional deficits after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 12(5):350–356
- Augustsson J, Thomee´ R. (2000). Ability of closed and open kinetic chain tests of muscular strength to assess functional performance. *Scand J Med Sci Sports* 10:164–168.
- Balnave, C. D. *et al.* (1997). Distribution of sarcomere length and intracellular calcium in mouse skeletal muscle following stretch-induced injury. *Journal of Physiology*, Sydney, v.502.3, p.649-659.
- Baltzopoulos, V. and Brodie, D. (1989). Isokinetic dynamometry: applications and limitations. *Sports Medicine* 8, 101-116.
- Barber-Westin SD, Noyes FR. (2011). Factors Used to Determine Return to Unrestricted Sports Activities After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg*. 27:1697-705.
- Bennell KL, Kyriakides M, Metcalf B, et al. (2014). Neuromuscular versus quadriceps strengthening exercise in patients with medial knee osteoarthritis and varus malalignment: a randomized controlled trial. *Arthr. Rheumatol*. 66(4):950-9.

- Bennell KL, Wrigley TV, Hunt MA, Lim BW, Hinman RS. (2013). Update on the role of muscle in the genesis and management of knee osteoarthritis. *Rheum. Dis. Clin. North Am.* 39(1):145-76.
- Bjorklund K, Skold C, Andersson L, et al. (2006). Reliability of a criterion-based test of athletes with knee injuries; where the physiotherapist and the patient independently and simultaneously assess the patient's performance. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 14:165-75.
- Bobbert, M. F., Gerritsen, K. G., Litjens, M. C., & Van Soest, A. J. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine and Sciences in Sports and Exercise*, 28, 1402-1412.
- Boden BP, Dean GS, Feagin JA Jr, Garrett WE Jr. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 23(6):573-578.
- Bonazza NA, Smuin D, Onks CA, Silvis ML, Dhawan A. (2017). Reliability, Validity, and Injury Predictive Value of the Functional Movement Screen. *Am J Sports Med.* 45: 725-732.
- Bosco C, Luhtanen, P, Komi PV. (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 50(2), 273-282.
- Brandt K, Lohmander LS, Doherty M. (1998). Pathogenesis of osteoarthritis: the concept of osteoarthritis as failure of the diarthrodial joint. In: *Brandt KD, Doherty M, Lohmander LS, editors. Osteoarthritis. Oxford, UK: Oxford University Press: 70-74.*
- Burr DB. (1998). Subchondral bone. In: *Brandt KD, Doherty M, Lohmander LS, editors. Osteoarthritis. Oxford, UK: Oxford University Press: 144-156.*
- Burr DB. (2004). Anatomy and physiology of the mineralized tissues: Role in the pathogenesis of osteoarthrosis. *Osteoarthritis Cartilage*; 12: S20-S30.
- Bush-Joseph CA, Hurwitz DE, Patel RR, et al. (2001). Dynamic function after anterior cruciate ligament reconstruction with autologous patellar tendon. *Am J Sports Med.* 29:36-41.

- Campbell D. E., Glenn W: (1982). Rehabilitation of knee extensor and flexor muscle strength in patients with menisectomies, ligamentous repairs and chondromalacia. *Phys Ther* 62: 10—15.
- Carr AJ, Norris SH. (1989). The blood supply of the calcaneal tendon. *J Bone Joint Surg Br.* 71:100-1.
- Caspersen CJ, Powell KE, Christenson GM. (1985). Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Rep.* 100(2):126-31.
- Cavagna, G. A., Saibene, P. F., & Margaria, R. (1965). Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *Journal of Applied Physiology*, 20, 157–158.
- Cavanagh, P. R. (1988). On “muscle action” vs. “muscle contraction.” *Journal of Biomechanics*, 21, 69.
- Chmielewski TL, Rudolph KS, Snyder- Mackler L. (2002). Development of dynamic knee stability after acute ACL injury. *J Electromyogr Kinesiol.* 12:267–274.
- Cicuttini F, Wluka A, Hankin J, Wang Y. (2004). Longitudinal study of the relationship between knee angle and tibiofemoral cartilage volume in subjects with knee osteoarthritis. *Rheumatology (Oxford)*;43:321–4.
- Colby SM, Hintermeister RA, Torry MR, et al: (1999). Lower limb stability with ACL impairment. *J Orthop Sports Phys Ther* 29:444–454.
- Cook G, Burton L, Hoogenboom BJ, Voight M. (2014). Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function - part 1. *Int J Sports Phys Ther.* 9: 396-409.
- Cook G, Burton L, Hoogenboom BJ, Voight M. (2014). Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function-part 2. *Int J Sports Phys Ther.* 9: 549-563.
- Coombs G, Garbutt G. (2002). Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sports Sci Med.* 1:56–62.

- Coombs, R., Garbutt, G. and Cramp, M. (2002). Comparison of conventional and functional hamstring-quadriceps moment ratios through a 90° range of leg motion. *Journal of Sports Sciences* 20, 3-4.
- Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, Fithian DC, Rossman DJ, Kaufman KR. (1994). Fate of the ACL-injured patient: a prospective outcome study. *Am J Sports Med.* 22(5):632–644.
- Devita P, Hortobagyi T, Barrier J. (1998). Gait biomechanics are not normal after anterior cruciate ligament reconstruction and accelerated rehabilitation. *Med Sci Sports Exerc.* 30:1481-8.
- Dieppe PA, Lohmander LS. (2005). Pathogenesis and management of pain in osteoarthritis. *Lancet.* 365(9463):965-73.
- Dingenen B, Gokeler A. (2017). Optimization of the return-to-sport paradigm after anterior cruciate ligament reconstruction: a critical step back to move forward. *Sports Med.* 11.
- Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L. (1999). Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers. *Med Sci Sports Exerc* 31:210–215.
- Eitzen I, Moksnes H, Snyder-Mackler L, Risberg MA. (2010). A progressive 5-week exercise therapy program leads to significant improvement in knee function early after anterior cruciate ligament injury. *J Orthop Sports Phys Ther.* 40:705–721
- Elahi S, Cahue S, Felson DT, Engelman L, Sharma L. (2000). The association between varus–valgus alignment and patellofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 43:1874–80.
- Elliott, B. (1999). Biomechanics: An integral part of sport science and sport medicine. *Journal of Science and Medicine and Sport*, 2, 299–310.
- Ericsson YB, Dahlberg LE, Roos EM. (2009). Effects of functional exercise training on performance and muscle strength after meniscectomy: a randomized trial. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 19(2):156-65.
- Ernst, G. P. , E. Saliba , D. R. Diduch , S. R. Hurwitz , and D. W. Ball. (2000). Lower extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther.* 80 3:251–260.

- Faulkner, J.A. (2003). Terminology for contractions of muscles during shortening, while isometric, and during lengthening. *Journal of Applied Physiology*, 95, 455–459.
- Felson DT, Lawrence RC, Dieppe PA, Hirsch R, Helmick CG, Jordan JM, et al. (2000). Osteoarthritis: new insights. I. The disease and its risk factors. *Ann Intern Med*. 133:635–46.
- Felson DT, Zhang Y. (1998). An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention [review]. *Arthritis Rheum*. 41:1343–55.
- Fernandes L, Hagen KB, Bijlsma JW, et al. (2013). EULAR recommendations for the non-pharmacological core management of hip and knee osteoarthritis. *Ann. Rheum. Dis*. 72(7):1125-35.
- Finni, T., Ikegawa, S., Lepola, V., & Komi, P. V. (2003). Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiologica Scandinavica*, 177, 483-491.
- Fithian DC, Paxton LW, Goltz DH. (2002). Fate of the anterior cruciate ligament- injured knee. *Orthop Clin North Am* 33:621–636.
- Fitzgerald, G.K., S.M. Lephart, J.H. Hwang, and R.S.Wainner. (2001). Hop tests as predictors of dynamic knee stability. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 31:588–597.
- Ford KR, Myer GD, Hewett TE. (2007). Reliability of landing 3D motion analysis: implications for longitudinal analyses. *Med Sci Sports Exerc*. 39(11):2021–2028.
- Ford KR, Myer GD, Smith RL, Byrnes RN, Dopirak SE, Hewett TE. (2005). Use of an overhead goal alters vertical jump performance and biomechanics. *J Strength Cond Res*. 19(2):394–399.
- Fu FH, Schulte KR. (1996). Anterior cruciate ligament surgery: *state of the art?* *Clin Orthop*.325:19 –24.
- Fukashiro, S., Hay, D. C, & Nagano, A. (2006). Biomechanical behavior of muscle-tendon complex during dynamic human movements. *Journal of Applied Biomechanics*, 22, 131-147.

- Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, y., Fukashiro, S., Kanehisa, H., & Maganaris, C. N. (2001). In vivo behaviour of human muscle tendo during walking. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 268, 229-233.
- Garbutt, G., Coombs, R. and Cramp, M. (2001). Functional hamstring/quadriceps moment ratio during isokinetic leg extension [abstract]. *Proceedings of the 6th Annual Congress of the European College of Sport Science - 15th Congress of the German Society of Sport Science*, Cologne, 24-28 July 2001, p.650.
- Goldfuss AJ, Morehouse CA, Leveau BF. (1973). Effect of muscular tension on knee stability. *Med Sci Sports*. 5:267-71.
- Griffiths RI. (1991). Shortening of muscle fibers during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *J. Physiol. Lond.* 436:219-36.
- Gustavsson A, Neeter C, Thomeé P, et al. (2006). A test battery for evaluating hop performance in patients with an ACL injury and patients who have undergone ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 14:778-88.
- Hall, S.J. (2016). *Biomecânica Básica*. 7ª Edição, Guanabara Koogan. Rio de Janeiro.
- Hegedus EJ, McDonough S, Bleakley C, et al. (2015). Clinician-friendly lower extremity physical performance measures in athletes: a systematic review of measurement properties and correlation with injury, part 1. The tests for knee function including the hop tests. *Br J Sports Med.* 49(10):642–8.
- Heiser, T.M., Weber, J., Sullivan, G., Clare, P. and Jacobs, R.R. (1984). Prophylaxis and management of hamstring muscle injuries in intercollegiate football players. *American Journal of Sports Medicine* 12, 368-370.
- Hennessy, L., & Kilty, J. (2001). Relationship of the stretch-shortening cycle to sprint performance in trained female athletes. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 15, 326-331.
- Herbst E, Wierer G, Fischer F, et al. (2017). Functional assessments for anterior cruciate ligament reconstruction return to sport. *Ann Joint.* 2:37 10.21037/aoj.2017.06.13.
- Herbst E, Wierer G, Fischer F, et al. (2017). Functional assessments for anterior cruciate ligament reconstruction return to sport. *Ann Joint.* 2:37 10.21037/aoj.2017.06.13.

Hewett TE, Di Stasi SL, Myer GD. (2013). Current Concepts for Injury Prevention in Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 41: 216-224.

Hewett TE, Ford KR, Myer GD. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *Am J Sports Med.* 34: 490-498

Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, et al. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 33: 492- 501.

Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, Van den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med* 33:492–501.

Hewett TE, Paterno MV, Myer GD. (2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 76-94.

Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB *et al.* (2000). Knee strength deficits after hamstring tendo and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports Exerc.* 32:1472-9.

Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB *et al.* (2007). Contralateral limb strength deficits after anterior cruciate ligament reconstruction using a hamstring tendon graft. *Clin Biomech.* 22:543-50.

Hollville E, Nordez A, Guilhem G, Lecompte J, Rabita G. (2018). *Interactions between fascicles and tendinous tissues in gastrocnemius medialis and vastus lateralis during drop landing.* *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 29(1):55-70.

Houston, C. S., & Swischuk, L. E. 1980. Varus and valgus—No wonder they are confused. *New England Journal of Medicine*, 302(8), 471–472.

Houston, C. S., & Swischuk, L. E. (1980). Varus and valgus—No wonder they are confused. *New England Journal of Medicine*, 302(8), 471–472.

- Inglis AE, Scott WN, Sculco TP, Patterson AH. (1976). Ruptures of the tendo achillis. An objective assessment of surgical and non-surgical treatment. *J Bone Joint Surg Am.* 58:990-3.
- Ishikawa, M., Finni, T., & Komi, P. V. (2003). Behaviour of vastus lateralis muscle-tendon during high intensity SSC exercise in vivo. *Acta Physiologica Scandinavica*, 178, 205-213.
- Jacobsen K. (1977). Osteoarthrosis following insufficiency of the cruciate ligaments in man: *a clinical study.* *Acta Orthop Scand.* 48:520 –526.
- James, Roshan, Girish Kesturu MS, Balian, Gary PhD, Chhabra, Bobby A. (2008). Tendon: Biology, Biomechanics, Repair, Growth, Factors, and Evolving Treatment Options, *JHS*, vol:33^a.
- Kannus P, Jozsa L, Jarvinnen M. Basic science of tendons. (2000). In: Garrett WE Jr, Speer KP, Kirkendall DT, editors. *Principles and practice of orthopaedic sports medicine.* Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins. p 21-37.
- Kannus P. (1994). Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med.* 15 Suppl 1:S11-8.
- Kannus P.: (1992). Normality, variability and predictability of work, power and torque acceleration energy with respect to peak torque in isokinetic muscle testing. *mi JSports Med* 13: 249—256.
- Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2002). In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendo elasticity. *Journal of Physiology*, 540, 635-646.
- Kiapour AM, Demetropoulos CK, Kiapour A, Quatman CE, Wordeman SC, Goel VK, et al. (2016). Strain Response of the Anterior Cruciate Ligament to Uniplanar and Multiplanar Loads During Simulated Landings: Implications for Injury Mechanism. *Am J Sports Med.* 44: 2087- 2096.
- Kiesel K, Plisky PJ, Voight ML. (2007). Can Serious Injury in Professional Football be Predicted by a Preseason Functional Movement Screen? *N Am J Sports Phys Ther.* 2: 147-158.
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics.* 2^a Ed, Springer Science.

- Komi PV, Salonen M, Jarvinen M, Kokko O. (1987). In vivo registration of Achilles tendon forces in man. I. Methodological development. *Int J Sports Med.* 8 Suppl 1:3-8.
- Komi, P. V. (1984). Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 12, 81–121.
- Komi, P. V., & Bosco, C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and woman. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 10, 261-265.
- Konow N, Azizi E, Roberts TJ. (2012). Muscle power attenuation by tendo during energy dissipation. *Proc. Biol. Sci.* 279(1731):1108-13.
- Kraemer WJ, Adams K, Cafarelli E, Dudley GA, Dooly C, Feigenbaum MS, Fleck SJ, Franklin B, Fry AC, Hoffman JR, Newton RU, Pottleiger J, Stone MH, Ratamess NA, Triplett-McBride T. (2002). American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc* 34:364–380.
- Kraus, VB, Vail, TP, Worrell, T, McDaniel, G. (2005). A comparative assessment of alignment angle of the knee by radiographic and physical examination methods. *Arthritis Rheum*; 52: 1730– 5.
- Kuenze C, Hertel J, Saliba S, Diduch DR, Weltman A, Hart JM. (2015). Clinical thresholds for quadriceps assessment after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Sport Rehabil.* 24:36-46.
- Kurokawa, S., Fukunaga, T., Nagano, A., & Fukashiro, S. (2003). Interaction between fascicles and tendinous structures during counter movement jumping investigated in vivo. *Journal of Applied Physiology* (1985), 95, 2306-2314.
- Kvist M, Jozsa L, Kannus P, Isola J, Vieno T, Jarvinen M, Lehto M. (1991). Morphology and histochemistry of the myotendineal junction of the rat calf muscles. Histochemical, immunohistochemical and electron-microscopic study. *Acta Anat (Basel).* 141:199-205.
- Lastayo, P. C. *et al.* (2003). Eccentric muscle contractions: their contribution to injury,
- Lautamies R, Harilainen A, Kettunen J, Sandelin J, Kujala UM. (2008). Isokinetic quadriceps and hamstring muscle strength and knee function 5 years after anterior

cruciate ligament reconstruction: comparison between bone-patellar tendon-bone and hamstring tendon autografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16(11):1009–1016.

Lestienne, F. (1979). Effects of inertial load and velocity on the braking process of voluntary limb movements. *Experimental Brain Research* 35, 407-418.

Lewek M, Rudolph KS, Axe MJ, Snyder- Mackler L. (2002). The effect of insufficient quadriceps strength on gait after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 17:56–63.

Li RC, Maffulli N, Hsu YC *et al.* (1996). Isokinetic strength of the quadriceps and hamstrings and functional ability of anterior cruciate deficient knees in recreational athletes. *Br J Sports Med*. 30:161.

Linko E, Harilainen A, Malmivaara A, Seitsalo S. (2005). Surgical versus conservative interventions for anterior cruciate ligament ruptures in adults. *Cochrane Database Syst Rev*. 18: CD001356.

Lloyd DG. (2001). Rationale for training programs to reduce anterior cruciate ligament injuries in Australian football. *J Orthop Sports Phys Ther*. 31(11):645–654. discussion 661.

Logerstedt D, Grindem H, Lynch A, et al. (2012). Single-legged hop tests as predictors of self-reported knee function after anterior cruciate ligament reconstruction: the Delaware-Oslo ACL cohort study. *Am J Sports Med*. 40:2348-56.

Lohmander LS, Englund PM, Dahl LL, Roos EM. (2007). The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *Am. J. Sports Med*. 35(10):1756-69.

Lohmander LS, Ostenberg A, Englund M, Roos H. (2004). High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum*. 50(10):3145–3152.

Maganaris, C. N., & Paul, J. P. (2000). Load-elongation characteristics of the *in vivo* human tendon and aponeurosis. *Journal of Experimental Biology*, 203, 751–756.

Mattacola CG, Perrin DH, Gansneder BM, Gieck JH, Saliba EN, McCue FC 3rd. (2002). Strength, functional outcome, and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Athl Train*. 37:262–268.

- Mil – Homens, P., Correia, P.P. e Mendonça, G.V. (2015). Treino da força – Principios biológicos e métodos de treino. Faculdade de Motricidade Humana, Edições FMH. 1495-688 Cruz Quebrada.
- Moreland J, Bassett L, Hanker G. (1987). Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am*;69:745–9.
- Morgan, D. L. (1990). New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophysical Journal*, [S.l.], v.57, p.209-221, Feb.
- Myer GD, Paterno MV, Ford KR, Hewett TE. (2008). Neuromuscular training techniques to target deficits before return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Strength Cond Res*. 22(3):987–1014.
- Myer GD, Schmitt LC, Brent JL, et al. (2011). Utilization of modified NFL combine testing to identify functional deficits in athletes following ACL reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther*. 41: 377– 387.
- Narducci E, Waltz A, Gorski K, et al. (2011). The clinical utility of functional performance tests within one-year post-acl reconstruction: a systematic review. *Int J Sports Phys Ther*. 6:333-42.
- Neeter C, Gustavsson A, Thomee P, Augustsson J, Thomee R, Karlsson J. (2006). Development of a strength test battery for evaluating leg muscle power after anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14(6):571–580.
- Neumann DA. (2010). Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther*. 40(2):82–94.
- Nordin M, Frankel VH. (2003). Biomêcanica básica do sistema musculoesquelético. 3, editor. *Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan*.
- Noyes FR, Barber SD, Mangine RE. (1991). Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *Am J Sports Med*. 19:513–518.
- O’ stenberg A, Roos E, Ekdahl C, Roos H. (1998). Isokinetic knee extensor strength and functional performance in healthy female soccer players. *Scand J Med Sci Sports* 8:257–264.

- O'Brien M. (1997). Structure and metabolism of tendons. *Scand J Med Sci Sports*. 7:55-61.
- Ochi M, Iwasa J, Uchio Y *et al.* (1999). The regeneration of sensory neurones in the reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Jt Surg*. 81:902-6.
- Ozkaya N, Nordin M. (1999). Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation. 2 nd ed. *New York: Springer*.
- Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, *et al.* (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *Am J Sports Med*. 38: 1968-1978.
- Paule, KK. (1996). The Physical Performance T-Test as a Measure of Speed, Power, and Agility in Females. Long Beach, CA: California State University.
- Peterfy C, Li J, Saim S, Duryea J, Lynch J, Miaux Y, *et al.* (2003). Comparison of fixed-flexion positioning with fluoroscopic semiflexed positioning for quantifying radiographic joint-space width in the knee: test-retest reproducibility. *Skeletal Radiol*;32: 128–32.
- Petersen W, Taheri P, Forkel P, Zantop T. (2014). Return to play following ACL reconstruction: *a systematic review about strength deficits*. *Arch Orthop Trauma Surg* 134:1417-28.
- Petschnig R, Baron R, Albrecht M. (1998). The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther*. 28:23-31.
- Pope MH, Panjabi M. (1985). Biomechanical definitions of spinal instability. *Spine (Phila Pa 1976)*. 10: 255-256.
- prevention, rehabilitation, and sport. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, [S.I.], v.33, n.10, p.557-571.
- Proske, U.; Morgan, D. L. (2001). Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *Journal of Physiology*, [S.I.], v.537.2, p.333-345.

- Radin EL, Paul IL, Rose RM. (1972). Mechanical factors in osteoarthritis. *Lancet*; 519-522.
- Radin EL, Rose RM. (1986). Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage. *Clin Orthop Rel Res*; 213: 34-40.
- Rassier, D. E., MacIntosh, B. R., & Herzog, W. (1999). Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 86, 1445–1457.
- Reeves ND, Narici MV. (2003). Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *J. Appl. Physiol.* 95(3):1090-6.
- Reich, T. E. *et al.* (2000). Is the spring quality of muscle plastic? *American Journal of Physiology – Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, [S.I.], v.278, p.R1661-R1666.
- Reid A, Birmingham TB, Stratford PW, Alcock GK, Giffin JR. (2007). Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther.* 87: 337– 349.
- Riley GP, Harrall RL, Cawston TE, Hazleman BL, Mackie EJ. (1996). Tenascin-C and human tendon degeneration. *Am J Pathol.* 149:933-43.
- Risberg MA, Holm I, Ekeland A. (1995). Reliability of functional knee tests in normal athletes. *Scand J Med Sci Sports* 5:24–28.
- Risberg MA, Holm I, Myklebust G, Engebretsen L. (2007). Neuromuscular training versus strength training during first 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized clinical trial. *Phys Ther.* 87: 737-750.
- Roberts TJ, Azizi E. (2010). The series-elastic shock absorber: tendons attenuate muscle power during eccentric actions. *J. Appl. Physiol.* 109(2): 396-404.
- Roberts TJ, Azizi E. (2011). Flexible mechanisms: the diverse roles of biological springs in vertebrate movement. *J. Exp. Biol.* 214(Pt 3):353-61.
- Roberts, T. J. and Konow, N. (2013). *How tendons buffer energy dissipation by muscle. Exerc. Sport Sci. Rev.* 41, 186-193.

- Roos EM, Dahlberg L. (2005). Positive effects of moderate exercise on glycosaminoglycan content in knee cartilage: a four-month, randomized, controlled trial in patients at risk of osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 52(11):3507-14.
- Roos EM, Herzog W, Block JA, Bennell KL. (2011). Muscle weakness, afferent sensory dysfunction and exercise in knee osteoarthritis. *Nat. Rev. Rheumatol.* 7(1):57-63.
- Rudolph KS, Eastlack ME, Axe MJ, Snyder- Mackler L. (1998). Basmajian Student Award Paper: Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. *J Electromyogr Kinesiol.* 8:349–362.
- Salmon L, Russell V, Musgrove T, Pinczewski L, Refshauge K. (2005). Incidence and risk factors for graft rupture and contralateral rupture after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 21(8):948–957.
- Salsich, G. B., Brown, M., & Mueller, M. J. (2000). Relationships between plantar flexor muscle stiffness, strength, and range of motion in subjects with diabetes peripheral neuropathy compared to age-matched controls. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 30, 473-483.
- Samuelsson K. (2012). Anatomic ACL reconstruction—current evidence and future directions.
- Schmidtbleicher, D. (1992). Training for power events. In P. V. Komi (Ed.), *Strength and Power in Sports* (pp. 381-395). *Oxford: IOC Medical Commission.*
- Schmitt LC, Paterno MV, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. (2010). Altered knee mechanics during landing at the time of return to sport following ACL reconstruction: effects of quadriceps strength asymmetry [abstract]. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010:A42.
- Selvanetti A, Cipolla M, Puddu G. (1997). Overuse tendon injuries: basic science and classification. *Oper Tech Sports Med.* 5:110-7.
- Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD. (2001). The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA*;286:188–95.

- Sharma P, Maffulli N. (2005). Tendon injury and tendinopathy: healing and repair. *J Bone Joint Surg Am.* 87:187-202.
- Shelbourne K, Patel D. (1995). Timing of surgery in anterior cruciate ligament-injured knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 3:148-56.
- Souza RB, Powers CM. (2009). Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 39(1):12–19.
- Stastny P, Lehnert M, Tufano JJ. (2018). Muscle Imbalances: Testing and Training Functional Eccentric Hamstring Strength in Athletic Populations. *JoVE (Journal of Visualized Experiments)*; (135) :e57508-e57508.
- Stauber, W. T. (1989). Eccentric action of muscles: physiology, injury, and adaptation. *Exercises and Sports Sciences Reviews*, [S.l.], v.17, p.157-185.
- Stensrud S, Risberg MA, Roos EM. (2014). Knee function and knee muscle strength in middle-aged patients with degenerative meniscal tears eligible for arthroscopic partial meniscectomy. *Br. J. Sports Med.* 48(9):784-8.
- Takahashi T, Yamanaka N, Komatsu M, Ogawa Y, Yoshida S, Yamamoto H. (2004). A new computer-assisted method for measuring the tibio-femoral angle in patients with osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis Cartilage*;12:256–9.
- Tegner Y, Lysholm J. (1985). Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop* 198:43–49.
- Uthman OA, van der Windt DA, Jordan JL, et al. (2013). Exercise for lower limb osteoarthritis: systematic review incorporating trial sequential analysis and network meta-analysis. *BMJ*.347:f5555.
- Van Cutsem, M., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *Journal of Applied Physiology*, 101, 1766-1775.
- Webster KE, Feller JA, Leigh WB, Richmond AK. (2014). Younger patients are at increased risk for graft rupture and contralateral injury after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 42(3):641-647.

Weppler CH, Magnusson SP. (2010). Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? *Physical therapy*. 90(3):438-49. Epub 2010/01/16.

Whitehead, N. P. *et al.* (2001). Changes in passive tension of muscle in humans and animals after eccentric exercise. *Journal of Physiology*, [S.l.], v.533.2, p.593-604.

Wiggins AJ, Grandhi RK, Schneider DK, Stanfield D, Webster KE, Myer GD. (2016). Risk of Secondary Injury in Younger Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-analysis. *Am J Sports Med*. 44: 1861-1876.

Wilk K, Romaniello W, Soscia SM *et al.* (1994). The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing, and functional testing in the ACL-reconstructed knee. *J Orthop Sports Phys Ther*. 20:60-73.

Williams GN, Chmielewski T, Rudolph K, et al. (2001). Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *J Orthop Sports Phys Ther*. 31:546–566.

Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *J Am Acad Orthop Surg*. 13: 316-325.

Wojtys EM, Huston LJ. (1994). Neuromuscular performance in normal and anterior cruciate ligament-deficient lower extremities. *Am J Sports Med*. 22:89.

Wright RW, Dunn WR, Amendola A, et al. (2007). Risk of tearing the intact anterior cruciate ligament in the contralateral knee and rupturing the anterior cruciate ligament graft during the first 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective MOON cohort study. *Am J Sports Med*. 35(7):1131–1134.

Yasuda K, Ohkoshi Y, Tanabe Y, Kaneda Kiyoshi. (1992). Quantitative evaluation of knee instability and muscle strength after anterior cruciate ligament reconstruction using patellar and quadriceps tendon. *Am J Sports Med*. 20:471-5.

Zwolski C, Schmitt LC, Thomas S, et al. (2016). The Utility of Limb Symmetry Indices in Return-to-Sport Assessment in Patients With Bilateral Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med*. 44:2030-8.

APÊNDICE

Consentimento Informado - ESCLARECIDO E LIVRE PARA PARTICIPAÇÃO EM ESTUDOS DE INVESTIGAÇÃO

Título do estudo:

Avaliação para predição da lesão da articulação do joelho em atletas.

Enquadramento:

O estudo que se propõe realizar, é de âmbito académico e pertence aos trabalhos para tese de Mestrado na Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física, sob orientação da Prof. Dra. Paula Cristina Vaz Bernardo Tavares.

Explicação do estudo:

Os participantes do estudo deverão estar presentes num momento de recolha de dados, antes da pré época (entre meio de junho a meio de julho). Os dados recolhidos incluirão a realização de um teste de força no *Dinamómetro Isocinético BIODÉX Multijoint System 3 Pro*, um teste Drop Vertical Jump Bilateral, e uma ecografia ao joelho dos membros inferiores (do membro dominante e do membro não dominante. Existirão dois grupos; um grupo composto por atletas de futsal/futebol, e um grupo de controlo composto por indivíduos saudáveis, que de momento praticam exercício físico de uma forma regular. A recolhas serão efetuadas na Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra e na Escola Superior de Tecnologia e Saúde de Coimbra, sendo que, é pretendido realizar todas as recolhas em dois dias diferentes, durante um máximo de 4 semanas. Serão realizadas gravações de vídeo durante dois testes, que serão destruídas passados, no máximo, seis meses.

Condições e financiamento:

As deslocações ficam a cargo dos participantes. O estudo foi aprovado pelo conselho científico da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra e será financiado por esta. De referir que a participação no estudo é de carácter voluntário, não existindo qualquer prejuízo, caso não queiram participar.

Confidencialidade e anonimato:

Os participantes podem contar com total confidencialidade e uso exclusivo dos dados recolhidos. O anonimato será garantido, os dados utilizados não constam da identificação dos indivíduos e esta não será tornada pública. Todos os contactos serão efectuados em ambiente de privacidade.

Desde já, agradecer e garantir o esclarecimento de dúvidas sobre qualquer aspeto que for necessário.

Pedro Miguel Costa Lourenço – 919454705 – pedrocostinha18@hotmail.com

Por favor, leia com atenção a seguinte informação. Se achar que algo está incorreto ou que não está claro, não hesite em solicitar mais informações. Se concorda com a proposta que lhe foi feita, queira assinar este documento.

Assinatura/s de quem pede consentimento:

.....
.....

Declaro ter lido e compreendido este documento, bem como as informações verbais que me foram fornecidas pela/s pessoa/s que acima assina/m. Foi-me garantida a possibilidade de, em qualquer altura, recusar participar neste estudo sem qualquer tipo de consequências. Desta forma, aceito participar neste estudo e permito a utilização dos dados que de forma voluntária forneço, confiando em que apenas serão utilizados para esta investigação e nas garantias de confidencialidade e anonimato que me são dadas pelo/a investigador/a.

Nome:

Assinatura:... .. **Data:**
..... /..... /.....

ESTE DOCUMENTO É COMPOSTO DE 3 PÁGINA /S E FEITO EM DUPLICADO :
UMA VIA PARA O /A INVESTIGADOR /A , OUTRA PARA A PESSOA QUE
CONSENTE

Anexo A



FCDEF FACULDADE DE CIÊNCIAS DO
DESPORTO E EDUCAÇÃO FÍSICA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física de Universidade de Coimbra
Mestrado em Biocinética

Projeto de Investigação

AVALIAÇÕES PARA PREDIÇÃO DA LESÃO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO EM ATLETAS

- Questionário -

Código: _____

1- Nome: _____

2- Género: Feminino Masculino

3- Idade (anos): _____

4- Massa Corporal (kg): _____

5- Estatura (cm): _____

6- IMC (%): _____

7- Apresenta algum tipo de alterações a nível do sistema musculoesquelético? Qual?

8- Já teve algum tipo de lesão do membro inferior? Se sim, refira qual.

9- Modalidade desportiva que pratica: _____

10- A quanto tempo pratica esta(s) modalidade(s): _____

11- Número de treinos semanais: _____

12- Cargas com que treina: _____

13- Toma suplementos: Sim Não

14- Se sim, á quanto tempo toma suplementos? _____

15- Quantidade diária de suplementos: _____

16- Quais os suplementos que ingere? _____

17- Marca de suplementos utilizada: _____

18- Já fez algum tipo de avaliação relacionada com o marcador muscular (CK)? Se sim, que tipo de avaliação?

19- Já efectuou alguma ecografia aos músculos do membro inferior?

20- Se sim, qual o motivo que o levou a efetuar a ecografia?
