

UNESP

Faculdade De Engenharia Do Campus De Guaratinguetá

Guaratinguetá

2011

RODRIGO PEREIRA NOGUEIRA

ANÁLISE DO EXERCÍCIO DE AGACHAMENTO UTILIZANDO O MÉTODO DE
KANE

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Ciências na área de Projetos e subárea de Engenharia Semiológica.

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

Guaratinguetá

2011

Nogueira, Rodrigo Pereira
N77 Análise do exercício de agachamento utilizando o método de KANE /
8a Rodrigo Pereira Nogueira – Guaratinguetá : [s.n], 2011.
96 f : il.

Bibliografia: f. 79-87

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade
de Engenharia de Guaratinguetá, 2011.

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

1. Biomecânica I. Título


CDU 612.766(043)

RODRIGO PEREIRA NOGUEIRA

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
"MESTRE EM CIÊNCIAS"

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
Orientador / Unesp-Feg


Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
Unesp-Feg


Prof. Dr. RENATO ROCHA
UNITAU

Dezembro/2011

DADOS CURRICULARES

RODRIGO PEREIRA NOGUEIRA

NASCIMENTO	16.07.1987 – PINDAMONHANGABA / SP.
FILIAÇÃO	Perci Souza Nogueira. Regina Lucia Pereira Nogueira.
2005 / 2008	Graduação em Educação Física. Universidade de Taubaté – UNITAU –
2009 / 2011	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista – UNESP.

DEDICATÓRIA

Sempre ao escrever uma dedicatória pensamos em momentos ou pessoas que nos incentivaram durante toda a nossa árdua jornada. Comumente citamos filósofos e escritores, os quais nem ao menos conhecemos. Entretanto as pessoas que mais merecem nosso apreço estão ao nosso lado. Nessa dedicatória quero atentar-me as pessoas que me permitiram sonhar e hoje dividem essa alegria comigo. Creio que discorrer uma lista de nomes não seria justo, pois minha memória poderia me pregar uma peça e acabaria me esquecendo de muitas pessoas importantes.

Enfim, queria dedicar esse trabalho a todas as pessoas que passaram na minha vida, desde aqueles que me acolheram como amigo até aqueles que me odiaram como seu inimigo, pois tudo que vivi até hoje, sem exceção de um só minuto, construiu o meu caráter.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais pela vida digna que me deram, onde eu pudesse crescer acreditando que tudo é possível e que nossos sonhos só dependem de nós mesmos. Agradeço também ao esforço realizado por eles para me dar a oportunidade de ingressar nos estudos acadêmicos, pois sei o quanto foi difícil.

Agradeço aos meus irmãos e a minha irmã pelo apoio que recebi nos últimos anos, pois a maior recompensa, qualquer seja o tamanho do esforço, é saber que sempre há alguém torcendo por você.

Agradeço a minha companheira Hyssarlik por tudo que já me proporcionou durante os anos em que estamos juntos. Agradeço por ter acreditado em mim, por ter me ensinado valores familiares tão profundos, por ter paciência nos momentos difíceis que passei, por ter me apoiado em todas minhas idéias e as vezes até nas maluquices, enfim agradeço por me fazer mais feliz a cada dia que passa.

Agradeço a todos os professores que passaram na minha vida, pois sem eles não teria construído uma base sólida de estudo. Em particular aos meus professores de graduação e de pós-graduação que nos últimos anos me guiaram nos momentos mais difíceis.

Agradeço ao meu orientador, José Elias Tomazini, por me dar a oportunidade de realizar esse estudo com sua supervisão e por me ensinar coisas que vão além dos estudos teóricos.

Agradeço a contribuição financeira que me foi oferecida pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPQ) durante a realização dessa dissertação, facilitando o árduo, porém recompensador caminho do aprendizado que percorri nessa instituição. Meus humildes e sinceros agradecimentos.

“Felizes os que têm os erros enumerados, pois assim podem corrigi-los.”

William Shakespeare

NOGUEIRA, R. P. **Análise do exercício de agachamento utilizando o método de Kane**. 2011. 96 f.. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

RESUMO

O sedentarismo é crescente na população mundial e com ele cresce a incidência das doenças crônicas degenerativas. Em contrapartida têm-se os exercícios físicos que são recomendados para a prevenção, tratamento e reabilitação dessas doenças. A musculação é um desses exercícios e sua prática cresce cada dia mais. Dentre todos os exercícios que podem ser realizados na musculação, está o agachamento, que é muito utilizado para fortalecer a musculatura dos membros inferiores, porém a execução errônea do mesmo pode acarretar lesões irreversíveis ao praticante. Atualmente são utilizados conceitos biomecânicos para estudar e compreender os esforços mecânicos acerca do agachamento visando a proteção do sistema musculoesquelético. A presente dissertação tem como objetivo aplicar o método de Kane a um modelo de corpo humano buscando analisar os torques articulares e as forças nos tendões musculares dos membros inferiores durante o exercício de agachamento. A instrumentação contou com modelo biomecânico bidimensional (2D) desenvolvido a partir do método de Kane, que consiste na análise do sistema multicorpo através de conceitos de velocidades, forças ativas e inércia generalizadas. Os resultados de pico de torque encontrados foram de 36,9 N.m no tornozelo, 51 N.m no joelho e 119,1 N.m no quadril. Os resultados de picos de força nos tendões musculares foram de 1290 N no gastrocnêmio, 723 N no quadríceps e 730 N nos isquiotibiais. O método se mostrou eficaz ao calcular os esforços mecânicos nas articulações de membros inferiores, porém são necessários mais estudos englobando um maior número de variáveis para completa elucidação do assunto.

PALAVRAS-CHAVE: Agachamento, biomecânica, força muscular, Método de Kane, torque articular.

NOGUEIRA, R. P. **Squat exercise analysis by Kane's Method**. 2011. 96 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

ABSTRACT

Physical inactivity is increasing in the world population and with it the incidence of chronic degenerative diseases grows. In contrast, there are the exercises that are recommended for the prevention, treatment and rehabilitation of these diseases. Strength training is one of these exercises and their practice grows every day. Among all the exercises can be performed, is the squat, which is widely used to strengthen the muscles of the lower limbs, however the erroneous execution can result in irreversible damage. Biomechanical concepts are currently used to study and understand the mechanical stress on the squat in order to protect the musculoskeletal system. This study aims to apply the Kane's method to a human body model seeking to analyze the joint torques and muscle forces in the tendons of the lower limbs during the squat. The instrumentation featured biomechanical model with two-dimensional (2D) developed from Kane's method, which consists of analysis of multibody systems using concepts of generalized speed, generalized active forces and generalized inertia. The results of peak torque were 36.9 N.m in the ankle, 51 N.m in the knee and 119.1 N.m in the hip. The results of peak strength in the muscle tendons were 1290 N in the gastrocnemius, 723 N in the quadriceps to 730 N in the hamstrings. The method was reliable to calculate the mechanical stress on the joints of the lower limbs, but more studies are needed covering a larger number of variables to complete elucidation of this subject.

KEYWORDS: Squat, biomechanics, muscle forces, Kane's method, joint torque.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	- Exercícios em cadeia cinética aberta e fechada.....	26
FIGURA 2	- Variação do exercício de agachamento.....	26
FIGURA 3	- Fluxograma dos músculos atuantes no agachamento.....	27
FIGURA 4	- Articulações fibrosas ou sinartroses.....	29
FIGURA 5	- Articulações cartilaginosas ou anfiartroses.....	30
FIGURA 6	- Articulações sinoviais ou diartroses.....	30
FIGURA 7	- Variáveis para obtenção das equações do movimento.....	34
FIGURA 8	- Fluxograma da entrada de dados no AUTOLEV.....	35
FIGURA 9	- Dispositivo para quantificar forças nos tendões.....	36
FIGURA 10	- Modelo utilizado para calcular forças na articulação do joelho.....	37
FIGURA 11	- Agachamento convencional e agachamento dividido.....	38
FIGURA 12	- Agachamento sem carga e agachamento em aparelho Bromsman.....	39
FIGURA 13	- Tipos de agachamentos (AP, APP, APPP).....	40
FIGURA 14	- Modelo bidimensional do corpo humano utilizado por Tomazini.....	43
FIGURA 15	- Modelo bidimensional do corpo utilizado na presente dissertação.....	44
FIGURA 16	- Exemplo angular dos segmentos no exercício de agachamento.....	45
FIGURA 17	- Pontos anatômicos de referência escolhidos para a pesquisa.....	47
FIGURA 18	- Quadro nº1 da filmagem e sua respectiva edição.....	48
FIGURA 19	- Exemplo do gráfico e respectiva linha de tendência polinomial.....	49
FIGURA 20	- Modelo das estruturas musculares estudadas na presente dissertação.....	50

FIGURA 21	- Interface do programa oferecido pelo instituto Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne (ELPF).....	51
FIGURA 22	- Imagens do programa parcialmente editadas.....	52
FIGURA 23	- Deslocamento angular do pé durante o agachamento.....	54
FIGURA 24	- Deslocamento angular da perna durante o agachamento.....	55
FIGURA 25	- Deslocamento angular da coxa durante o agachamento.....	56
FIGURA 26	- Deslocamento angular do tronco durante o agachamento....	57
FIGURA 27	- Deslocamento angular da cabeça durante o agachamento....	58
FIGURA 28	- Flexão de joelho durante o agachamento.....	59
FIGURA 29	- Maneira como foram assumidos os ângulos pelos autores citados na discussão.....	60
FIGURA 30	- Velocidade da barra durante o agachamento.....	61
FIGURA 31	- Torque no tornozelo durante o agachamento.....	63
FIGURA 32	- Torque no joelho durante o agachamento.....	64
FIGURA 33	- Torque no quadril durante o agachamento.....	65
FIGURA 34	- Quociente TQ / TJ durante o agachamento.....	66
FIGURA 35	- Força no tendão do gastrocnêmio durante o agachamento...	69
FIGURA 36	- Força no tendão do quadríceps durante o agachamento.....	70
FIGURA 37	- Força no tendão dos isquiotibiais durante o agachamento...	71
FIGURA 38	- Distâncias perpendiculares pela flexão de joelho.....	73
FIGURA 39	- Comparação das distâncias perpendiculares do ligamento patelar.....	74
FIGURA 40	- Comparação das distâncias perpendiculares do tendão do quadríceps.....	75
FIGURA 41	- Comparação das distâncias perpendiculares do tendão do gastrocnêmio.....	76
FIGURA 42	- Comparação das distâncias perpendiculares do tendão dos isquiotibiais.....	77

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	-	Dados antropométricos retirados de Winter.....	50
TABELA 2	-	Comparação do deslocamento angular dos segmentos corporais.....	60
TABELA 3	-	Comparação dos torques articulares.....	68

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
1.1. Justificativa e motivação.....	16
1.2. Objetivos da dissertação.....	18
1.3. Estrutura da dissertação.....	18
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	20
2.1. Atividade física e saúde.....	20
2.2. Exercícios resistidos.....	23
2.3. Exercícios de agachamento.....	25
2.4. Anatomia e biomecânica das articulações.....	28
2.5. Biomecânica atual.....	31
2.5.1. Dinâmica direta e inversa.....	33
2.5.2. Método de Kane aplicado ao estudo de sistema multicorpo.....	34
2.6. Trabalhos relevantes sobre o agachamento.....	36
3. MATERIAIS E MÉTODOS	42
3.1. Concepção do modelo biomecânico do corpo humano.....	42
3.2. Aplicação do método de Kane ao modelo proposto.....	44
3.3. Trajetórias dos segmentos corporais no agachamento.....	46
3.3.1. Seleção e aquisição do material necessário para a filmagem e edição das imagens.....	46
3.3.2. Definição do protocolo de aquisição dos dados.....	46
3.3.3. Edição das imagens através de softwares específicos.....	48
3.4. Dados antropométricos.....	49
3.5. Distâncias perpendiculares dos tendões musculares.....	50
3.6. Determinação dos torques articulares e das forças musculares.....	53
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	54
4.1. Coordenadas angulares dos segmentos corporais.....	54
4.2. Velocidade da barra.....	61
4.3. Torques articulares.....	62

4.4. Forças exercidas nos tendões musculares.....	69
4.5. Distâncias perpendiculares dos tendões musculares.....	73
5. CONCLUSÕES.....	78
REFERÊNCIAS.....	79
Apêndice A – Programa em AUTOLEV.....	88
Apêndice B – Termo de consentimento e livre esclarecido.....	94
Apêndice C – Coordenadas angulares durante o agachamento.....	95
Anexo A – Apreciação do comitê de ética em pesquisa.....	96

1 INTRODUÇÃO

1.1 Justificativa e motivação

Após a revolução industrial, a vida da população mundial foi gradativamente tornando-se mais prática. Com o avanço tecnológico tudo está ao alcance das próprias mãos, não é necessário fazer muito esforço para realizar tarefas que antes eram exaustivas. O sedentarismo após essa época se instalou e é crescente até a presente época, e com isso as doenças crônicas degenerativas são cada dia mais comuns. Em contrapartida, a prática regular de atividades físicas se mostra excelente saída para aqueles que buscam qualidade de vida, sendo utilizada na prevenção e tratamento das doenças causadas pelo sedentarismo (TAHARA; SCHWARTZ; SILVA, 2003).

Grande parte da população aderiu à prática regular de atividades físicas, sendo nas ruas e/ou em academias de ginástica. Dentre as várias atividades proporcionadas, os exercícios resistidos (musculação) ganham espaço, sendo recomendados por médicos, fisioterapeutas e educadores físicos, tanto para o condicionamento físico, como para a prevenção e reabilitação de algumas doenças tais como: hipertensão, diabetes mellitus tipo I e II, osteoporose, síndrome metabólica, obesidade, cardiopatias etc. (HIRATA, 2006; SILVA et al., 2008).

Em uma sala de musculação são inúmeros os exercícios que podem ser realizados, dentre eles o que se mostra mais eficiente para fortalecer a musculatura dos membros inferiores são os agachamentos, que podem ser realizados com pesos livres ou em equipamentos específicos. A execução errônea desse tipo de exercício e/ou a repetição excessiva pode resultar em dor articular e lesões no sistema musculoesquelético como, por exemplo: condromalácia patelar, artrite, artrose, lesão no ligamento cruzado anterior (LCA) e posterior (LCP) etc. (ESCAMILLA et al., 2001; SOUSA et al., 2007).

A forma indicada para realizar o exercício de agachamento é colocar uma barra com pesos sobre os ombros, atrás do pescoço e a agarrá-la com pronação de antebraço, em seguida agachar-se flexionando os quadris e os joelhos até as coxas ficarem paralelas ao chão e retornar a posição inicial (THOMPSON; FLOYD, 2002). Para

aprimorar o exercício e minimizar os riscos de lesão, o agachamento não pode gerar dores nas articulações, os pés devem estar paralelos um ao outro, a distância entre eles equivalente à distância dos quadris e a angulação máxima de flexão de joelhos não deve ultrapassar 90° (CARNAVAL, 2001; JORGE et al., 2007).

A biomecânica, ciência interdisciplinar que agrega conhecimentos da mecânica, da anatomia e da fisiologia, tenta compreender as sobrecargas atuantes no corpo humano ao estudar os seus movimentos. A compreensão das mesmas auxiliam profissionais do mundo inteiro dando-lhes uma base confiável, a partir da qual é possível fazer considerações acerca da sobrecarga mecânica imposta ao aparelho locomotor, contribuindo na busca de parâmetros de proteção e/ou eficiência do movimento, já que é consensual que as cargas excessivas podem ser responsáveis por lesões e que a diminuição das mesmas pode ser benéfica para o indivíduo a curto e a longo prazo (AMADIO, 2000; LOSS, 2001; NORDIN; FRANKEL, 2001;).

Para a compreensão das forças atuantes nos movimentos humanos é relevante imaginá-lo como um complexo de segmentos articulados em equilíbrio estático e/ou dinâmico, onde os movimentos são causados por forças internas atuantes fora dos eixos articulares, resultando na movimentação dos segmentos (ZERNICKE, 1981).

O estudo das forças envolvidas no movimento é obtido através de dois métodos: (a) método direto e (b) método indireto, onde o método direto implica na colocação de transdutores de força dentro do corpo humano e o método indireto é dado através de procedimento analítico, utilizando modelos físico-matemáticos (AMADIO, 2000; NORDIN; FRANKEL, 2001). Uma das formas de se analisar analiticamente o movimento é através do método de KANE o qual, através de suas premissas, resulta nas equações do movimento de um sistema de corpos interligados (sistema multicorpo) na forma mais simples e também nos esforços internos que um corpo exerce sobre outros.

As principais motivações para a escolha do presente tema se dão em razão da constante utilização do agachamento nas academias, das lesões que a execução errônea desse exercício pode acarretar no sistema musculoesquelético e a possibilidade de firmar a fidedignidade da análise dos movimentos corporais através do método de KANE.

1.2 Objetivos da dissertação

A presente dissertação tem como objetivo aplicar o método de KANE a um modelo de corpo humano, a fim de analisar os esforços mecânicos (torques articulares e forças nos tendões musculares) que atuam nas articulações de membros inferiores (Tornozelo, Joelho e Quadril) durante o exercício de agachamento livre.

1.3 Estrutura da dissertação

Essa dissertação é composta por cinco capítulos que estão distribuídos na seguinte sequência:

Capítulo 1 - **INTRODUÇÃO** – Esse capítulo expõe o problema abordado na dissertação, assim como sua justificativa. Apresenta os objetivos que norteiam o trabalho e também a estruturação geral e detalhada da dissertação.

Capítulo 2 – **REVISÃO BIBLIOGRÁFICA** – Esse capítulo é composto pela revisão da bibliografia que sustenta as informações teóricas apresentadas na dissertação. Inicia-se com uma visão geral da atividade física e seus benefícios para a saúde, além de explicar a realidade dos exercícios de agachamento nas academias. A biomecânica é vista de uma maneira geral e também de uma forma mais específica, olhando diretamente para a anatomia e biomecânica das articulações do quadril, joelho e tornozelo. A fim de relacionar as áreas da saúde e da engenharia mecânica faz-se necessário a explicação da biomecânica atual e sua importância para analisar o movimento humano. Aborda, ainda, os trabalhos mais relevantes nessa área de pesquisa. Por fim apresenta o método de análise dinâmica de sistema multicorpo proposto por KANE.

Capítulo 3 – **MATERIAIS E MÉTODOS** – Esse capítulo apresenta a estruturação do modelo biomecânico do corpo humano e a aplicação do método de KANE ao modelo proposto. Consiste-se, também, da descrição da atividade em questão (agachamento livre). Descreve ainda o método de filmagem proposto, a aquisição das coordenadas angulares dos segmentos corporais, dos dados antropométricos do sujeito de pesquisa e das distâncias perpendiculares dos tendões musculares.

Capítulo 4 – **RESULTADOS E DISCUSSÕES** – Esse capítulo expõe os gráficos e tabelas dos resultados obtidos na experimentação realizada na dissertação. Faz-se ainda a comparação dos resultados alcançados com os obtidos na literatura disponível nos bancos de dados atuais.

Capítulo 5 – **CONCLUSÕES** – Esse capítulo encerra a dissertação com as conclusões gerais que circundam o trabalho realizado e os benefícios que o mesmo poderá ocasionar no âmbito acadêmico e profissional.

REFERÊNCIAS

APÊNDICE A – Programa para calcular os torques - AUTOLEV.

APÊNDICE B - Termo de consentimento e livre esclarecido.

APÊNDICE C – Coordenadas angulares durante o agachamento.

ANEXO A – Apreciação do comitê de ética em pesquisa.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Atividade física e saúde

As consequências de levar a vida cercada de tecnologias, sem precisar realizar quase nenhum esforço, pode influenciar negativamente a saúde da população, tanto no nível físico, psicológico e social (TAHARA; SCHWARTZ; SILVA, 2003).

A partir da revolução industrial o sedentarismo foi crescente na população mundial, sendo observado em jovens, adultos e idosos, tanto nas horas de serviço como nas horas de lazer. Grande parte das pessoas trabalha realizando pouca atividade física e nas horas vagas desfrutam de atividades pouco estimulantes para o corpo (ARAÚJO; ARAÚJO, 2000; GLANER, 2003; ALVES et al., 2004; SILVA, 2009).

Levar uma vida sedentária aumenta consideravelmente as chances da aquisição de doenças crônicas degenerativas tais como: hipertensão arterial, obesidade, diabetes mellitus tipo II, osteoporose e depressão. Entretanto para os órgãos responsáveis pela promoção da saúde pública, o sedentarismo não é visto só como fator de risco pessoal de doenças, mas também como um problema de saúde pública, gerando danos e gastos ao indivíduo e a sociedade a qual ele pertence (CARVALHO et al., 1996; MATSUDO et al., 2002; ALVES et al., 2004).

Para ilustrar o grave risco ligado ao sedentarismo, Ciolac e Guimarães (2004) ponderam que já é considerado fator de risco tão grave quanto o fumo para a morte prematura. Estima-se que o sedentarismo na Europa gera gasto anual de 150 a 200 euros per capita e é responsável por cerca de 600.000 mortes todos os anos.

Segundo Araújo e Araújo (2000) e Glaner (2003), o simples fato da pessoa não apresentar nenhuma doença, não o qualifica como saudável, o conceito de saúde quando associado a simples ausência de doenças é genérico. A saúde atualmente é definida como o estado geral de equilíbrio, nos diferentes aspectos: biológico, social, psicológico, emocional e intelectual, podendo ser descrita como um contínuo, composto por polos positivos e negativos, onde o polo positivo está ligado à capacidade do indivíduo viver bem, superar desafios e responder às adaptações dos

sistemas, enquanto o polo negativo está ligado à aquisição de doenças e em seu extremo à morte.

O termo atividade física é definido como qualquer movimento corporal realizado pelo sistema musculoesquelético que gere gastos energéticos acima dos gastos basais não importando a magnitude desse gasto, ou seja, qualquer movimento diário por mais simples que seja pode ser considerado atividade física, por exemplo, o simples ato de colocar a camisa, subir a escada rumo a seu escritório ou caminhar pela casa (MATSUDO et al., 2002). Entretanto o termo exercício físico é considerado um subgrupo da atividade física, sendo intencional, planejado e repetitivo. Geralmente as intenções do exercício físico estão ligadas à manutenção e a melhora das características físicas do indivíduo. Por fim pode-se dizer que a atividade física é espontânea enquanto o exercício físico é planejado (ARAÚJO; ARAÚJO, 2000; GUEDES et al., 2002)

Tem-se ainda outro termo muito importante para o entendimento das maneiras que os benefícios se dão no organismo, a aptidão física. Essa é definida como a capacidade funcional do indivíduo, sendo relacionada à saúde ou ao desempenho atlético. A aptidão física relacionada à saúde (AFRS) é muito importante para que o indivíduo realize as atividades diárias impostas a ele sem nenhum esforço excessivo e estão relacionadas com: capacidade cardiorrespiratória, força e resistência muscular, flexibilidade e composição corporal (GUEDES et al., 2002). As aptidões físicas relacionadas ao desempenho atlético fazem com que o indivíduo consiga realizar uma determinada modalidade com maestria e geralmente estão relacionadas com: velocidade, equilíbrio, potência muscular, tempo de reação e coordenação. (GLANER, 2003).

A prática de atividades físicas (espontânea) no cotidiano é recomendada para melhorar a qualidade de vida, mas também é importante ter um programa de exercícios físicos (planejado) para acentuar esses ganhos. Esse programa de exercícios físicos deve possuir três componentes, sendo um de treinamento aeróbico, um de treinamento contra resistência e um de treinamento de flexibilidade, assim trabalhando todas as aptidões relacionadas à saúde e obtendo o máximo de benefícios que os exercícios físicos podem proporcionar (CARVALHO et al., 1996).

Os benefícios adquiridos com prática regular de exercícios físicos são descritos desde os textos gregos, romanos e ocidentais (MATSUDO et al., 2002). Esses não atingem o indivíduo somente à nível físico, mas também à nível psicológico e social, auxiliando no controle de estresse, melhora da autoestima e melhora da autoimagem (TAHARA; SCHWARTZ; SILVA, 2003; NOMOMURA; TEIXEIRA; CARUSO, 2004).

É consensual que a prática regular de exercícios físicos resulta em diversos benefícios para pessoas que não tem nenhum tipo de doença, porém uma das vertentes de estudo atualmente é relacionar a prática de exercícios físicos regulares com as doenças crônicas degenerativas, dentre elas: diabetes mellitus, obesidade e doenças coronarianas (MERCURI; ARRECHEA, 2001; PIRES et al, 2004).

A prática de exercícios físicos é utilizada na prevenção e tratamento da diabetes mellitus tipo II, independente do sexo e histórico familiar do paciente. Alguns dos benefícios vistos em pacientes diabéticos que praticam exercícios físicos estão relacionados ao aumento no consumo de glicose, a melhora no nível de hemoglobina glicosada, ao aumento da resposta dos tecidos a insulina dentre outros. Os exercícios aeróbicos são comumente utilizados nesse caso, porém os exercícios resistidos também podem ajudar no controle da doença. Os mecanismos pelo qual esses dois exercícios auxiliam no controle glicêmico do diabético são distintos e por essa razão recomenda-se a inclusão das duas modalidades no treinamento desse indivíduo. (MERCURI; ARRECHEA, 2001; CIOLAC; GUIMARÃES, 2004).

Os exercícios físicos priorizados para combater a obesidade são os exercícios basicamente aeróbicos (caminhada, corrida, natação etc.), porém os exercícios resistidos estão obtendo seu espaço nesses tipos de programas e a explicação é muito simples, o aumento da massa muscular aumenta os gastos calóricos basais fazendo com que o indivíduo gaste mais calorias durante o dia e também quando se pratica exercícios que fortaleçam a musculatura, as atividades diárias são realizadas com mais facilidade, com isso é mais provável que o indivíduo mude seus hábitos diários assumindo uma vida mais ativa e saudável (CIOLAC; GUIMARÃES, 2004).

Para pessoas hipertensas é comumente prescrito o exercício aeróbico já que esse se mostra benéfico para o controle da pressão arterial e de fácil monitoração

(CIOLAC; GUIMARÃES, 2004). Os indivíduos com essa patologia são desencorajados a praticar os exercícios resistidos, visto que é difícil monitorar a pressão arterial durante todo o treinamento contra resistência. Recomenda-se para os pacientes hipertensos a realização dessa modalidade com a devida cautela na prescrição e na execução dos exercícios, pois deixar de fazê-los poderia interferir nas suas aptidões físicas relacionadas à saúde, deixando as atividades diárias mais difíceis e desgastantes (CARVALHO et al, 1996; WAREMAN et al., 2000; GUIMARÃES et al., 2003).

Enfim, considerando o sedentarismo como o grande mal que prejudica a qualidade de vida da população e aumenta as chances de doenças, tem-se em contrapartida a atividade física, que pode ajudar e muito a população, pois sua prática regular combate os efeitos que o sedentarismo acomete aos sistemas corporais, funcionando como meio de prevenção, de reabilitação e tratamento de doenças físicas e psicológicas, aumentando assim a expectativa de vida do indivíduo com mais qualidade, ou seja, fazendo-o sentir-se melhor nas suas tarefas cotidianas (ARAÚJO; ARAÚJO, 2000; TAHARA; SCHWARTZ; SILVA, 2003; ALVES et al., 2004).

2.2 Exercícios resistidos

Com a conscientização dos benefícios causados pela prática regular de exercícios físicos, o aumento pela procura de academias foi e ainda é crescente em todo o mundo. As academias são procuradas com diversos fins, tais como estética, condicionamento físico, promoção de saúde, reabilitação etc. (ROLLA et al., 2004).

Segundo Tahara, Schwartz e Silva (2003) no início da década de trinta as academias brasileiras não tinham seu espaço consolidado. Essas, que tinham surgido com o intuito de oferecer a população uma atividade física regular e orientada fora dos clubes, foram conquistando a população e na década de setenta atingiram seu auge.

Com a crescente busca pelas academias, também aumentou o número de modalidades oferecidas pelas mesmas. Segundo Rolla et al. (2004) uma modalidade que apresenta grande procura com o passar do tempo são os exercícios resistidos, também conhecidos como musculação, nessa modalidade o aluno tem seu treinamento

montado de maneira individualizada e os exercícios são realizados com auxílios de máquinas e/ou pesos livres.

A musculação conquistou espaço nas academias de ginástica e atualmente é uma das modalidades mais procuradas. A sua prática não é aconselhada apenas aos jovens e atletas, essa modalidade é muito utilizada por idosos e até por crianças para promover a saúde e melhorar as aptidões físicas. Muitas agências normativas de atividade física recomendam a prática da musculação, por exemplo, o American College of Sports Medicine (ACSM) e a American Heart Association, em seus posicionamentos sobre a promoção de saúde, incluíram a prática regular da musculação em um programa de exercícios diários, pois aumenta a força e a potência muscular, aumenta a massa magra livre de gordura, previne doenças coronarianas, dentre outros benefícios (MIRANDA et al., 2005; SCUSSOLIN; NAVARRO, 2007).

Apesar dos profissionais da área da saúde aconselharem a prática de musculação para ganho de massa magra, prevenção e tratamento da obesidade, controle da densidade mineral óssea etc., a sociedade de um modo geral ainda se fixa nos mitos acerca dessa modalidade como, por exemplo, acreditar que a musculação masculiniza o corpo das mulheres, que interfere no crescimento ósseo dos adolescentes e que essa modalidade só serve para ganhar músculos e não para emagrecer (CAMBRI et al., 2006; MAIA; ARAÚJO, 2007).

Segundo Brum et al. (2004) a musculação implica no aumento da demanda energética do organismo e para suprir essa nova demanda energética, o organismo sofre diversas adaptações que o beneficiam. Scussolin e Navarro (2007) completam essa informação ponderando que o gasto energético decorrente da prática de musculação se dá em dois momentos distintos, o primeiro é durante a própria execução do exercício, e o segundo acontece na recuperação.

Mesmo assim a musculação pode apresentar alguns riscos ao seu praticante. Estudos preocupados com os perigos causados pela prática da musculação relatam que a má orientação, o treinamento excessivo e/ou errôneo pode causar graves lesões a diversos sistemas do indivíduo, entre eles o sistema musculoesquelético (ROLLA et al., 2004; SOUZA; JUNIOR, 2010).

Muitos praticantes de musculação relatam dores durante e depois da execução dos exercícios. Essas dores estão relacionadas à carga utilizada, ao número de repetições, duração da atividade, velocidade de execução, execução errônea etc. (SOUZA; JUNIOR, 2010).

Dentre as lesões mais comuns estão as lesões no joelho, no ombro e nas costas (lombalgia). Em estudo Rolla et al. (2004) investigaram as lesões ocorridas em indivíduos de uma academia de ginástica de Belo Horizonte. Mais da metade dos pesquisados relataram a percepção de lesões, dos quais 48% acreditavam que a lesão estava relacionada com a prática de exercício físico. O segmento mais acometido pelas lesões foi o joelho, seguido pelo ombro e costas.

O joelho é uma articulação que apresenta pouca estabilidade por estar localizada no final de dois braços de alavanca longos, a tíbia e o fêmur, podendo assim explicar o alto índice de lesões nessa articulação. A fim de minimizar os riscos, se faz necessário o fortalecimento das estruturas que circundam o joelho (ligamentos e músculos) para evitar as dores e as possíveis lesões (BARROS; GUERRA, 2004).

Almeida e Junior (2010) em estudo observaram que os joelhos dos praticantes de musculação são na sua maioria preservados das lesões sérias, sugerindo assim que a prática correta dessa modalidade pode fortalecer a musculatura e os ligamentos que circundam essa articulação, preservando-a.

2.3 Exercícios de agachamento

Todos os exercícios praticados na sala de musculação podem ser classificados em: exercícios de cadeia cinética aberta (CCA) e de cadeia cinética fechada (CCF). A sua definição é relacionada à liberdade atribuída ao membro distal que está realizando o movimento. Os exercícios de cadeia cinética aberta permitem que o membro se mova, ou seja, sua extremidade distal é móvel. Os exercícios de cadeia cinética fechada não deixam o membro livre para movimentação, ou seja, a extremidade distal é fixa (Figura 1) (MOSER; MALUCELLI; BUENO, 2010).

O agachamento é exercício de cadeia cinética fechada e é muito utilizado nas salas de musculação tanto no treinamento de força muscular como na reabilitação de cirurgias e lesões musculares e articulares (ESCAMILLA, 2001).

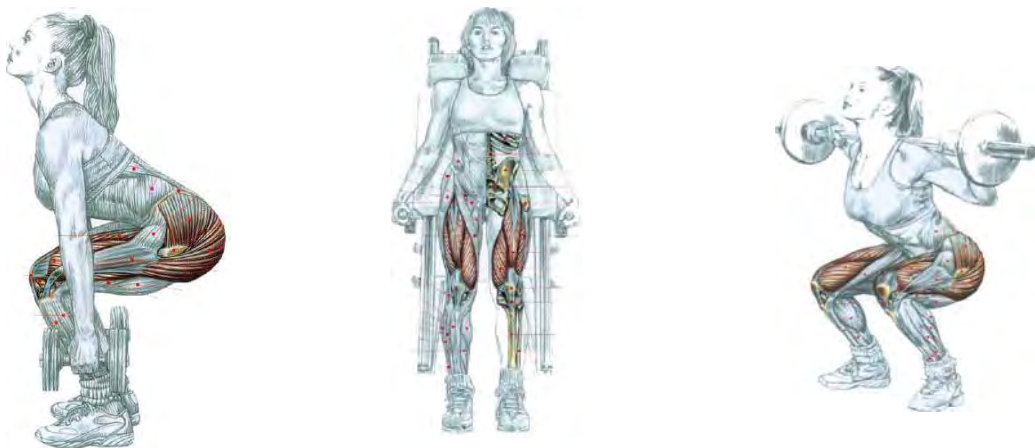


(a) Exercício em cadeia cinética aberta

(b) Exercício em cadeia cinética fechada

Figura 1: Exercícios em cadeia cinética aberta e fechada. Adaptada de Evans (2007).

É comum se ver nas academias variações do exercício de agachamento, isso porque o exercício a ser prescrito ao aluno deve considerar o tempo e nível de treinamento desse aluno. Dentre as variações descritas na literatura, as mais comuns são: agachamento com halteres, agachamento hack e agachamento livre (Figura 2) (CARNAVAL, 2001; ESCAMILLA et al., 2001; MEYER, 2005).



(a) Agachamento com Halter

(b) Agachamento Hack

(c) Agachamento Livre

Figura 2: Variação do exercício de agachamento. Adaptada de Delavier (2000).

Na execução do agachamento livre existe uma variação que pode ser observada em relação à profundidade com que o agachamento é realizado. Caterisano et al. (2002) classificaram os agachamentos analisando o ângulo de flexão de joelho e os rotularam em: agachamento parcial (aprox. 135°), agachamento paralelo (aprox. 90°) e agachamento completo (aprox. 45°).

Outra característica importante desse exercício é o número de articulações utilizadas para realizar o movimento, são três as principais: articulação do quadril, articulação do joelho e articulação do tornozelo. Pelo fato de recrutar três articulações dos membros inferiores, o agachamento é considerado um exercício multiarticular. Os movimentos efetuados no ciclo completo do exercício são: flexão de quadril, flexão de joelhos e dorso flexão na fase excêntrica (descida) seguido de extensão de quadril, extensão de joelhos e flexão plantar na fase concêntrica (subida) (CARNAVAL, 2001; ABELBECK, 2002; LIMA; PINTO, 2006).

Para realizar o movimento os músculos da perna de modo geral são recrutados, entretanto os mais requisitados são os que participam da fase concêntrica do movimento (músculos extensores de quadril e músculos extensores de joelho), pois devem superar a resistência imposta pelo peso corporal e pela carga adicional da barra e halteres (Figura 3) (CARNAVAL, 2001; MEYER, 2005; LIMA; PINTO, 2006).

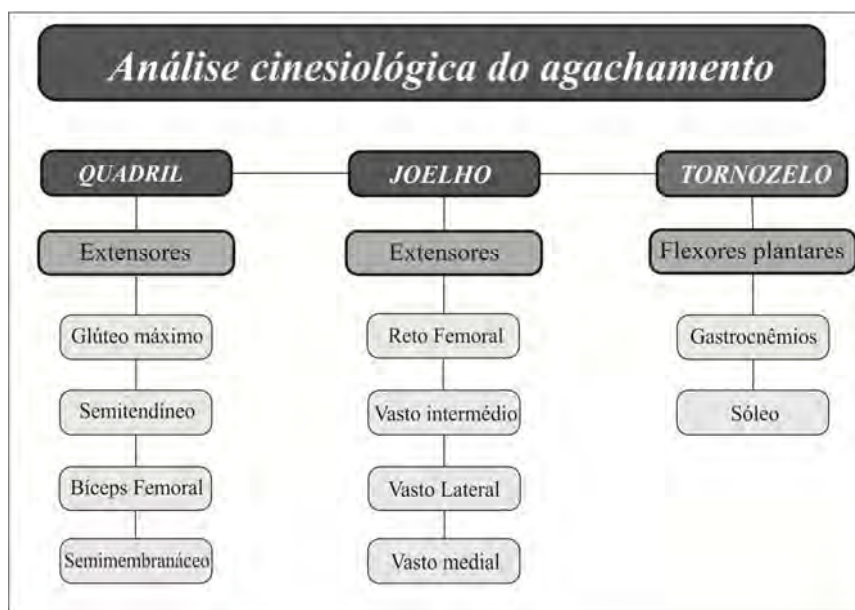


Figura 3: Fluxograma dos músculos atuantes no agachamento. Adaptado de Lima; Pinto. (2006).

Devido ao grande uso desse exercício nas salas de musculação, a correta execução do agachamento é de vital importância para que os músculos recrutados e as articulações envolvidas no movimento não sejam sobrecarregados. Para a correta execução do exercício de agachamento livre é recomendado estar com os pés sobre o chão distanciados na largura dos ombros, com a barra nas costas, atrás da cabeça, em cima dos músculos trapézio e deltóides, então se deve agarrá-la com as palmas das mãos voltadas para frente, a uma distância confortável e abduzir o ombro (DELAVIER, 2000; THOMPSON; FLOYD, 2002). O exercício é dividido em duas fases: 1- fase excêntrica ou negativa e 2- fase concêntrica ou positiva. A primeira corresponde à flexão de joelho e de quadril até as coxas ficarem paralelas ao chão (agachamento paralelo). É recomendado que o executante mantenha-se com a cabeça erguida, com olhar em um ponto fixo previamente definido e realize essa fase inspirando o ar. A segunda corresponde à extensão de joelhos e quadril até retornar posição inicial. É recomendado que o executante realize a expiração nessa fase do movimento (CARNAVAL, 2001).

A execução errônea desse exercício, a repetição excessiva e a falta de estrutura muscular das articulações envolvidas são fatores que associados podem resultar em dor articular e/ou muscular que, se agravadas, causarão lesões no sistema musculoesquelético tais como: condromalácia patelar, artrite, artrose, lesão no ligamento cruzado anterior (LCA) e posterior (LCP) e lesões na coluna lombar, desde dores musculares até hérnias discais (CAMPOS, 2000; DELAVIER, 2000; ESCAMILLA, 2001; HIRATA, 2006). Tendo em vista os benefícios e os riscos que circundam o exercício de agachamento livre, a correta prescrição e execução do mesmo são importantes para maximizar os benefícios e minimizar os riscos envolvidos.

2.4 Anatomia e biomecânica das articulações

O corpo humano é composto por duzentos e seis ossos, formando assim o esqueleto, que tem a função de dar proteção, suporte e movimento as demais estruturas corporais (músculos, tendões, órgãos etc.), entretanto para os seres humanos terem

maior mobilidade, os ossos devem se relacionar, ou seja, devem se articular. As estruturas que realizam essa função são denominadas articulações e estão classificadas em três principais grupos: as articulações fibrosas (sinartroses), articulações cartilagosas (anfiartroses) e as articulações sinoviais (diartroses) (SPENCE, 1991; NORDIN; FRANKEL, 2001).

As articulações fibrosas ou sinartroses são articulações imóveis, encontradas em lugares em que um osso quase está em contato com outro osso, como por exemplo, nas suturas cranianas (suturas) e entre a tíbia e a fíbula (sindesmose) (Figura 4) (SPENCE, 1991; NORDIN, FRANKEL, 2001).

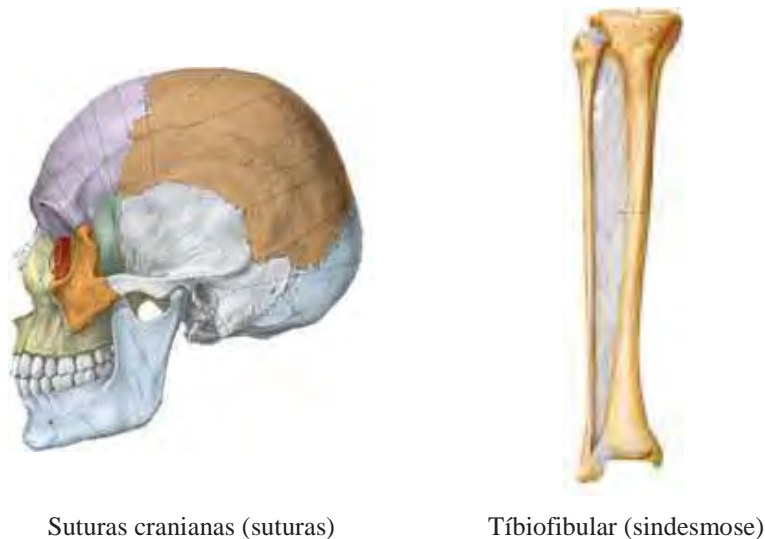


Figura 4: Articulações fibrosas ou sinartroses Adaptada de Sobotta. (1993).

As articulações cartilagosas ou anfiartroses são articulações parcialmente móveis onde os ossos são unidos por cartilagens. Algumas dessas articulações são temporárias, sendo posteriormente substituídas definitivamente por estruturas ósseas. São exemplos de anfiartroses fixas as articulações esternais (sincondroses) e a sínfise púbica (sínfise) (Figura 5) (SPENCE, 1991; NORDIN; FRANKEL, 2001).



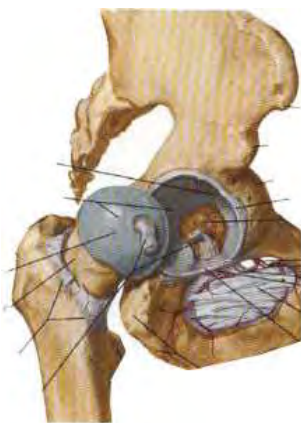
Articulação externa (sincondroses)



Sínfise púbica (sínfise)

Figura 5: Articulações cartilaginosas ou anfiartroses. Adaptada de Sobotta (1993) e Netter (2000).

As articulações sinoviais ou diartroses estão presentes em quase todo o corpo humano, a sua limitação é dada pelos ossos adjacentes, ligamentos, tendões ou músculos, sendo capaz de produzir movimentos em grande amplitude. Essa articulação é composta por: cápsula articular, membrana sinovial, líquido sinovial, cartilagem articular, ligamentos e em alguns casos, apresentam um disco articular cujo contorno é de cápsula fibrosa e as faces livres são cobertas por membrana sinovial (meniscos) (Figura 6) (SPENCE, 1991; NORDIN, FRANKEL, 2001).



Articulação do Quadril



Articulação do Joelho



Articulação do Tornozelo

Figura 6: Articulações sinoviais ou diartroses. Adaptada de Sobotta (1993) e Netter (2000).

Por fim, as articulações são as estruturas responsáveis por oferecer proteção aos ossos, evitando que eles se toquem e se desgastem durante a realização de movimentos. Na execução do exercício de agachamento, as principais articulações envolvidas são as: do quadril, do joelho e do tornozelo. (SPENCE, 1991; CARNAVAL, 2001; MEYER, 2005; HIRATA, 2006; ROSS, 2006).

A articulação de quadril é também denominada como articulação coxofemoral. É constituída pela articulação da parte proximal do fêmur com a pelve, mais especificamente pela cabeça do fêmur com o acetábulo do osso do quadril. É uma articulação sinovial esferóide classificada como triaxial, produzindo os movimentos de: flexão, hiperextensão, adução, abdução e rotação lateral e medial (Figura 6) (SPENCE, 1991; FERRON; RANCANO, 2007).

No joelho são encontradas duas articulações ósseas, a primeira é dada pela articulação entre a parte distal do fêmur e a porção proximal tíbia e a segunda é dada pela articulação do fêmur com a patela e recebem os nomes de tibiofemoral e patelofemoral respectivamente. Essas articulações são formadas por uma cápsula que engloba toda a articulação, no interior, existem ligamentos intracapsulares chamados de ligamentos cruzados e os meniscos medial e lateral. É uma articulação sinovial condilóidea classificada como biaxial, produzindo os movimentos de flexão, extensão, rotação medial e rotação lateral (Figura 6) (SPENCE, 1991; BARROS; GUERRA, 2004; FERRON; RANCANO, 2007; HALL, 2009).

A articulação de tornozelo também denominada como articulação talo-crural é a articulação da perna com o pé sendo constituída pela articulação óssea da extremidade distal da tíbia e da fíbula com o tâlus do tarso. É uma articulação sinovial gínglimo classificada como uniaxial, produzindo os movimentos de flexão, extensão (Figura 6) (SPENCE, 1991; FERRON; RANCANO, 2007).

2.5 Biomecânica atual

Para entender o conceito de biomecânica, primeiramente é necessário ter em mente que essa é ciência multidisciplinar que engloba conhecimentos da mecânica com conhecimentos das ciências biológicas. A mecânica que pode ser definida como

ramo da física preocupada em descrever os movimentos e como as forças influenciam esses movimentos, enquanto as ciências biológicas contam com conceitos da anatomia e fisiologia humana visando compreender os sistemas corporais dos seres humanos. Enfim, a biomecânica é ciência que foca-se no estudo dos movimentos produzidos pelos seres vivos e também na construção de equipamentos para a otimização e análise desses movimentos (KNUDSON, 2007).

A biomecânica buscando investigar os movimentos humanos e as forças que os produzem pode ser dividida em: a) biomecânica interna e b) biomecânica externa. A biomecânica interna se preocupa em estudar as forças que acontecem dentro do corpo, como por exemplo, as forças produzidas pelos músculos e as forças impostas às demais estruturas como os tendões, as cartilagens, os ossos etc. A biomecânica externa investiga os parâmetros qualitativos e quantitativos referentes às mudanças espaciais dos segmentos corporais ou do corpo por inteiro, ou seja, investiga as mudanças observáveis externamente (AMADIO; SERRÃO, 2007).

As investigações na biomecânica podem ser classificadas em: a) estudos experimentais, que utilizam da instrumentação, experimentação e análise estatística para responder as incógnitas do movimento humano; b) estudos teórico-dedutivos, que utilizam dos conhecimentos da antropometria, das leis da física e da matemática para formulação de modelos físico-matemáticos do corpo humano e c) método combinado, que utiliza dos dois métodos anteriormente citados para analisar os movimentos em questão (NORDIN; FRANKEL, 2001; AMADIO; SERRÃO, 2007).

A biomecânica é ciência que depende dos seus métodos de medição e é de suma importância explicá-los. Os métodos mais utilizados para investigar as forças internas e externas na biomecânica são: cinemática, cinética, antropometria e eletromiografia (HALL, 2009).

A cinemática analisa o movimento realizado através de componentes como distância, tempo, velocidade e aceleração. Consiste na filmagem do movimento em análises bidimensionais (2D) ou tridimensionais (3D) e na análise das imagens. A cinética estuda as forças e pressões que agem externamente ao corpo humano, as forças são registradas em vários componentes (X, Y e Z) e analisadas, o mais comum dos instrumentos é a plataforma de força que mensura a força de reação do solo em

movimentos estáticos ou dinâmicos. A antropometria determina as propriedades corporais, tais como massa, centro de gravidade, comprimento, inércia etc., esses parâmetros são importantes para a construção de modelos físico-matemáticos. Por fim, a eletromiografia é caracterizada pelo registro elétrico das atividades musculares, mostrando a quantidade de estímulo neural na musculatura estudada (AMADIO; SERRÃO, 2007; HALL, 2009).

2.5.1 Dinâmica direta e inversa

Para analisar as forças internas que atuam nas estruturas corporais, são utilizados os métodos direto e indireto que serão explicados a seguir.

O método direto consiste na colocação de transdutores dentro da estrutura a ser estudada, os valores são medidos através dos equipamentos e analisados. Esse método é pouco utilizado em pesquisas com seres humanos por ser muito invasivo e ter pouca aceitação por parte dos voluntários (LOSS et al., 2002; AMADIO; SERRÃO, 2007).

O método indireto consiste na aquisição dos parâmetros cinemáticos do movimento, na obtenção e resolução das equações geradas por um modelo físico-matemático. Esse método é mais utilizado por não ser invasivo e de fácil acesso aos pesquisadores (LOSS et al., 2002; AMADIO; SERRÃO, 2007).

A partir do método indireto de análise pode-se destacar duas abordagens para resolver os problemas, a dinâmica direta e a dinâmica inversa.

A dinâmica direta consiste na resolução das equações do movimento onde as forças atuantes nas estruturas são conhecidas e as incógnitas são os parâmetros cinemáticos do movimento (VAUGHAN, 1980 apud LOSS et al., 2002).

A dinâmica inversa consiste na resolução das equações onde são conhecidos todos os parâmetros cinemáticos do movimento e as forças envolvidas são as incógnitas (VAUGHAN, 1980 apud LOSS et al., 2002).

¹ VAUGHAN, C. L. **An optimization approach to closed loop problems in biomechanics**. Tese de Doutorado. University of Iowa, 1980. apud LOSS et al. **Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa**. Revista Brasileira de Ciências do Esporte, v. 23, n. 3, p. 93-104, 2002.

Portanto, para determinar as forças internas através da dinâmica inversa é necessário conhecer todos os parâmetros cinemáticos do movimento (deslocamento, velocidade e aceleração), e os dados antropométricos dos corpos (parâmetros geométricos e inerciais). A combinação de todos esses dados geram as equações do movimento nas quais as forças são desconhecidas (Figura 7) (DALLA VECCHIA, 1998; AMADIO, SERRÃO, 2007).

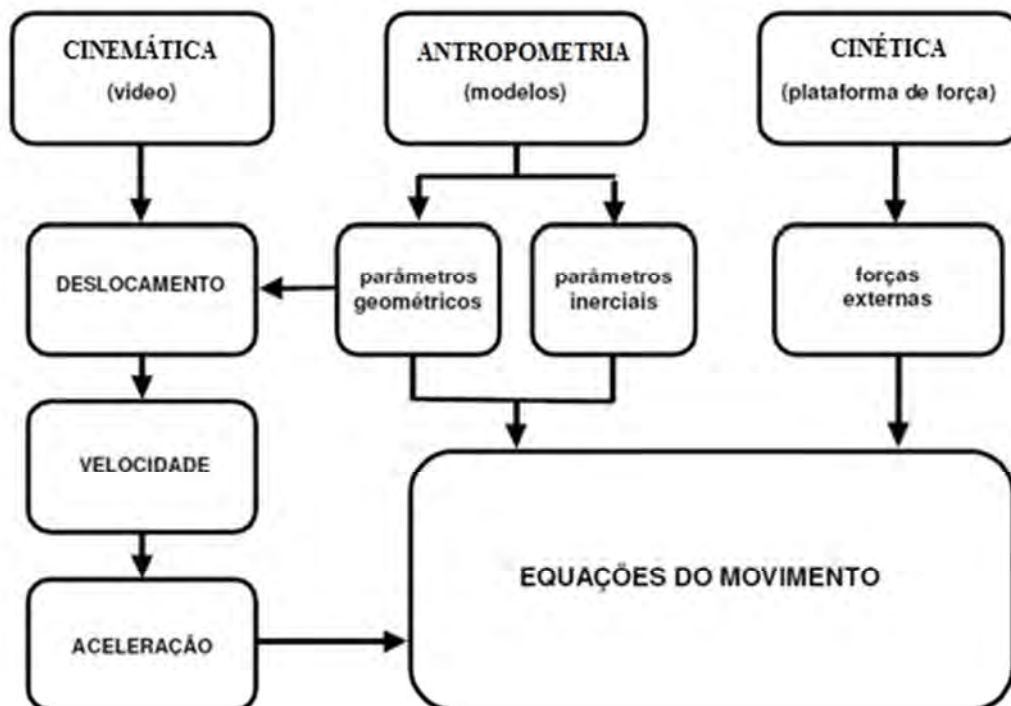


Figura 7: Variáveis para obtenção das equações do movimento. Adaptada de Dalla Vecchia, (1998).

2.5.2 Método de Kane aplicado ao estudo de sistema multicorpo

O método de Kane é técnica matemática que se mostra de alta eficiência na resolução de problemas envolvendo sistemas multicorpos, sendo eles de dinâmica inversa ou direta. O método utiliza conceito de velocidade generalizada, velocidades parciais, forças ativas generalizadas e forças de inércia generalizadas. O método de Kane como utilizado nessa dissertação foi adaptado de Kane e Levison (1985) por Tomazini (1997, 2009).

A grande vantagem apresentada pelo método é o fato das forças de vínculo que mantêm os corpos unidos não contribuem para as forças ativas generalizadas, portanto não entram nas equações do movimento, assim pode-se analisar um sistema multicorpo sem a necessidade de solucionar equações diferenciais acopladas pelas forças de vínculo. As equações do movimento são obtidas somando-se todas as forças ativas generalizadas com as forças de inércia generalizada e igualando o sistema à zero.

O programa AUTOLEV foi criado para realizar todos os equacionamentos citados acima e resultar nas equações do movimento. Tudo é realizado com a entrada correta e detalhada dos dados do sistema a ser estudado. A Figura 8 mostra as etapas da entrada de dados no AUTOLEV.

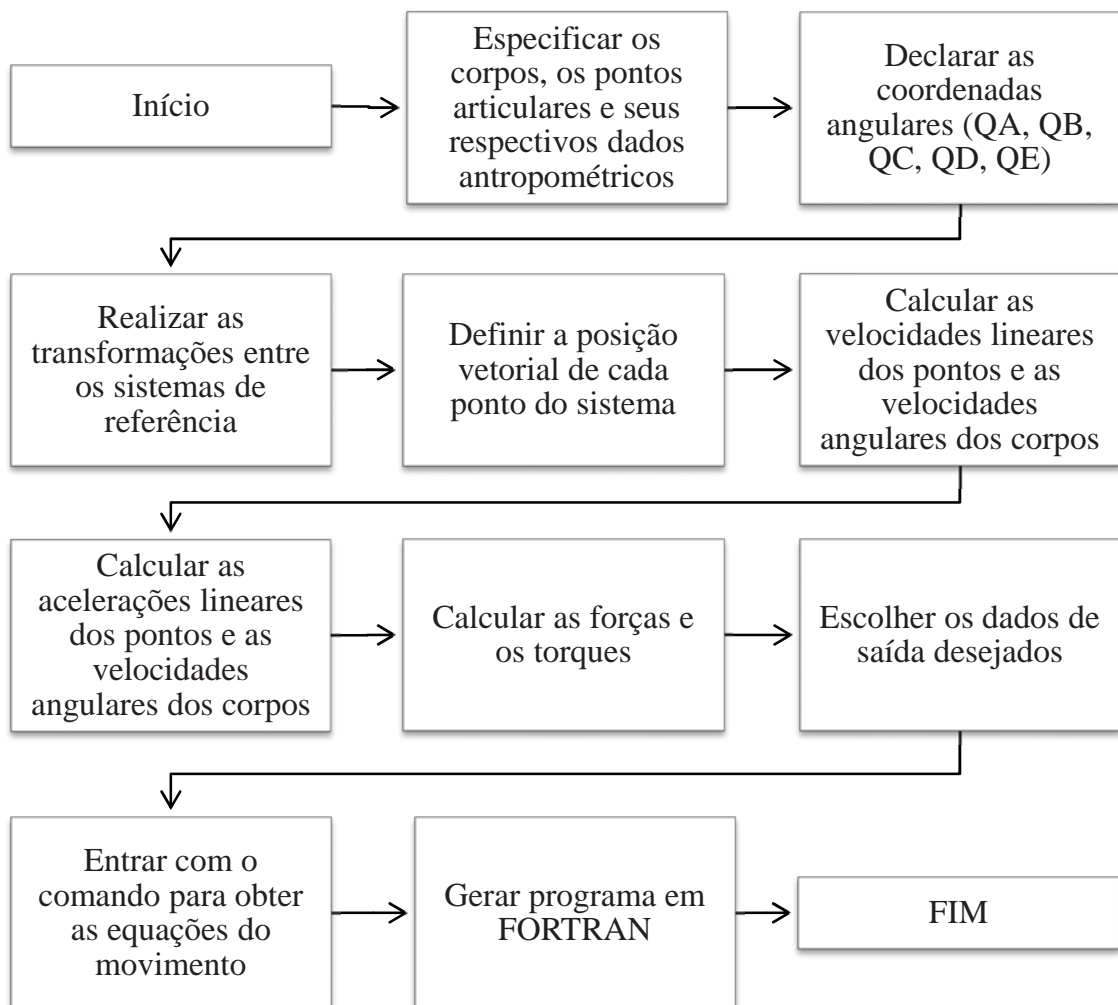


Figura 8: Fluxograma da entrada de dados no AUTOLEV.

2.6 Trabalhos relevantes sobre o agachamento

Huberti et al. (1984) utilizaram cadáveres para estudar a força no tendão do músculo quadríceps (FQ) e no tendão patelar (FP) durante ângulos de flexão de joelho de 30° a 120° e relacioná-las (FQ / FP). A instrumentação consistiu de um aparelho onde foram afixados os segmentos corporais e cargas axiais eram aplicadas. As grandezas foram coletadas através da dinâmica direta com sensores fixos nos tendões (Figura 9). Foram mensuradas maiores médias de forças no ângulo de 60° de flexão de joelho, sendo 532 N no tendão do quadríceps e 470 N no tendão patelar. Em relação ao quociente FQ/FP foi encontrado o maior valor (1,27) à 30° e o menor valor (0,7) a 90° e 120°.

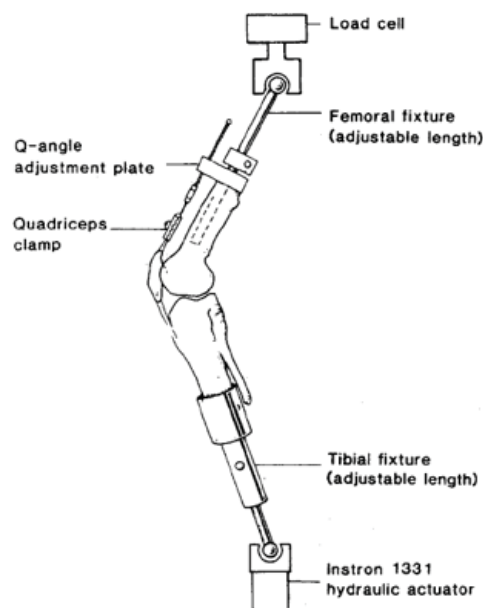
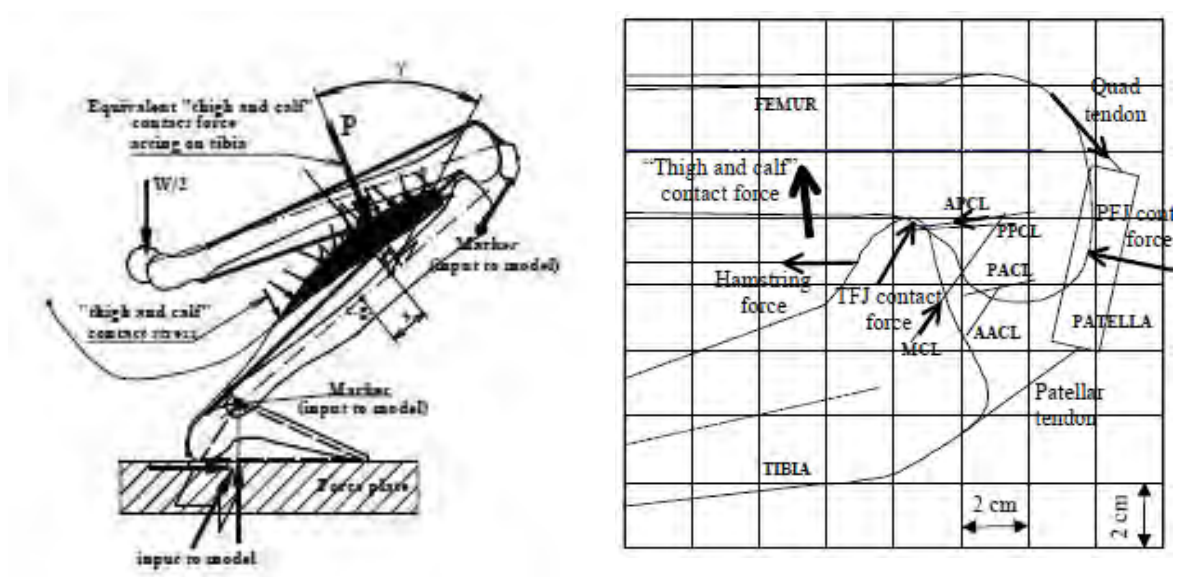


Figura 9: Dispositivo para quantificar forças nos tendões (HUBERTI et al , 1984).

Escamilla et al. (2001) estudaram o movimento de agachamento durante uma competição de levantamento de peso. O objetivo foi de quantificar os parâmetros biomecânicos do exercício em diferentes distâncias de postura dos pés (próximo, médio e afastado) utilizando análise bidimensional (2D) e tridimensional (3D). Os resultados evidenciaram diferenças no grau de flexão de joelho entre as distâncias próximo e afastado e não apresentou nenhuma diferença significativa na angulação de

tronco entre as três posições. Os torques calculados foram de: 382 N.m à 628 N.m para o quadril, 447 N.m à 756 N.m para o joelho e 34 N.m à 284 N.m para o tornozelo.

Caruntu et al. (2003) utilizaram um modelo biomecânico bidimensional (2D) para quantificar as forças atuantes na articulação de joelho durante o agachamento completo (Figura 10). As forças encontradas foram: 2800 N no tendão do quadríceps, 2240 N no tendão dos isquiotibiais, 1018 N para força de contato tíbio-femoral e 3600 N para força de contato patelofemoral.



Agachamento profundo

Modelo das forças no joelho

Figura 10: Modelo utilizado para calcular forças na articulação do joelho (CARUNTU et al , 2003).

Fry, Smith e Schilling (2003) estudaram o agachamento buscando verificar qual a diferença nos torques de quadril e joelho, quando se realizava o exercício com uma restrição de movimentação do joelho e quando o movimento não era restringido. Os sujeitos foram filmados realizando as duas variações de agachamento. Os resultados obtidos de torque foram 28.2 ± 65 N.m no quadril e 150.1 ± 50.8 N.m no joelho, quando o movimento dos joelhos não foi restringido e de 302.7 ± 71.2 N.m no quadril e 117.3 ± 34.2 N.m no joelho quando o movimento dos joelhos foi restringido.

Meyer (2005) estudou os torques de quadril e joelho em dois tipos de agachamentos, o agachamento convencional (Conventional squat) e o agachamento dividido (Split squat). A carga utilizada foi pré-determinada baseada no teste de

repetição máxima. Os torques de quadril e joelho foram respectivamente 288 ± 97 N.m e 186 ± 30 N.m para o agachamento convencional e 323 ± 89 N.m e 118 ± 26 N.m no agachamento dividido. A Figura 11 mostra os dois tipos de agachamento realizados.

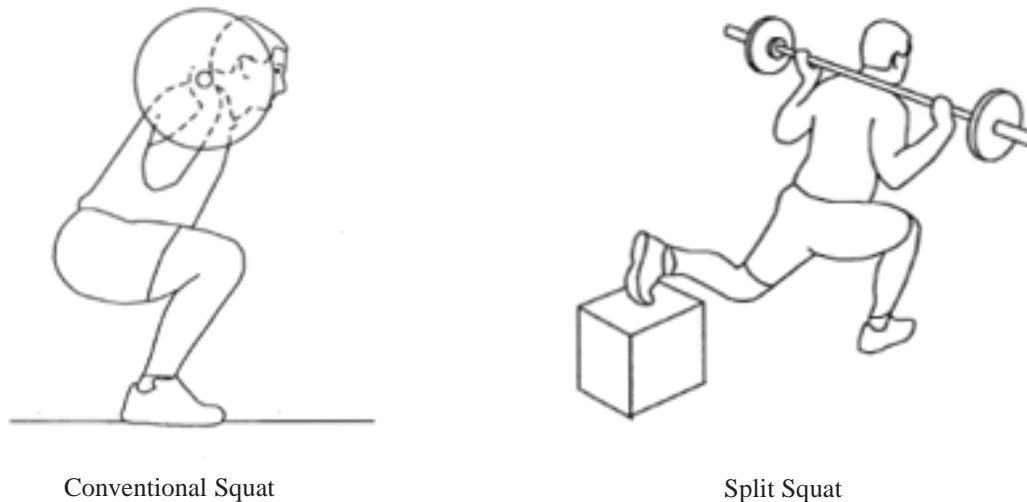


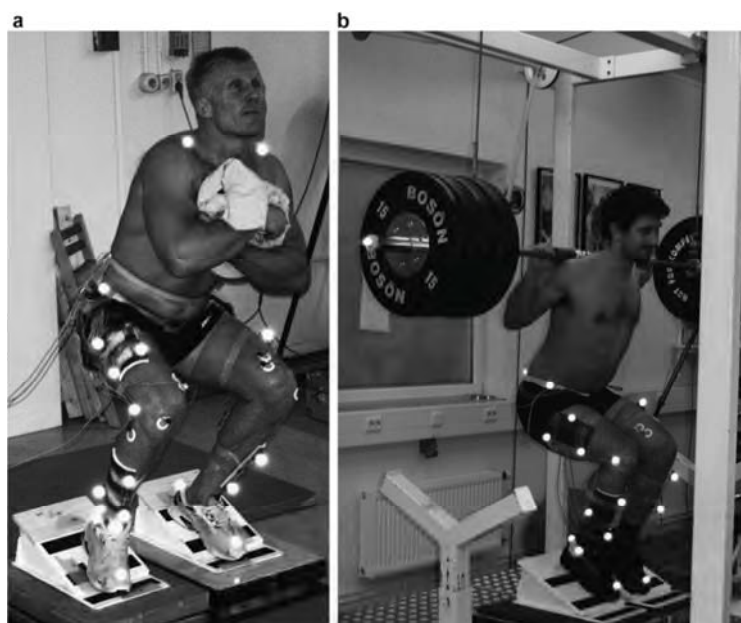
Figura 11: Agachamento convencional e agachamento dividido (MEYER, 2005).

Hirata (2006) realizou estudo visando analisar as cargas mecânicas que atuam no joelho durante o exercício de agachamento livre em duas condições: as pontas dos pés ultrapassando (U) e não ultrapassando (NU) a linha de joelho; a análise foi realizada considerando os conceitos dinâmicos do movimento tridimensionais (3D) (diagrama de corpo livre). Os resultados evidenciaram o aumento de aproximadamente 31% no pico da carga mecânica imposta ao joelho na condição em que os pés ultrapassam a linha do joelho.

Ross (2006) estudou os torques de quadril e joelho no exercício de agachamento livre. O modelo foi construído dividindo o corpo humano em quatro corpos rígidos, o primeiro foi constituído pela cabeça, braço e tronco (parte superior do corpo), os três restantes eram a coxa, a perna e o pé. O exercício foi analisado no plano sagital e de modo estático. Os valores obtidos nesse estudo mostram que à medida que ocorre uma flexão de joelho o torque no quadril e no joelho aumentam, sendo encontrados picos de torque, para duas pernas, de 471 N.m e 334 N.m respectivamente, quando a flexão de joelho foi de aproximadamente 60° .

Braidot et al. (2007) compararam os parâmetros biomecânicos do agachamento com a barra pela frente e por trás utilizando análise bidimensional (2D). Pontos reflexivos foram colocados nas articulações para facilitar a visualização das articulações no vídeo. Os resultados demonstraram que o desenvolvimento de força foi maior no joelho no exercício de agachamento com a barra pela frente, possibilitando maior ação muscular com a mesma carga.

Frohm, Halvorsen e Thorstensson, (2007) estudaram o exercício de agachamento com o objetivo de analisar a força no tendão patelar e a força no joelho durante a realização do exercício em superfície inclinada e horizontal. A instrumentação contou com eletrodos de superfície em três músculos da perna e sistema de captura de imagens dinâmica (filmagem). O agachamento foi realizado sem carga e com carga submáxima em um aparelho denominado Bromsman (FROHM; HALVORSEN; THORSTENSSON, 2005) que consiste de uma barra pendurada por dois cabos de aço que pode ser movida para cima e para baixo até uma determinada distância a determinada velocidade (Figura 12). Nos agachamentos declinados realizados sem carga, o pico de força no tendão patelar e a força no joelho foram maiores quando comparados ao realizado em superfície plana. O contrário ocorreu quando o agachamento foi realizado no aparelho Bromsman.



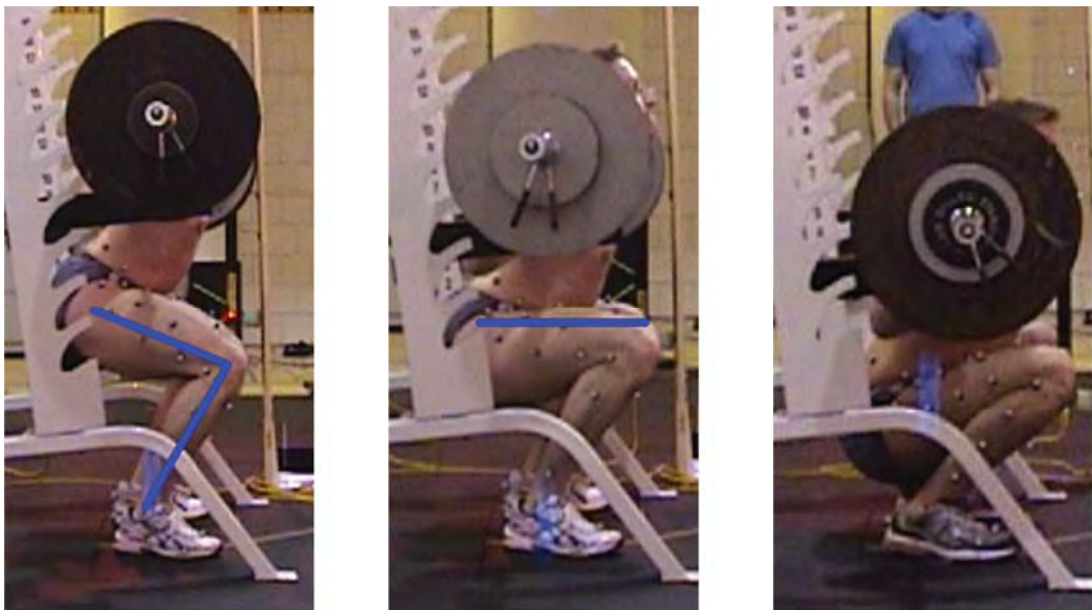
(a) Agachamento sem carga

(b) Agachamento em aparelho Bromsman

Figura 12: Agachamento sem carga e agachamento em aparelho Bromsman (FROHM et al , 2007).

Zwerver, Bredeweg e Hof (2007) investigaram os torques nas articulações de membros inferiores e a força patelofemoral no agachamento unilateral realizado em uma plataforma inclinada entre 0° e 25° . Os métodos de captura de dados foram a plataforma de força e uma câmera para filmar o indivíduo realizando o exercício no plano sagital. Quando o ângulo de declive é maior que 15° a força patelofemoral aumenta 40%, o mesmo ocorre com o momento no joelho, entretanto o momento no quadril é menor do que nas outras posições.

Cotter (2009) preocupado com a força patelofemoral produzida no agachamento, estudou três tipos de exercício: o agachamento parcial (AP), o agachamento paralelo (APP) e o agachamento profundo (APPP). Outro foco da sua investigação foi a relação do teste de uma repetição máxima (1RM) com a profundidade do agachamento. A análise foi dinâmica e feita em três dimensões (3D) com o auxílio de câmeras e esferas reflexivas. Os resultados desse estudo comprovaram uma diferença significativa no torque de joelho e na força patelofemoral nos três diferentes tipos de agachamento, tanto com a carga máxima (1RM) quanto com uma carga menor. A carga máxima suportada em cada tipo de agachamento também apresentou diferença significativa nos três tipos de agachamento. A Figura 13 ilustra os agachamentos.



Agachamento parcial (AP)

Agachamento paralelo (APP)

Agachamento profundo (APPP)

Figura 13: Tipos de agachamentos (AP, APP, APP) (COTTER, 2009).

Escamilla et al. (2009) visaram comparar a força e as tensões patelofemoral durante o agachamento unilateral e em duas variações agachamento na parede (com os pés perto da parede e com os pés afastados da parede). A análise contou com eletromiografia (EMG), plataforma de força e um modelo biomecânico para calcular a força patelofemoral em função do ângulo de flexão de joelho. Os resultados mostraram que exceto nos ângulos de 60° e 90° a força patelofemoral são similares nas duas variações de agachamento na parede. Entre os ângulos de 60° e 90° os agachamentos na parede produziram maior força patelofemoral quando comparado com o agachamento unilateral.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para alcançar os objetivos propostos na dissertação, foi necessário realizar as seguintes tarefas:

- Fazer a concepção do modelo biomecânico do corpo humano;
- Aplicar o Método de Kane ao modelo proposto;
- Determinar as trajetórias dos segmentos corporais no agachamento através de filmagem;
- Revisar as dimensões antropométricas dos segmentos corporais;
- Encontrar as distâncias perpendiculares dos tendões musculares;
- Solucionar as equações do movimento para obtenção dos torques articulares e forças musculares

3.1 Concepção do modelo biomecânico do corpo humano

Para construir um modelo biomecânico fidedigno é necessário saber detalhadamente a ação a ser realizada e os objetivos a serem respondidos. Na presente dissertação os objetivos se acercam sobre os torques articulares e as forças nos tendões musculares nos membros inferiores durante o agachamento livre, sendo necessário atentar-se a essas articulações na modelagem biomecânica.

O exercício de agachamento consiste essencialmente em estar com os pés sobre o chão, distanciados na largura dos ombros, com a barra apoiada nas costas atrás da cabeça, flexionar os joelhos e quadris até as coxas ficarem paralelas ao chão e retornar à posição inicial. Nesse exercício, as pernas, coxas, pés, braços e mãos realizam movimentos simultâneos e simétricos que podem ser observados somente do plano sagital, sendo assim a análise bidimensional (2D) do movimento é a mais indicada, devido a facilidade de captação e análise dos dados quando comparada à análise tridimensional (3D).

O modelo inicial para obtenção dos torques resultantes nas articulações foi adaptado de Tomazini (2009) o qual foi utilizado para encontrar a pressão no disco intervertebral entre a L4 e L5 em movimentos cotidianos. O modelo consistia de

abordagem bidimensional (2D) do corpo humano, que foi descrito como seis corpos (perna, coxa, tronco, cabeça, braço e antebraço) interligados por juntas de rotação (articulações) além das vertebrae L4, L5 e S1 (Figura 14).

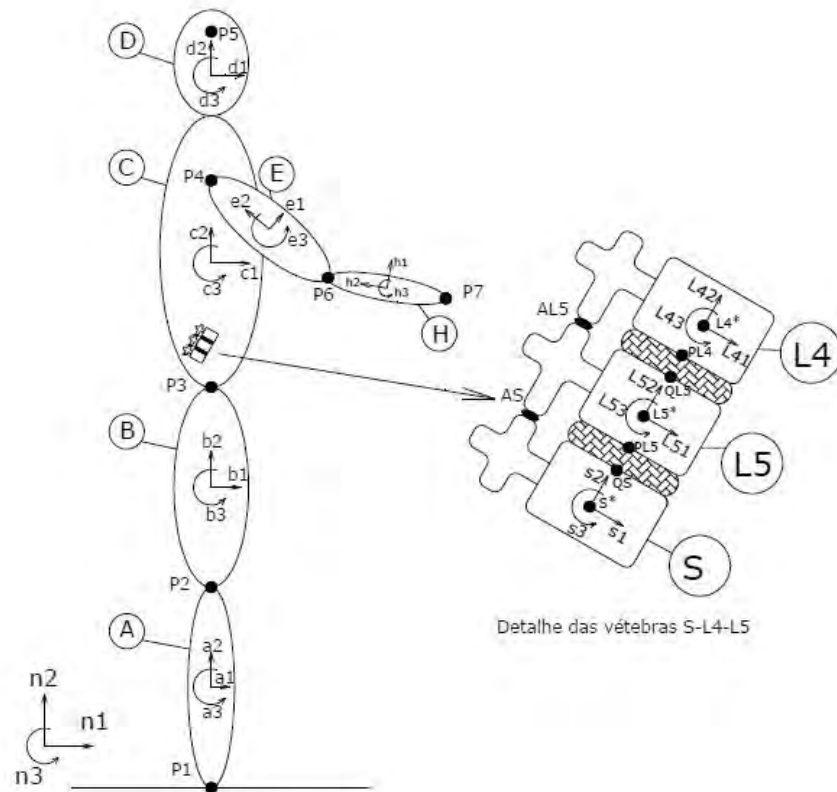


Figura 14: Modelo bidimensional do corpo humano utilizado por Tomazini (2009).

As adaptações feitas no modelo biomecânico de Tomazini (2009) foram necessárias devido à particularidade apresentada pelo exercício de agachamento. As principais alterações feitas no modelo foram: inclusão do pé para evidenciar o torque no tornozelo e a exclusão dos braços, antebraços e mãos, pois os mesmos permanecem parados relativamente aos outros corpos, porém seus pesos foram considerados. O modelo utilizado é composto por cinco corpos, A, B, C, D, E que correspondem aos segmentos corporais: (A)- pé, (B)- perna, (C)- coxa, (D)- tronco e pelve e (E)- cabeça e pescoço. As articulações são representadas pelos pontos P1, P2, P3, P4 que correspondem: (P1)- articulação de tornozelo, (P2)- articulação de joelho, (P3)- articulação do quadril, (P4)- articulação do ombro. É observado ainda a existência dos pontos de referência: O, QMT e P5 que são: (O)- Ponto de origem, (QMT) – Cabeça

do quinto metatarso e (P5) arco zigomático. O modelo considerou as massas da barra, dos halteres, dos braços, antebraços e mãos atuantes na articulação do ombro (P4). A Figura 15 mostra detalhadamente o modelo biomecânico descrito acima.

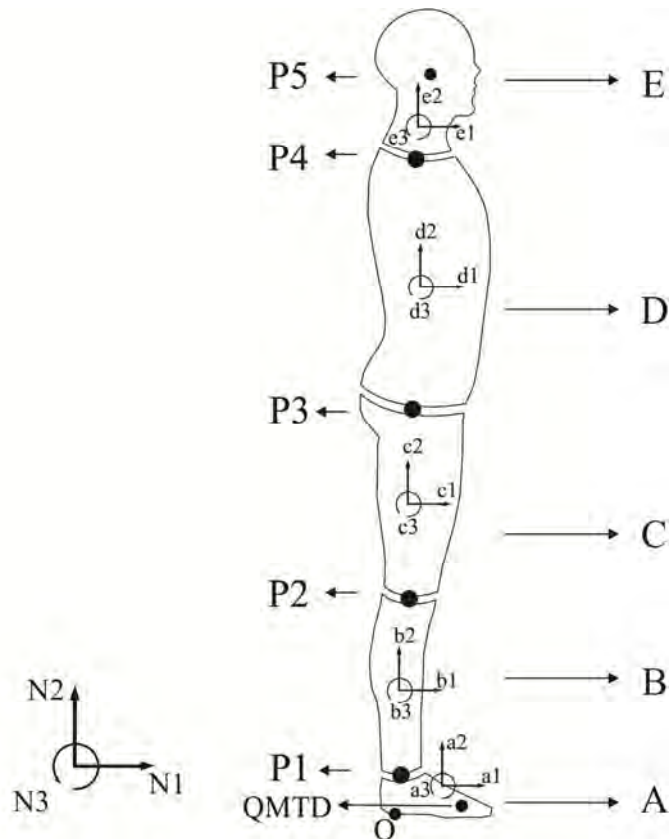


Figura 15: Modelo bidimensional do corpo utilizado na presente dissertação.

3.2 Aplicação do método de Kane ao modelo proposto

Com o modelo biomecânico definido é necessário limitar os parâmetros para utilização do programa AUTOLEV®, os comandos de entrada corretos no programa conduzirão às equações do movimento e um programa em FORTRAN® será construído automaticamente para resolvê-las.

O programa adota sistema referencial fixo composto por três eixos perpendiculares (x , y , z) que recebe o nome de Newtoniano sendo representado por três vetores unitários (versores) $N1$, $N2$ e $N3$. A componente $N1$ representa o eixo horizontal (x), a componente $N2$ representa o eixo vertical (y) e a componente $N3$

representa o eixo de rotação (z) de um corpo relativo ao outro. Cada corpo (A, B, C, D e E) também recebe um sistema de referência, representado pela letra correspondente ao corpo mais o número do eixo em questão, porém ao contrário do newtoniano, esse sistema é móvel e acompanha o corpo durante sua movimentação (Figura 15).

O programa deve ser informado a respeito dos parâmetros antropométricos de cada corpo. Os corpos A, B, C, D e E possuem respectivamente as massas M_A , M_B , M_C , M_D e M_E , comprimentos L_A , L_B , L_C , L_D e L_E , centros de massa L_{AS} , L_{BS} , L_{CS} , L_{DS} e L_{ES} e momentos de inércias I_{A1} , I_{A2} e I_{A3} para o corpo A; I_{B1} , I_{B2} , I_{B3} para o corpo B e assim sucessivamente. Aos pontos P1, P2, P3, P4, P5, O e QMT não foram atribuídas massas, sendo considerados somente como pontos de referência.

Também é necessário descrever as coordenadas angulares dos corpos em função do tempo, elas são denominadas $Q_A(t)$, $Q_B(t)$, $Q_C(t)$, $Q_D(t)$ e $Q_E(t)$. Esses valores são obtidos quantificando o valor angular que o eixo um (1) do corpo faz com o eixo referencial N1. A Figura 16 mostra como é realizada a quantificação dos ângulos para obter as coordenadas angulares dos corpos.

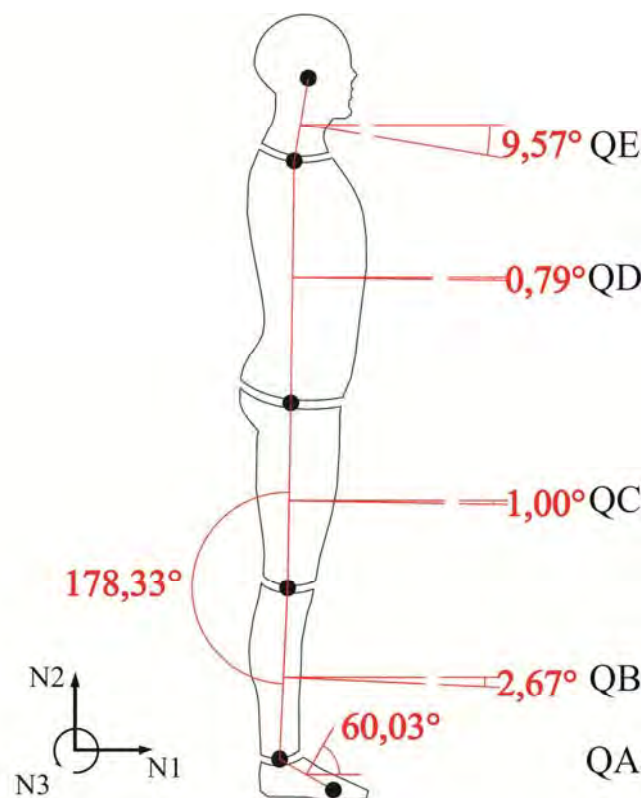


Figura 16: Exemplo angular dos segmentos no exercício de agachamento.

3.3 Trajetórias dos segmentos corporais no agachamento

Para determinar as trajetórias dos segmentos corporais durante a realização do exercício de agachamento foram realizados os seguintes passos:

3.3.1 Seleção e aquisição do material necessário para a filmagem e edição de imagens

Foram utilizados para a captação e edição das imagens:

- Câmera digital da Sony®, modelo Cybershot - DSC-W120 de 7.2 Megapixels;
- Tripé STC-360 com altura máxima de um metro e oitenta centímetros;
- Rolo de fita dupla face de papel com espessura de catorze milímetros da 3M®;
- Esferas de isopor da cor branca com diâmetro de quinze milímetros;
- Barra de exercícios com um metro e meio de comprimento com doze quilos;
- Duas anilhas emborrachadas de seis quilos cada;
- Metrônomo digital instalado ao Laptop;
- Três softwares de edição de vídeo e imagem: Virtual Dub®, Corel Draw X5® e Corel Photo-Paint X5®.

3.3.2 Definição do protocolo de aquisição dos dados

O estudo foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista (UNESP). A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de ética em pesquisa da Universidade de Taubaté (UNITAU), em 10/06/2011 recebendo o numero de aprovação 203/11.

Primeiramente foi preciso identificar os pontos anatômicos de referência a serem utilizados. Para a presente pesquisa foram escolhidos seis pontos e colados a eles marcadores de isopor, a colocação desses marcadores foi conforme proposto por Wu et al. (2002, 2005). A Figura 17 mostra os pontos anatômicos utilizados e suas respectivas abreviaturas.

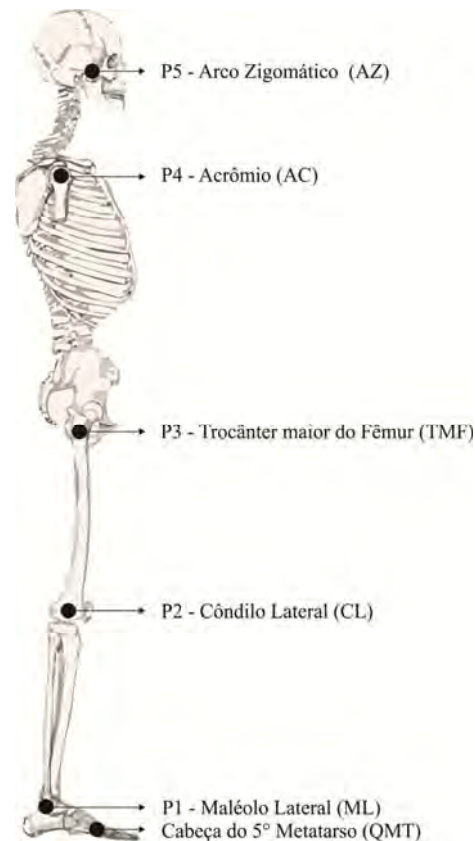


Figura 17: Pontos anatômicos de referência escolhidos para a pesquisa.

A análise contou com a participação de somente um indivíduo, já que o objetivo da filmagem era identificar os ângulos dos segmentos durante o agachamento. Esse sujeito tinha peso de 60 quilos e altura de 1 metro e 63 centímetros, as massas levantadas correspondiam a quarenta por cento do peso corporal, sendo 12 quilos da barra e 12 quilos de anilhas. O indivíduo praticava o agachamento nos seus treinamentos a aproximadamente 3 meses, sendo assim, a carga que foi utilizada no momento do teste foi a mesma que era habitualmente utilizada nos treinos. O número de repetições realizadas também foi importado do seu treinamento, no total de 3 series de 12 repetições com intervalo de aproximadamente um minuto.

A fim de padronizar todas as repetições foi inserido ao estudo um metrônomo digital instalado ao Laptop. O metrônomo estava programado para emitir um sinal sonoro mais fraco a cada 1 segundo e um sinal sonoro marcante cada 2 segundos, assim o agachamento foi realizado com a fase excêntrica de 2 segundos e de fase concêntrica de 2 segundos, totalizando 4 segundos para o ciclo completo de agachamento.

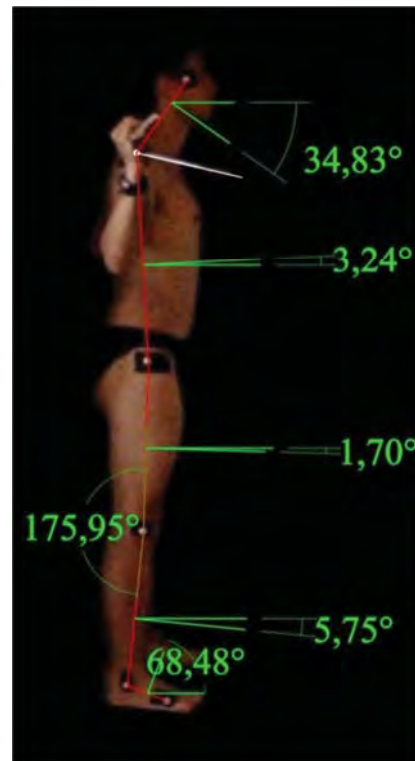
3.3.3 Edição das imagens através de softwares específicos

Primeiramente o vídeo foi decomposto em quadros através do programa VirtualDub®. A melhor repetição do agachamento foi escolhida para ser convertida em imagens, a mesma totalizou cento e vinte sete imagens. Posteriormente foram selecionadas as imagens para a edição, a cada cinco imagens era escolhida uma, totalizando trinta e três imagens, sendo dezesseis da fase excêntrica e dezessete da fase concêntrica.

Com as imagens escolhidas o próximo passo foi realizar a edição buscando identificar os valores angulares dos segmentos em cada imagem. Para isso foi utilizado o software CorelDraw X5®. Foram traçadas linhas ligando as articulações e depois linhas perpendiculares as mesmas. O ângulo a ser medido era o formado por essa linha perpendicular e a linha horizontal (N1). O procedimento foi repetido em todos os corpos e nas trinta e três imagens. (Figura 18)



(a)- Quadro n° 1, retirado da filmagem.



(b)- Edição do Quadro n° 1

Figura 18: Quadro n°1 da filmagem e sua respectiva edição.

Após a edição das imagens os dados foram transferidos para o programa Excel®, os ângulos convertidos de graus para radianos, a partir dos valores obtidos foram criados gráficos dos ângulos em relação ao tempo, dos quais foram feitas linhas de tendência polinomial. A Figura 19 mostra exemplo gráfico e a linha de tendência.

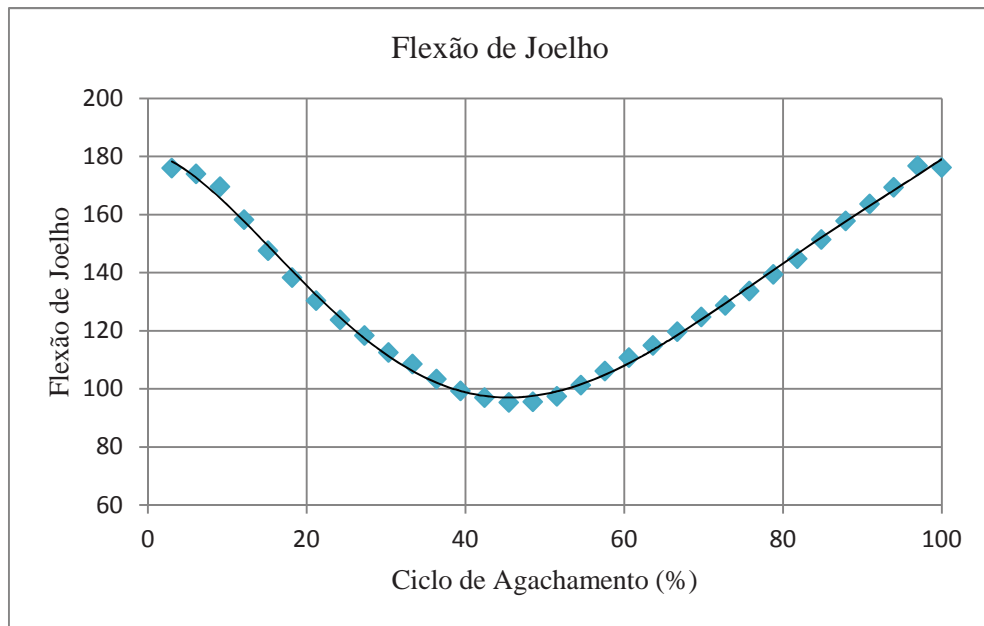


Figura 19: Exemplo do gráfico e respectiva linha de tendência polinomial.

3.4 Dados Antropométricos

Como descrito anteriormente, para que o programa AUTOLEV® funcione corretamente são necessários parâmetros antropométricos dos corpos, tais como: comprimento, massa, inércia e posição do centro de massa. Esses dados foram obtidos da referência “Biomechanics and motor control of Human movement” de autoria de Winter (1990). Os dados referentes aos comprimentos dos segmentos corporais são apresentados em relação a porcentagem da altura total do indivíduo. O centro de massa é apresentado em uma tabela como porcentagem do comprimento do segmento e medido em relação à articulação. A massa do membro é obtida como porcentagem da massa total da pessoa. Os momentos de inércia foram obtidos aproximando os corpos a cilindros esbeltos, com diâmetros calculados através da massa específica do segmento. A Tabela 1 mostra os dados antropométricos utilizados na dissertação.

Tabela 1: Dados antropométricos retirados de Winter (1990).

Corpo	Comprimento	Massa	Centro de massa Proximal / Distal		Inércia Kg.m ²
Pé	0.039 h	0.0145 m	0.500	0.500	0.0
Perna	0.246 h	0.0465 m	0.433	0.567	0.103
Coxa	0.245 h	0.1000 m	0.433	0.567	0.173
Tronco e pelve	0.288 h	0.4970 m	0.500	0.500	0.854
Pescoço e cabeça	0.182 h	0.0810 m	1.000	0.000	0.026

h= altura total do sujeito

m= massa total do sujeito

3.5 Distâncias perpendiculares dos tendões musculares

Para calcular as forças musculares foram necessárias as distâncias perpendiculares dos tendões musculares. A distância perpendicular corresponde à menor distância do centro de rotação da articulação até a linha de ação do músculo. A fim de calcular essas distâncias foi feito um modelo simplificado das estruturas musculares dos membros inferiores. Os grupos musculares considerados foram o quadríceps, os isquiotibiais e gastrocnêmio além do tendão patelar (Figura 20).

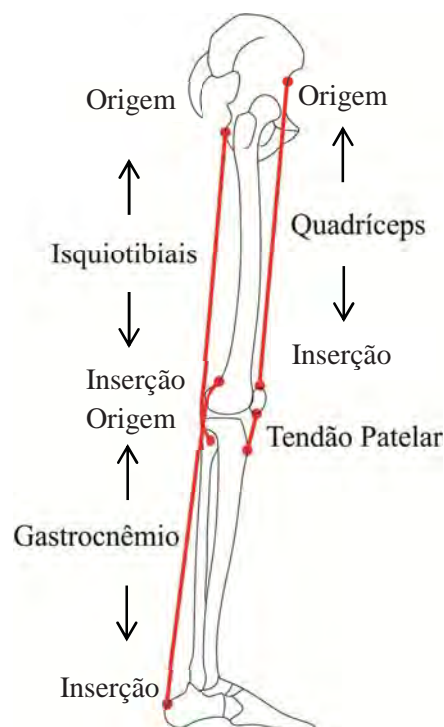


Figura 20: Modelo das estruturas musculares estudadas na presente dissertação.

Posteriormente foi necessário adquirir imagens confiáveis para a análise, geralmente são utilizadas tomografias e ressonâncias magnéticas, as imagens resultantes desses exames são importadas para um programa (ex. Invessalius 3.0) e a reconstrução tridimensional (3D) das estruturas é realizada.

Alternativa confiável é oferecida pelo Visible Human Server do Instituto Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne (ELPF), que oferece programa que realiza a construção tridimensional (3D) das estruturas corporais a partir das imagens do The Visible Human Project® (Ser Humano Visível) licenciado pela National Library of Medicine. A Figura 21 mostra a interface do programa.

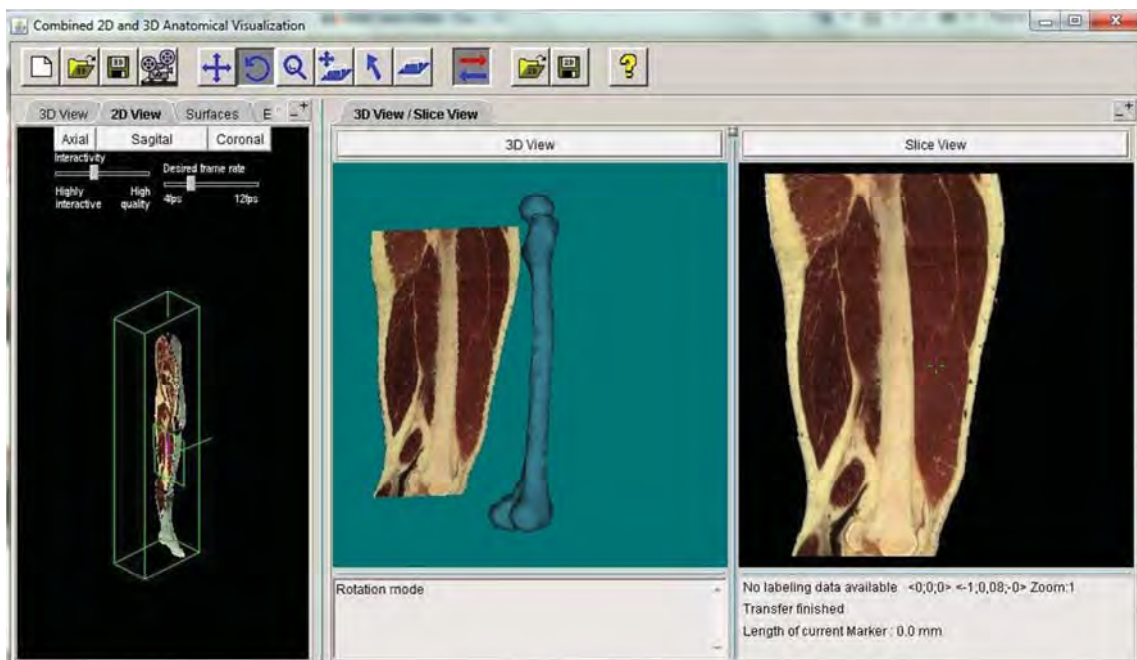


Figura 21 : Interface do programa oferecido pelo instituto Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne (ELPF)

Após definir e captar o conjunto de imagens das estruturas a serem utilizadas, foi realizado a edição das mesmas para analisar as distâncias perpendiculares dos tendões musculares. A edição foi dividida em cinco passos que serão apresentados a seguir.

O primeiro passo foi separar as estruturas para permitir a articulação entre elas.

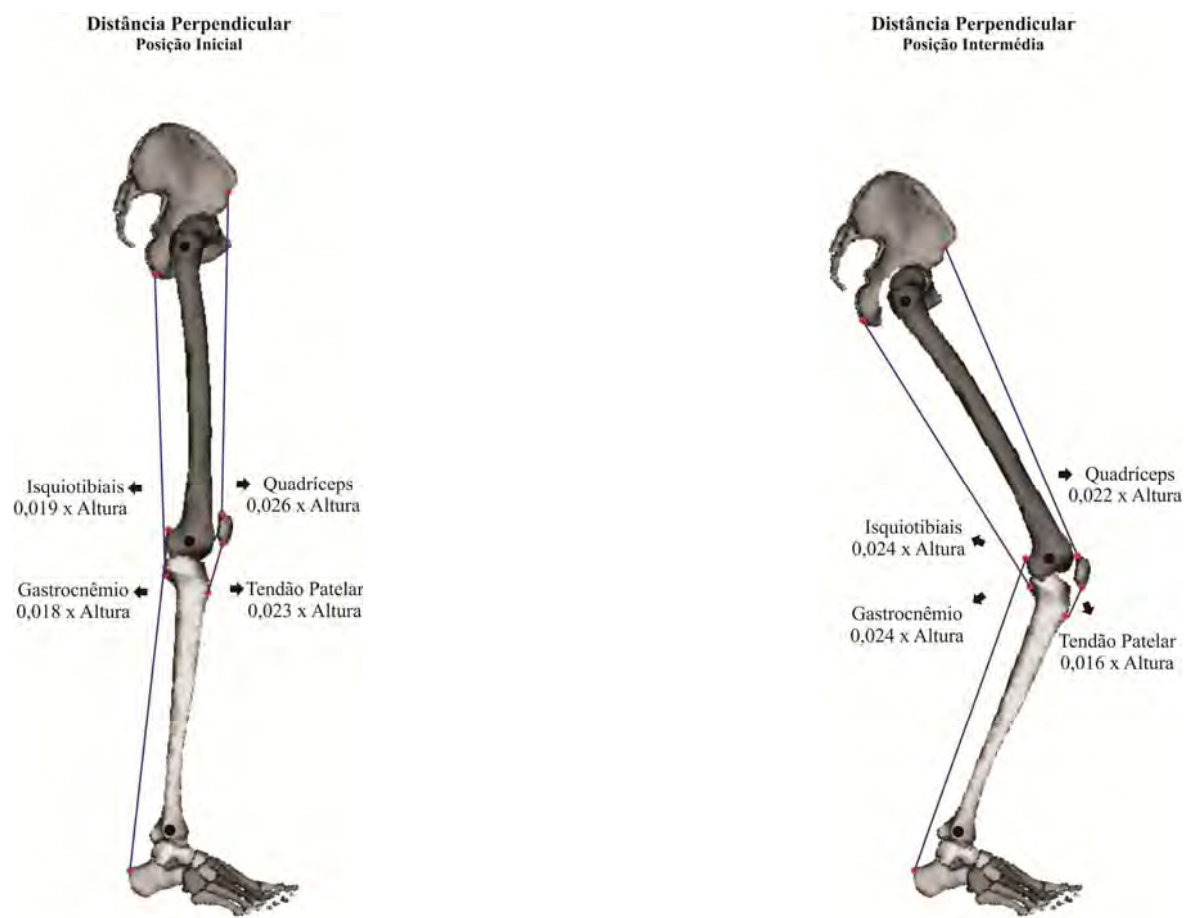
O segundo passo foi realizar a calibração na escala do programa para comparar a relação do comprimento dos membros apresentada por Winter (1990) com as imagens geradas pelo programa do E.L.P.F.. Com a confirmação dessas relações, os valores de saída do programa ficaram em relação à altura do sujeito.

O terceiro passo foi aplicar nas imagens, os centros articulares propostos por Winter (1990), e também atribuir aos membros inferiores, os pontos de origem e inserção musculares propostos por Netter (2000), e finalizando esse passo uma linha reta foi traçada ligando esses pontos, para simular a linha de ação muscular.

O quarto passo foi escolher três quadros da filmagem do agachamento, e colocar as estruturas nas mesmas posições apresentadas nos quadros (QA, QB, QC e QD).

O quinto passo foi medir a distância perpendicular de todos os tendões musculares nas posições predefinidas, anotar os dados em uma tabela e fazer gráficos correlacionando a distância perpendicular com o ângulo de flexão de joelhos.

A experimentação determinou de maneira indireta e não invasiva as distâncias perpendiculares dos tendões musculares em relação ao ângulo de flexão de joelho, levando em consideração a altura total do sujeito (Figura 22).



Altura= Altura total do indivíduo

Figura 22 : Imagens do programa parcialmente editadas.

3.6 Determinação dos torques articulares e das forças musculares

Para o programa em Fortran gerado pelo AUTOLEV® funcionar corretamente foi necessário inserir a ele um arquivo de entrada com os dados antropométricos dos corpos (massa, comprimento, inércia e centro de massas) e informações acerca da carga que foi utilizada. Esse arquivo foi nomeado como AGT.IN.

Posteriormente à inserção do arquivo AGT.IN foi preciso inserir as equações de deslocamento angular e as equações das distâncias perpendiculares no programa, esses dados foram colocados nas Sub-rotinas, ou seja, no próprio corpo de programação. Outra informação importante que foi acrescentada à Sub-rotina foi a ativação muscular durante o ciclo de agachamento, essa que foi obtida de Caterisano et al. (2002), o autor explicita o percentual de contribuição dos músculos dos membros inferiores durante o agachamento. Esses dados em conjunto permitiram o cálculo dos torques articulares resultantes e das forças nos tendões musculares.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Coordenadas angulares dos segmentos corporais

As figuras que serão apresentadas a seguir mostram os gráficos dos deslocamentos angulares de cada corpo durante o ciclo de agachamento. Os gráficos foram plotados em relação ao ciclo total do agachamento.

A Figura 23 mostra o comportamento do pé durante o movimento.

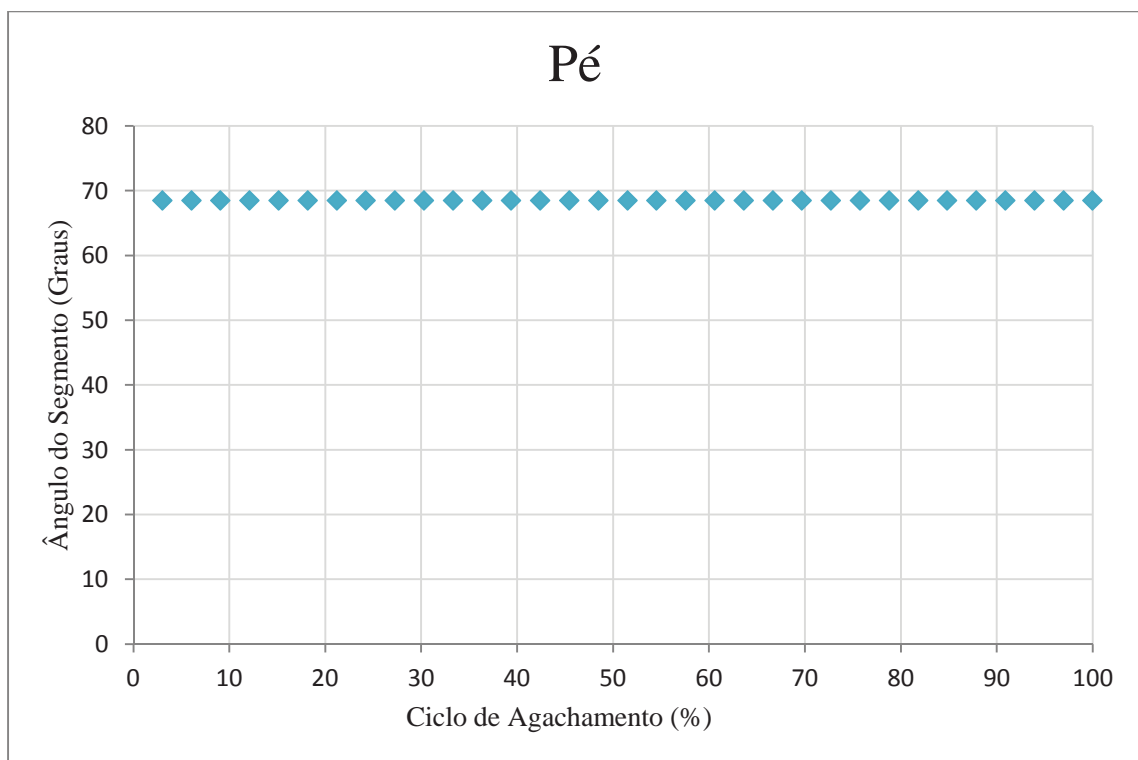


Figura 23: Deslocamento angular do pé durante o agachamento.

No desenvolvimento do modelo biomecânico, foi incorporado o pé, para evidenciar o torque resultante no tornozelo e a força no tendão do músculo gastrocnêmio e adicionado à cabeça do quinto metatarso, um marcador. Durante todo o exercício o pé permaneceu estático formando um ângulo de $68,5^\circ$ com o sistema newtoniano (A1x N1).

A Figura 24 mostra o comportamento assumido pela perna durante o ciclo de agachamento, a equação obtida e seu respectivo R^2 .

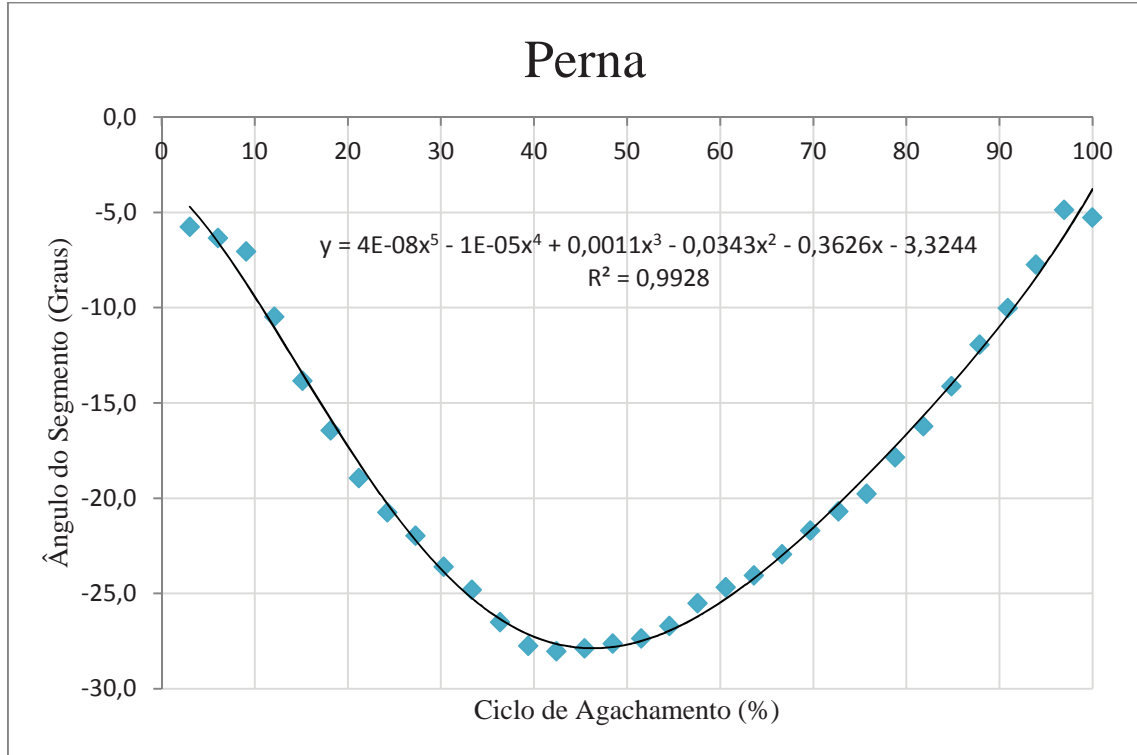


Figura 24: Deslocamento angular da perna durante o agachamento.

Durante o exercício de agachamento a perna (corpo B), realizou uma rotação em torno do tornozelo (P1), ou seja, enquanto a extremidade inferior da perna se manteve estática a extremidade superior se movimentou para frente e para trás.

Na fase excêntrica, o ângulo inicial da perna foi de $-5,8^\circ$ e conforme o agachamento progrediu o ângulo aumentou, assim assumiu o valor mínimo de $-28,0^\circ$ à aproximadamente 45% do ciclo total de agachamento.

Na fase concêntrica o comportamento angular foi praticamente o mesmo ao da fase excêntrica, variando de -28° à $-5,3^\circ$.

A Figura 25 mostra o deslocamento angular assumido pela coxa durante o ciclo completo do exercício, a equação obtida e seu respectivo R^2 .

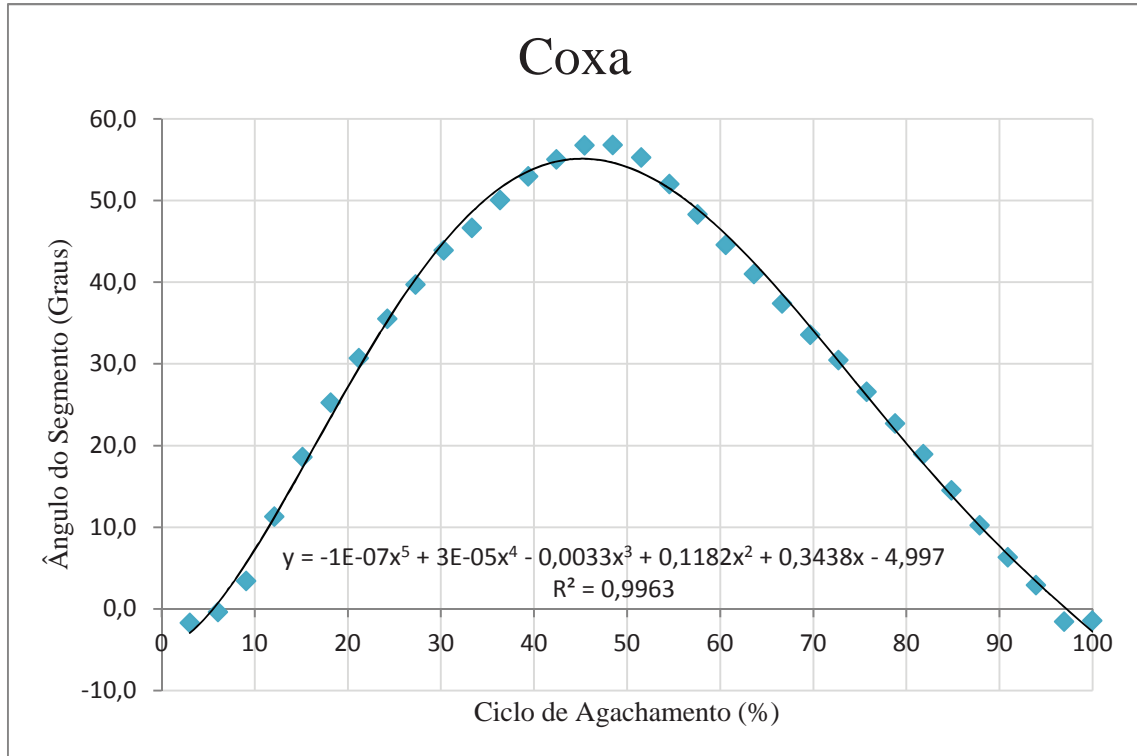


Figura 25: Deslocamento angular da coxa durante o agachamento.

Durante o ciclo de agachamento a coxa (corpo C), realizou uma rotação, na qual sua extremidade superior e sua extremidade inferior se movimentaram, a primeira acompanhando o movimento de flexão e extensão de quadril e a segunda acompanhando o movimento de flexão e extensão de joelho.

Na fase excêntrica, o ângulo inicial da coxa foi de $-1,7^\circ$ e conforme o agachamento progrediu o ângulo aumentou, assim assumiu o valor máximo de $56,8^\circ$ à aproximadamente 45% do ciclo total de agachamento.

Na fase concêntrica o comportamento angular foi praticamente o mesmo ao da fase excêntrica, variando de $56,8^\circ$ à $-1,5^\circ$.

A Figura 26 mostra o deslocamento angular do tronco durante o exercício de agachamento, a equação obtida e seu respectivo R^2 .

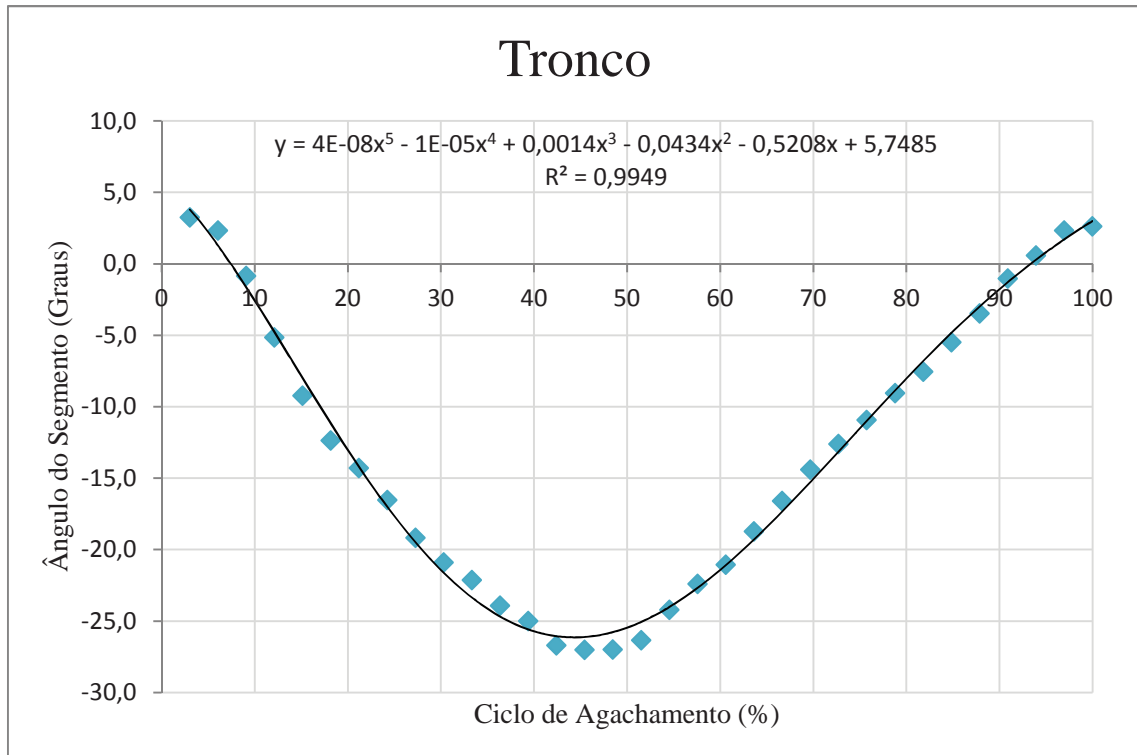


Figura 26: Deslocamento angular do tronco durante o agachamento.

O tronco (corpo D) durante o ciclo de agachamento realizou uma rotação em que sua extremidade superior e sua extremidade inferior se movimentaram, a primeira acompanhou o movimento de flexão e extensão de tronco e a segunda acompanhou o movimento de flexão e extensão de quadril.

Na fase excêntrica, o ângulo inicial do tronco foi de $3,2^\circ$ e conforme a realização do agachamento o ângulo aumentou, assim assumiu o valor mínimo de $-27,0^\circ$ à aproximadamente 45% do ciclo total de agachamento.

Na fase concêntrica o comportamento angular foi praticamente o mesmo ao da fase excêntrica, variando de $-27,0^\circ$ à $2,6^\circ$.

A Figura 27 mostra o deslocamento angular da cabeça durante o ciclo completo do exercício em questão, a equação obtida e seu respectivo R^2 .

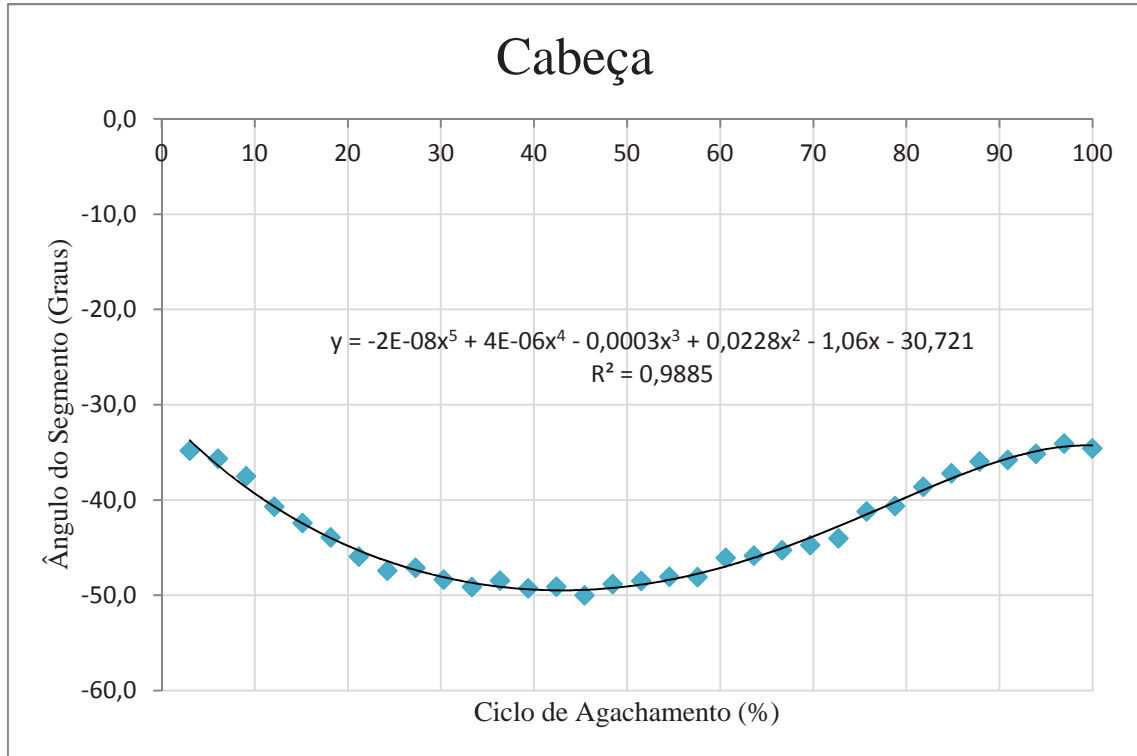


Figura 27: Deslocamento angular da cabeça durante o agachamento.

Durante o exercício de agachamento a cabeça (corpo E), realizou uma rotação em torno do ponto P4, ou seja, enquanto a base da cabeça se manteve estática a extremidade superior se movimentou para frente e para trás.

Na fase excêntrica, o ângulo inicial da cabeça foi de $-34,8^\circ$ e conforme o agachamento progrediu o ângulo aumentou, assim assumiu o valor mínimo de $-50,0^\circ$ à aproximadamente 45% do ciclo total de agachamento.

Na fase concêntrica o comportamento angular foi praticamente o mesmo ao da fase excêntrica, variando de $-50,0^\circ$ à $-34,6^\circ$.

A Figura 28 mostra a variação da angulação na flexão de joelho, a equação obtida e seu respectivo R^2 .

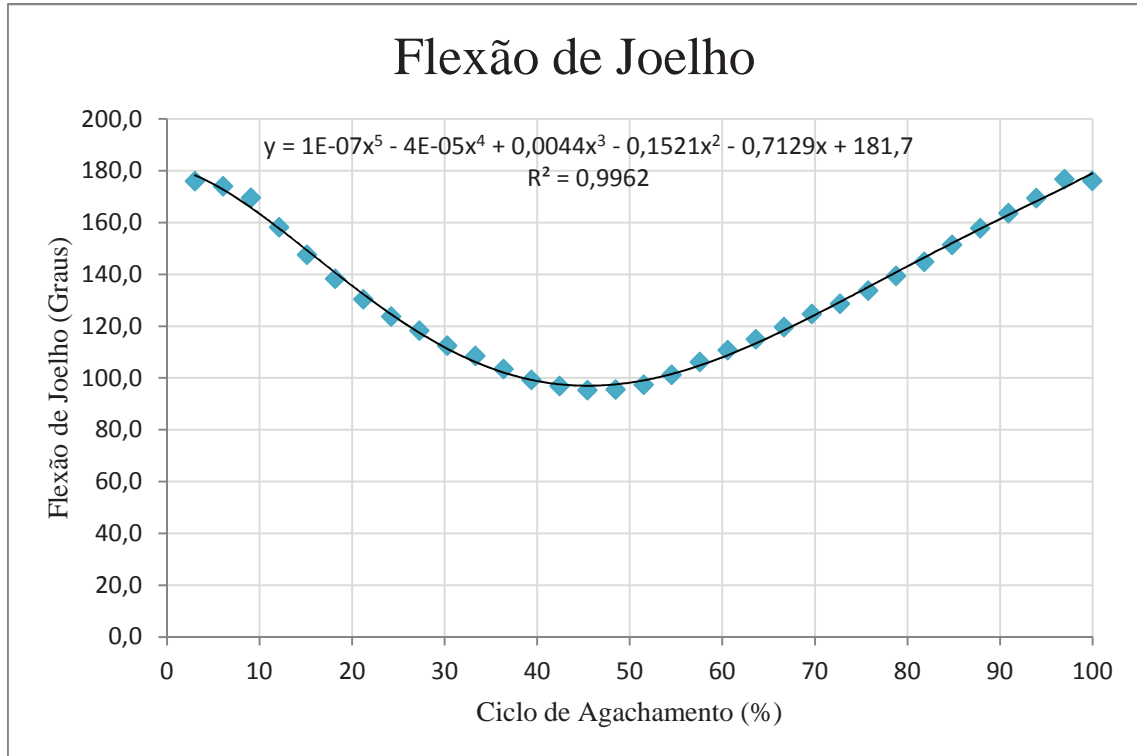


Figura 28: Flexão de joelho durante o agachamento.

O ângulo de flexão de joelho é o ângulo formado entre os corpos B e C, onde a posição de mínima flexão corresponde a 180° . A experimentação resultou em ângulos muito próximos para as duas fases do movimento, a posição inicial correspondeu à 176° , a máxima flexão foi de $95,4^\circ$ e a posição final foi de $176,2^\circ$.

Para facilitar a discussão dos dados sobre o comportamento angular será necessário primeiramente explicar como os demais autores citados nessa discussão realizaram suas medições angulares. Os ângulos foram quantificados traçando uma linha reta a partir da articulação e medindo o ângulo formado por essa linha com o membro em questão. Para que os ângulos obtidos no presente estudo possam ser comparados com os demais, é necessário somar 90° aos valores obtidos (Figura 29).

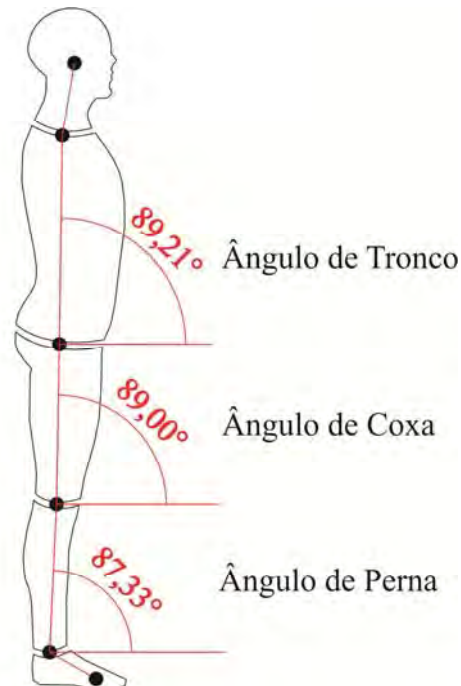


Figura 29: Maneira como foram assumidos os ângulos pelos autores citados na discussão.

Todos os corpos descreveram movimentos quase simétricos durante todo o exercício, o mesmo ocorreu em diversos estudos (ANDREWA; HAY; VAUGHAN, 1983; WRETENBERG et al., 1993; ESCAMILLA et al., 2001).

A angulação do pé é pouco avaliada, devido ao fato de muitos estudos o considerarem como um ponto fixo (COIMBRA; OLIVEIRA, 1998; ESCAMILLA et al., 2001) ou até mesmo não o considerarem na modelagem (TOMAZINI, 2009).

Os valores angulares dos membros da presente dissertação foram transformados e comparados com a literatura atual. (Tabela 2)

Tabela 2: Comparação do deslocamento angular dos segmentos corporais.

Corpo	Coimbra e Oliveira (1998)		Escamilla et al. (2001)		Este estudo (2011)	
	Início	Max flex.	Início	Max flex.	Início	Max flex.
Perna	82,6°±3,5	57,4°±4,8	75,0°	52,0°	84,3°	62,1°
Coxa	87,3°±3,1	139°±11	100,0°	170,0°	88,3°	146,7°
Tronco	87,6°±3,3	56,5°±8,7	70,0°	50,0°	93,2°	63,0°
Flex. Joelho	----	----	18,0°	110,0°	4,1°	84,7°

Flex = Flexão

Os valores achados se aproximam dos valores descritos na literatura, é visto que no estudo de Coimbra e Oliveira (1998) os valores para os membros durante o agachamento são mais parecidos com os desse trabalho, e os resultados mais divergentes são apresentados por Escamilla et al. (2001), o que pode ser explicado pelo fato do autor ter captado as imagens em um campeonato de levantamento de peso, onde os participantes realizaram o agachamento com carga elevada e não tinham nenhum tipo de instrução ao realizar o exercício.

4.2 Velocidade da barra

A velocidade da barra foi obtida a partir da derivada da expressão do deslocamento do ponto P4 que corresponde à articulação do ombro, onde a barra estava apoiada. (Figura 30).

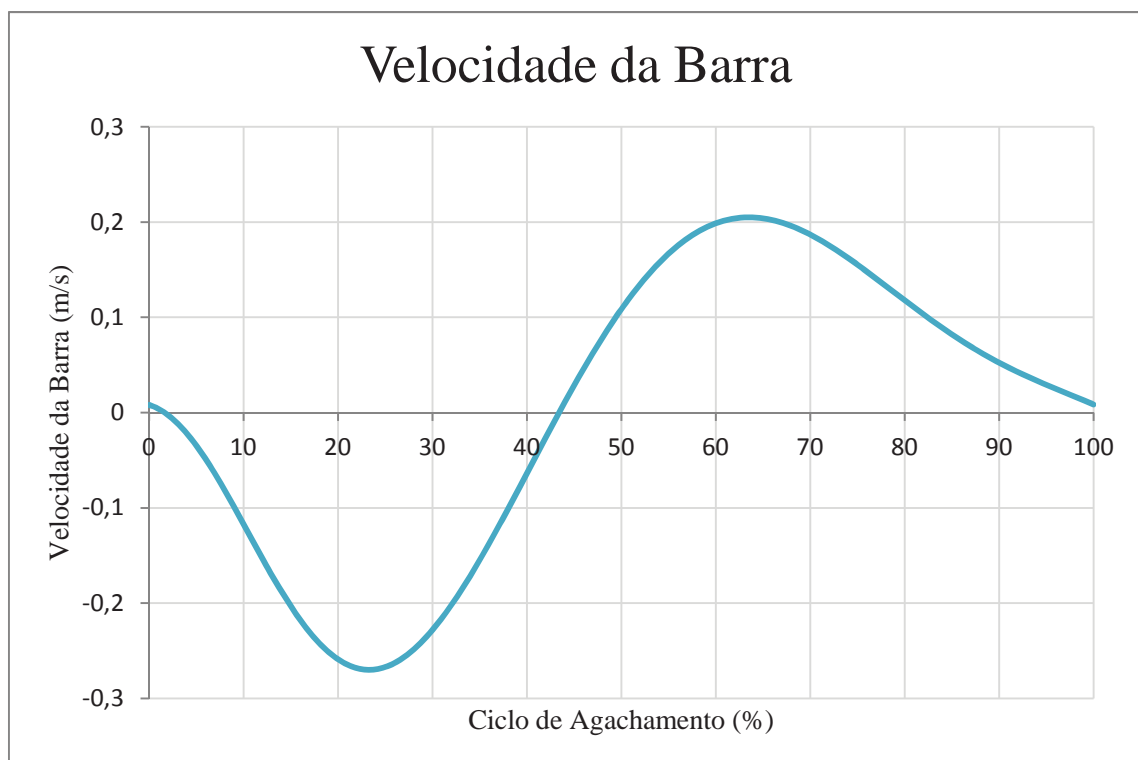


Figura 30: Velocidade da barra durante o agachamento.

A velocidade descrita na Figura 31 mostra que na fase excêntrica do movimento a barra começa a acelerar e ganha velocidade de aproximadamente 0,3 m/s em

aproximadamente 25% do exercício e desacelera até aproximadamente 45% do agachamento onde ela assume velocidade igual à zero, nesse ponto tem-se o fim da fase excêntrica e o início da fase concêntrica. Na segunda fase a barra ganha velocidade máxima de 0,2 m/s em aproximadamente 65% do exercício e desacelera até o final do movimento. Em estudo Escamilla et al. (2001) analisando o agachamento, mostrou resultados para a velocidade da barra durante o ciclo do exercício. Os valores máximos de velocidade assumidos pela barra foram de aproximadamente 0,75 m/s na fase excêntrica e de 0,5 m/s para a fase concêntrica. A velocidade de execução do agachamento foi maior que as apresentadas no presente estudo, porém pode-se levar em consideração que a carga utilizada pelos atletas era alta e o exercício não teve nenhum tipo de controle de velocidade. Em relação ao comportamento da curva foi observado que os dois estudos na fase excêntrica obtiveram o mesmo comportamento, porém na fase concêntrica Escamilla et al. (2001) evidenciaram uma desaceleração significativa da barra a aproximadamente 60% do ciclo do agachamento, fato esse que pode ter ligação com a necessidade de vencer a resistência oferecida pela alta carga utilizada no teste.

4.3 Torques articulares

Os torques resultantes nas articulações de tornozelo, joelho e quadril foram calculados na direção de extensão e flexão de cada articulação. Os valores apresentados nos gráficos consideraram a carga utilizada pelo indivíduo e os dados antropométricos do mesmo, dados de outras pessoas não foram simulados no programa. O torque é expresso em Newtons vezes metros (N.m) e o exercício de agachamento pelo percentual total do ciclo.

As figuras a seguir são referentes aos torques nas articulações de tornozelo, joelho e quadril e ao quociente do torque no quadril pelo torque no joelho.

A Figura 31 mostra o gráfico do torque na articulação de tornozelo pelo ciclo total do exercício.

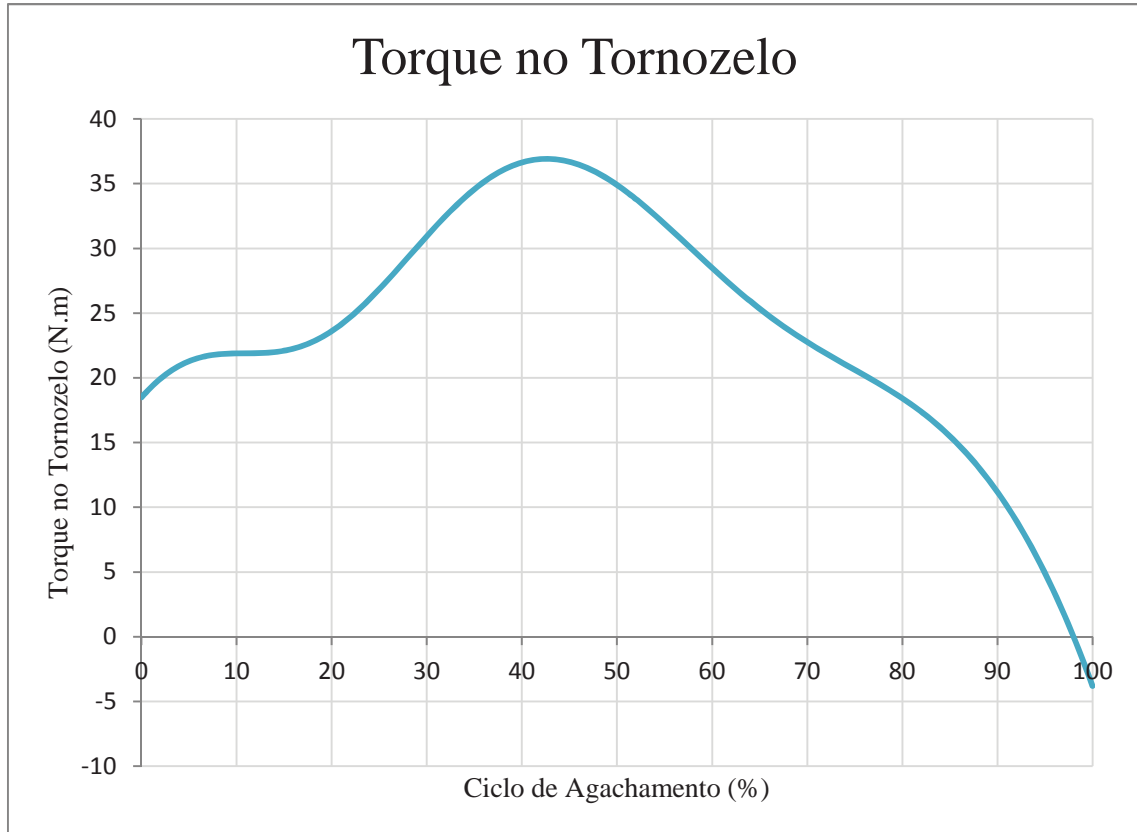


Figura 31: Torque no tornozelo durante o agachamento.

O torque obtido na articulação de tornozelo foi dividido por dois para considerá-lo somente em uma articulação. No início do movimento, ou fase excêntrica, o valor encontrado correspondeu a 18,48 N.m e conforme o exercício foi progredindo o torque nessa articulação foi aumentando, atingindo seu valor máximo de 36,92 N.m à aproximadamente 43% do movimento.

Da metade do movimento em diante, ou fase concêntrica, o comportamento da curva foi diferente do achado na fase excêntrica e os valores de torque variaram de 36,92 N.m à -3,80 N.m.

A Figura 32 mostra o gráfico do torque na articulação de joelho pelo ciclo total do exercício.

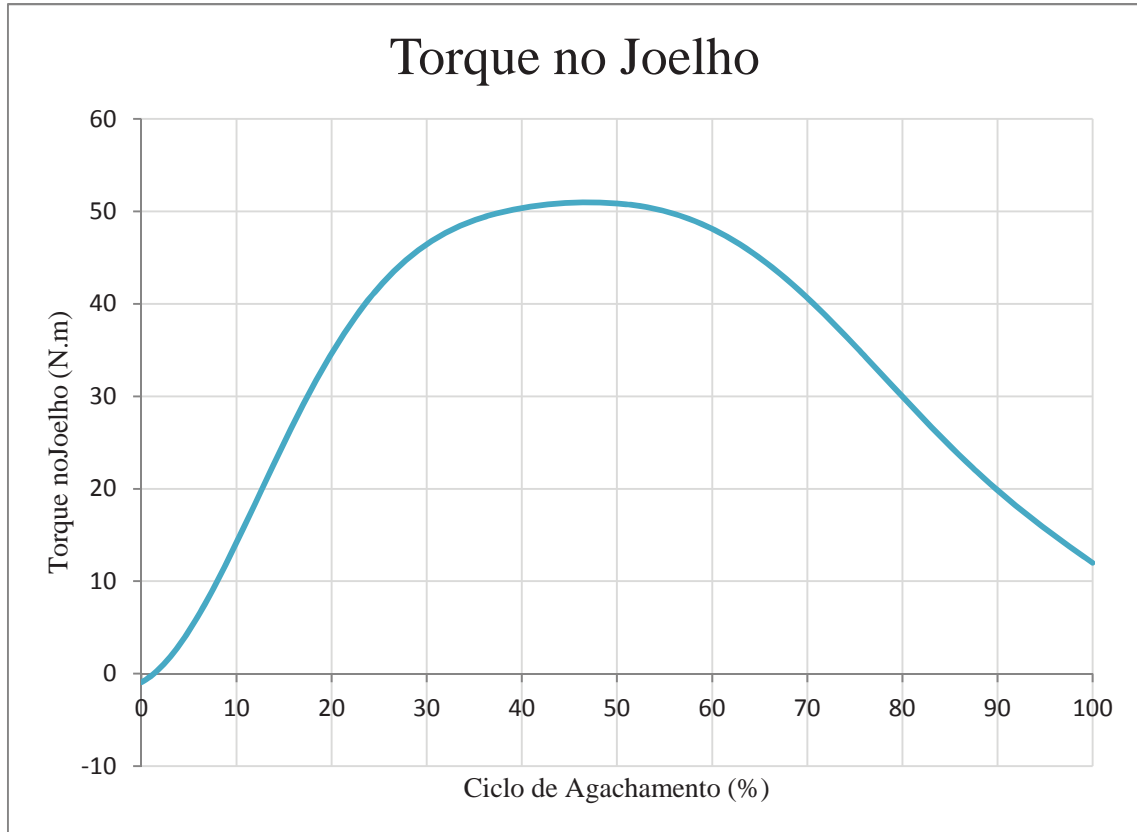


Figura 32: Torque no joelho durante o agachamento.

O torque obtido na articulação de joelho também foi dividido por dois para considerá-lo somente em uma articulação. No início do movimento, ou fase excêntrica, o valor encontrado para o torque foi de -0,91 N.m e conforme o exercício foi progredindo o torque nessa articulação foi aumentando, atingindo seu valor máximo de 50,98 N.m à aproximadamente 47% do movimento.

Da metade do movimento em diante, ou fase concêntrica, o comportamento da curva foi diferente do achado na fase excêntrica e os valores de torque variaram de 50,98 N.m à 11,98.

A Figura 33 mostra o gráfico do torque na articulação de quadril pelo ciclo total do exercício.

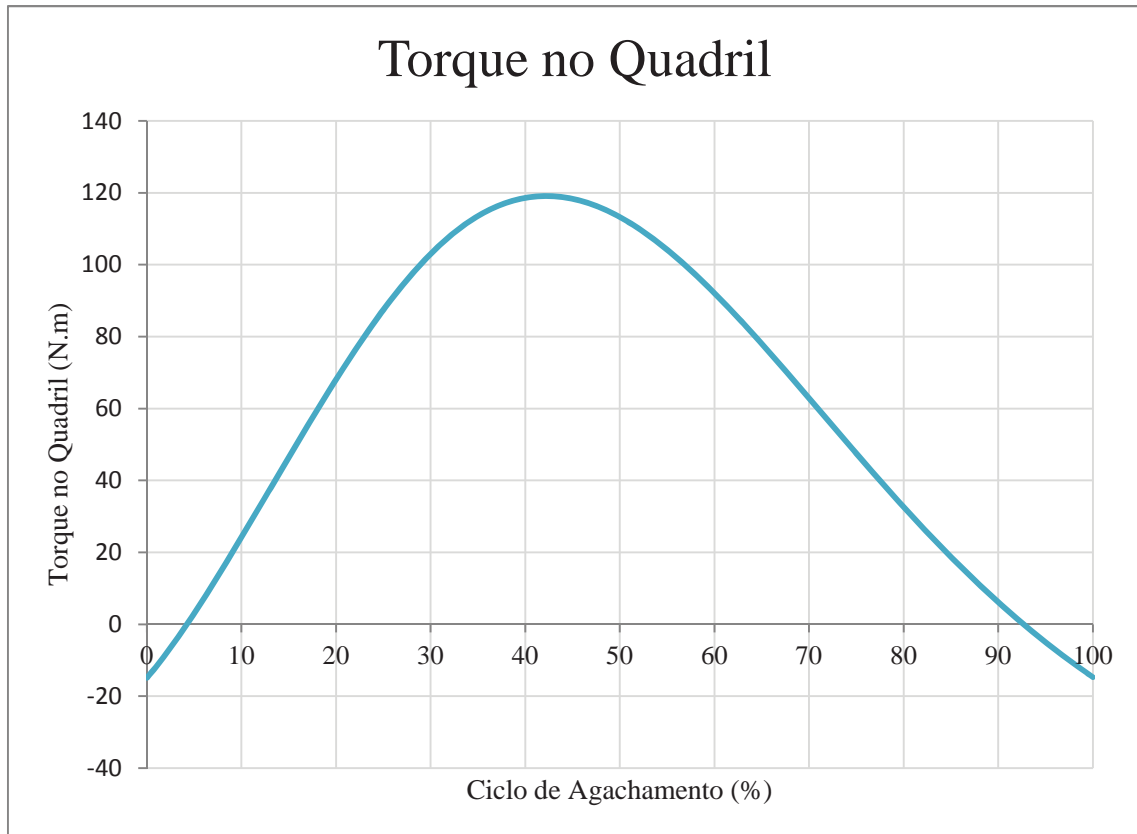


Figura 33: Torque no quadril durante o agachamento.

O torque obtido na articulação de quadril foi considerado inteiro, pelo fato do quadril ser formado por um grupo de ossos que suporta todo o torque imposto a essa estrutura. No início do movimento, ou fase excêntrica, o valor encontrado para o torque correspondeu à -14,86 N.m, conforme o exercício foi progredindo o torque nessa articulação foi aumentando, atingindo seu valor máximo de 119,13 N.m à aproximadamente 42% do movimento.

Da metade do movimento em diante, ou fase concêntrica, o comportamento da curva foi pouco diferente do achado na fase excêntrica e os valores de torque variaram de 119,13 N.m à -14,71 N.m.

A Figura 34 mostra o gráfico do quociente torque de quadril / torque de joelho (TQ/TJ) pelo ciclo do exercício.

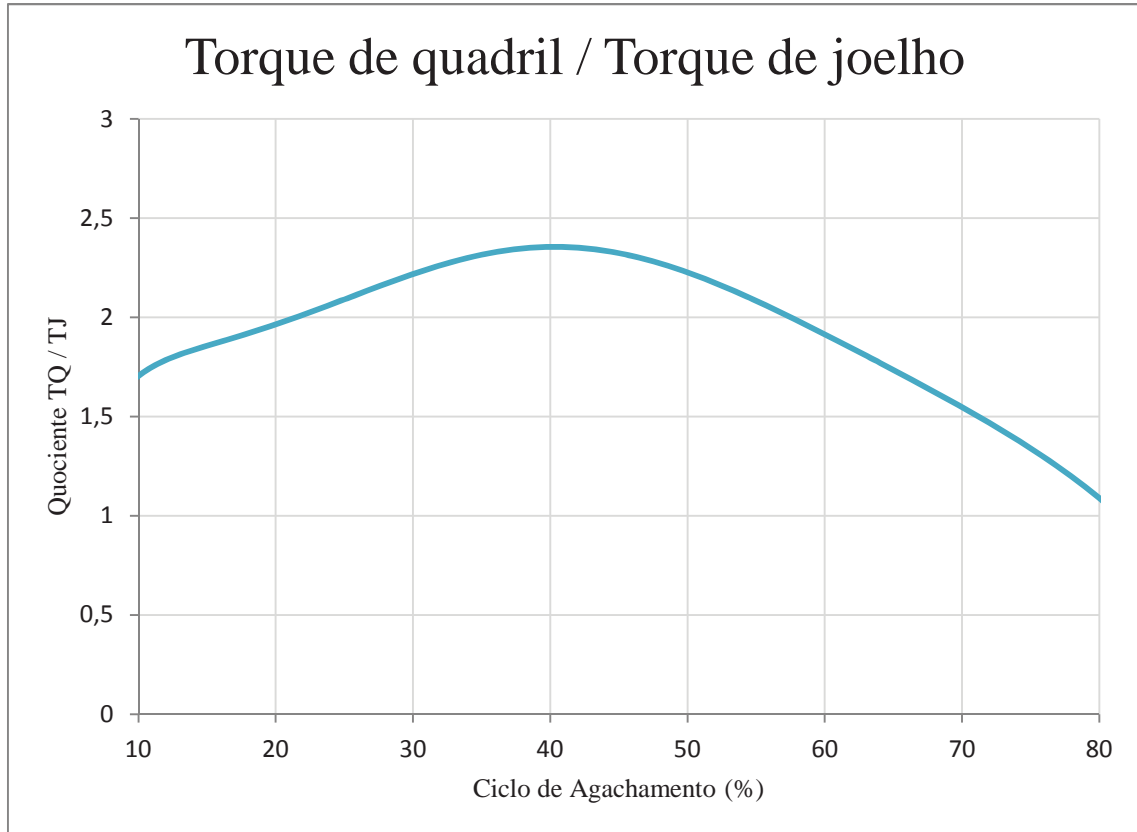


Figura 34: Quociente TQ / TJ durante o agachamento

O quociente, torque de quadril / torque de joelho, variou de 1,17 à 2,3 durante o exercício. O gráfico do quociente foi plotado de 10% a 80% do ciclo do exercício devido aos valores finais e iniciais de torques sofrerem influências das linhas de tendência ajustadas aos valores de deslocamentos angulares.

A discussão acerca dos torques obtidos nas diversas articulações levará em conta dois aspectos: (a) O módulo dos valores obtidos para os picos dos torques e (b) O quociente do torque de quadril pelo torque de joelho, esse procedimento foi feito buscando padronizar os torques, pois a mudança na altura do indivíduo e na carga que está sendo levantada ocasionam mudanças no valor final de torque, esse que diverge em todos os trabalhos encontrados.

O módulo dos valores obtidos para os picos de torque de tornozelo, de joelho, de quadril e do quociente TQ / TJ na presente dissertação foram de: 36,92 N.m, 50,98 N.m,

119,13 N.m e 2,33 respectivamente. Em diversos estudos os torques foram quantificados, porém a explicação se o torque encontrado é para as duas pernas ou para somente uma perna é escassa.

Escamilla et al. (2001) evidenciaram os torques nas articulações de membros inferiores durante o agachamento e suas magnitudes variaram de: 382 N.m a 628 N.m para o quadril, 447 N.m a 756 N.m para o joelho e 34 N.m a 284 N.m para o tornozelo. O estudo não especifica se os torques no tornozelo e no joelho são considerados em somente um membro ou nos dois membros. Realizando a divisão TQ/ TJ é obtido o valor de 0,80 se considerado o valor total de torque no joelho e de 1,61 se o valor for dividido pelos dois joelhos, ocasionando assim uma aproximação dos valores obtidos na presente dissertação.

Fry,Smith e Schilling (2003) obtiveram valores de torque de quadril e joelho para duas situações de agachamento, os valores obtidos para a situação mais próxima à da presente pesquisa foram de $302,7 \pm 71,2$ N.m e $117,3 \pm 34,2$ N.m respectivamente. Os valores brutos não corroboram os achados nessa pesquisa, porém ao se realizar o quociente TQ/TJ obtém-se o valor de 2,58, porém o estudo não especifica se o torque mostrado para o joelho já é o valor considerado somente para uma articulação.

Meyer (2005) também obteve torques de quadril e joelho no agachamento e os valores foram respectivamente de 288 ± 97 N.m, 186 ± 30 N.m. O estudo não especifica se o valor apresentado é para um joelho ou para dois joelhos. O quociente TQ / TJ foi de 1,57 se o valor de torque no joelho apresentado for para um joelho, ou de 3,1 se se o valor de torque no joelho mostrado for para os dois joelhos.

Hirata (2006) estudou os torques nas três articulações, de quadril, de joelho e tornozelo e padronizou os valores pelo peso x altura do sujeito. Utilizando os dados do sujeito de pesquisa, obtidos do próprio estudo para calcular os torques, pode-se verificar os valores de 45 N.m para tornozelo, 296 N.m para joelho e 296 N.m para quadril. O estudo não especifica se os valores de joelho consideraram os dois membros ou somente um membro. Realizando o quociente TQ / TJ é observado o valor de 1,0 se considerado o torque apresentado para um joelho e de 2,0 se considerado o mesmo torque dividido pelos dois joelhos.

Ross (2006) estudou o torque nas articulações de quadril e joelho durante o agachamento e obteve resultados para as duas pernas. Os picos de torque foram de 333 N.m para os joelhos e de 470 N.m para o quadril. Dividindo o torque de joelho por dois obtém-se 166,5 N.m para cada articulação, assumindo essa postura o quociente TQ/TJ nesse estudo foi de 2,82.

Braidot et al. (2007) estudaram o agachamento pela frente e obtiveram valores de torques de quadril, joelho e tornozelo de respectivamente 0,2 à 0,4 do peso corporal, 1,0 à 1,5 do peso corporal e 1,0 à 1,5 do peso corporal. Como o estudo não explicou se o valor mostrado é para os dois joelhos ou somente um, pode-se deduzir que o valor do quociente TQ / TJ pode ser de 1,0 ou de 2,0 dependendo da postura assumida pelo pesquisador ao analisar os dados.

É visto que os valores brutos dos torques articulares variam de estudo para estudo, o que pode ser explicado se levado em consideração à altura do sujeito e a carga que foi utilizada na experimentação. Em relação ao torque de quadril dividido pelo torque de tornozelo (TQ / TJ) a diferença apresentada entre todos os estudos citados e a presente dissertação é menor, levando a crer essa seria maneira mais correta e fidedigna de comparar os resultados obtidos em diferentes estudos, podendo realizar a mesma comparação com o torque de joelho e o torque de tornozelo (TJ / TT). A Tabela 3 mostra os valores obtidos para os torques em diversos estudos realizados.

Tabela 3: Comparação dos torques articulares.

Autor	TT (N.m)	TJ (N.m)	TQ (N.m)	TQ/TJ	N° de Articulações
Este estudo, 2011	36,92	50,98	119,13	2,3	Uma
Escamila, 2001	34 a 284	447 a 756	382 a 628	0,8 ou 1,6	N.E
Fry, 2003	X	117,3±34	303±71	2,58 ou 5,16	N.E
Meyer, 2005	X	186±30	2,9±97	1,57 ou 3,1	N.E
Ross, 2006	X	333	470	2,82	Duas
Hirata, 2006	45	296	296	1,0 ou 2,0	N.E
Braidot, 2007	1,0 a 1,5pc	1,0 a 1,5pc	0,2 a 0,4pc	1,0 ou 2,0	N.E

TT= Torque no Tornozelo

TJ= Torque no Joelho

TQ= Torque no Quadril

N.E= Não especificado

pc= Peso corporal

4.4 Forças exercidas nos tendões musculares

As forças exercidas nos tendões musculares correspondem às forças impostas aos tendões de cada músculo e não a força produzida por esses músculos. As forças foram calculadas nos tendões do gastrocnêmio, do quadríceps e dos isquiotibiais.

A força no tendão do gastrocnêmio foi calculada dividindo o torque de joelho pela distância perpendicular do tendão do gastrocnêmio na sua inserção proximal (origem). A Figura 35 mostra o gráfico da força no tendão do gastrocnêmio.

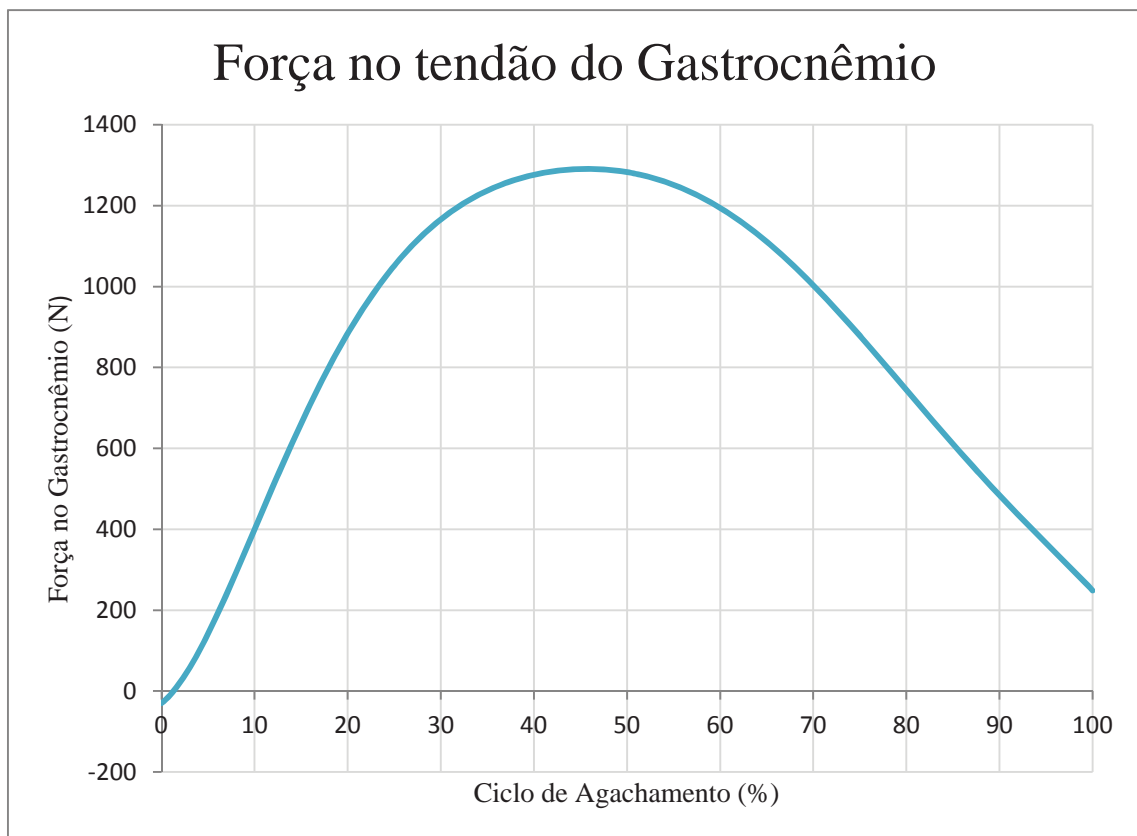


Figura 35: Força no tendão do gastrocnêmio durante o agachamento.

No início do movimento, ou fase excêntrica, o valor encontrado foi de -30 N e conforme o exercício foi progredindo a força no tendão foi aumentando, atingindo seu valor máximo de 1290 N à aproximadamente 42% do movimento.

Da metade do movimento em diante, ou fase concêntrica, o comportamento da curva foi diferente do achado na fase excêntrica e os valores de força variaram de 1290 N à 248 N.

A força no tendão do quadríceps foi calculada dividindo o torque no joelho pela distância perpendicular do tendão do quadríceps, mais especificamente o tendão do músculo reto femoral na sua inserção distal (inserção). Outro dado utilizado para calcular a força no tendão do quadríceps foi obtida de Caterisano et al. (2002) o qual explicita o percentual de contribuição de cada músculo durante o ciclo de agachamento. A Figura 36 mostra o gráfico da força no tendão do quadríceps.

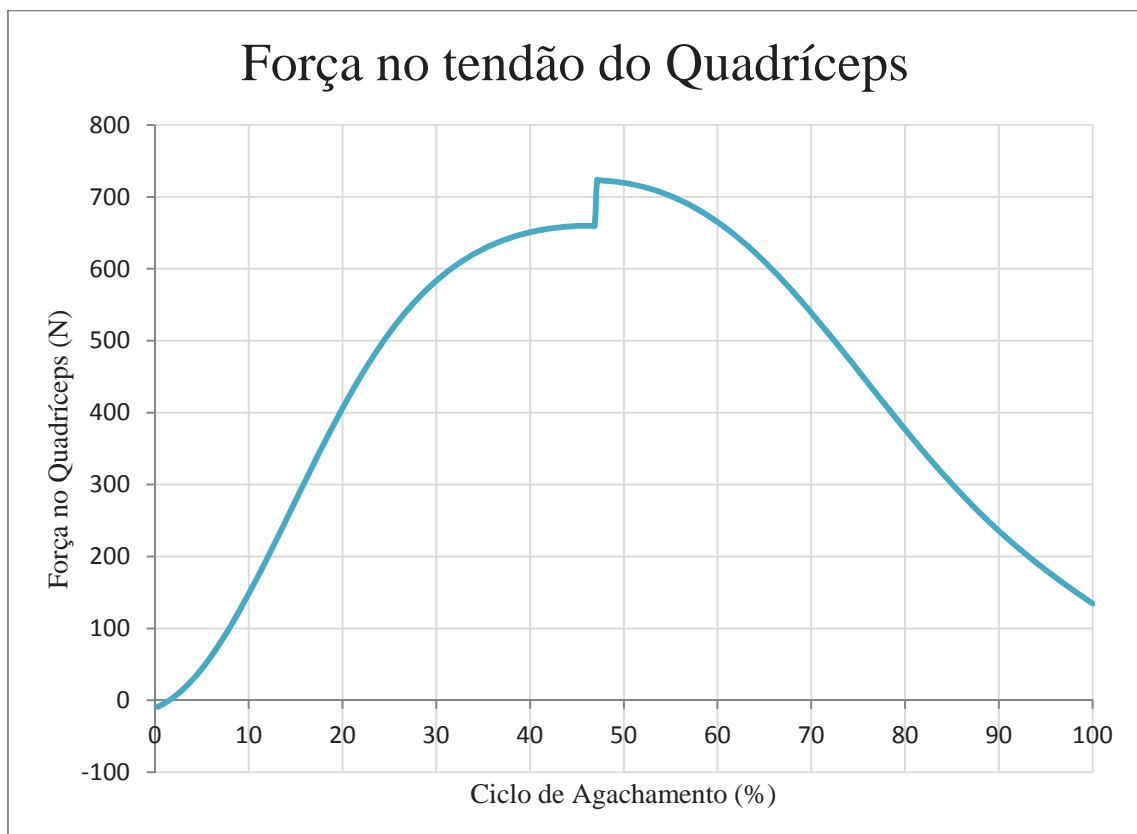


Figura 36: Força no tendão do quadríceps durante o agachamento.

No início do movimento, ou fase excêntrica, o valor encontrado foi de -9,1 N e conforme o exercício foi progredindo a força no tendão foi aumentando, atingindo seu valor máximo de 723,3 N à aproximadamente 47% do movimento.

Da metade do movimento em diante, ou fase concêntrica, o comportamento da curva gráfica foi diferente do achado na fase excêntrica e os valores variaram de 723,3 N a 132,5.

A força no tendão dos isquiotibiais foi calculada dividindo o torque no joelho pela distância perpendicular do tendão dos isquiotibiais, mais especificamente do tendão do músculo bíceps femoral na sua inserção distal (inserção). Para calcular a força no tendão dos isquiotibiais também foi obtido de Caterisano et al. (2002) o percentual de contribuição do músculo durante o ciclo de agachamento. A Figura 37 mostra o gráfico da força no tendão dos isquiotibiais.

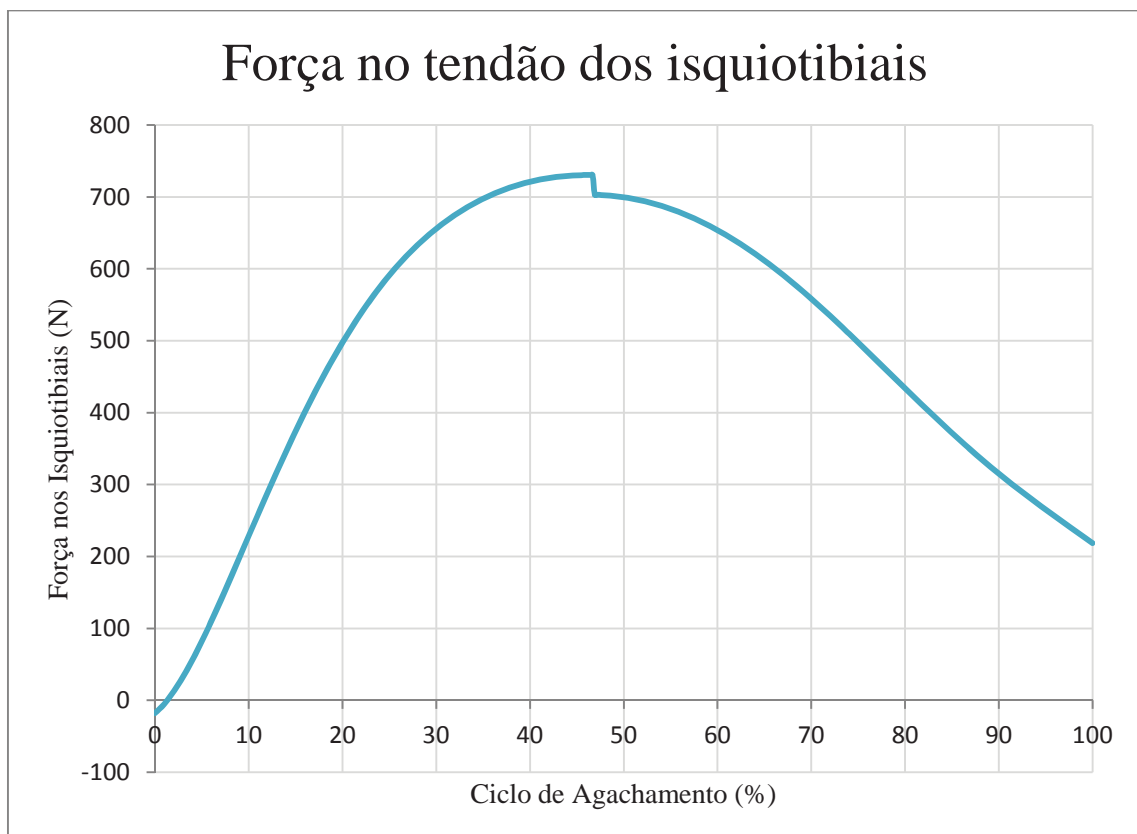


Figura 37: Força no tendão dos isquiotibiais durante o agachamento.

No início do movimento, ou fase excêntrica, o valor encontrado foi de -17,85 N e conforme o exercício foi progredindo a força no tendão foi aumentando, atingindo seu valor máximo de 730,45 N à aproximadamente 47% do movimento.

Da metade do movimento em diante, ou fase concêntrica, o comportamento da curva foi diferente do achado na fase excêntrica e os valores variaram de 730,45 N à 156,9 N.

Essas forças foram estudadas de diversas maneiras durante o decorrer dos anos. Na presente dissertação para a aquisição dessas forças foi necessário assumir que a patela funciona como uma polia simples, somente redirecionando a forças, sendo assim a força no tendão do quadríceps foi considerada igual à força no tendão patelar.

Hubiart et al. (1984) utilizaram cadáveres para estudar as forças no tendão patelar (FP) e no tendão do quadríceps (FQ) e verificar o quociente FQ / FP . Obtiveram valores desse quociente onde o maior valor foi de (1,27) à 30° de flexão de joelho e o menor valor foi de (0,7) a 90° e 120° de flexão de joelho. No mesmo estudo o autor aplicou momento articular no joelho de aproximadamente 17 N.m a 90° de flexão de joelho e obteve valores de pico de força no tendão do quadríceps de 511 ± 11 N. Esses valores quando comparados com os apresentados no presente estudo não divergem drasticamente.

Caruntu et al. (2003) estudaram as forças no tendão do quadríceps (FQ) e no tendão patelar (FP) utilizando um modelo bidimensional (2D) e encontraram picos de força de 2800 N para o quadríceps e de 2240 N para o tendão patelar. O quociente FQ/FP no estudo resulta em 1,25. Esse fato corrobora o apresentado por Hubiart et al (1984). O resultado apresentado por Caruntu et al. (2003) extrapola os apresentados na presente dissertação, mas não se pode realizar uma confiável comparação pois os valores de torque aplicados não são mencionados no estudo.

Em relação às forças no tendão dos músculos isquiotibiais, pode-se dizer que os estudos visando mensurar essa magnitude são escassos e os poucos estudos que mensuram essa força não são do movimento de agachamento, mas sim de flexão de joelhos em uma mesa ou cadeira própria para o exercício.

Benatti (2005) estudou a força nos tendões dos isquiotibiais durante a flexão de joelhos utilizando pesos livre e também elásticos que ofereciam resistência nas duas fases do movimento. Realizou a experimentação para pesos livre com vários tamanhos de implementos (1 a 5 Kg), os resultados de maior força foram no ângulo de flexão de joelho de 90° variando de 100 N (1 Kg) à 950 N (5 Kg). Os valores não divergem muito dos apresentados na presente dissertação, mas o fato do exercício de agachamento ser multiarticular e recrutar maior número de músculos que a simples flexão de joelhos pode ter influência sobre os resultados apresentados.

4.5 Distâncias Perpendiculares dos tendões musculares

As distâncias perpendiculares foram calculadas em função do ângulo de flexão de joelho levando em consideração a altura do sujeito em questão. Todos os tendões musculares estudados passam pela articulação de joelho e são: tendão patelar, tendão do quadríceps, tendão do gastrocnêmio e tendão do bíceps femoral (isquiotibiais). A Figura 38 mostra o comportamento das distâncias perpendiculares em função do ângulo de flexão de joelho.

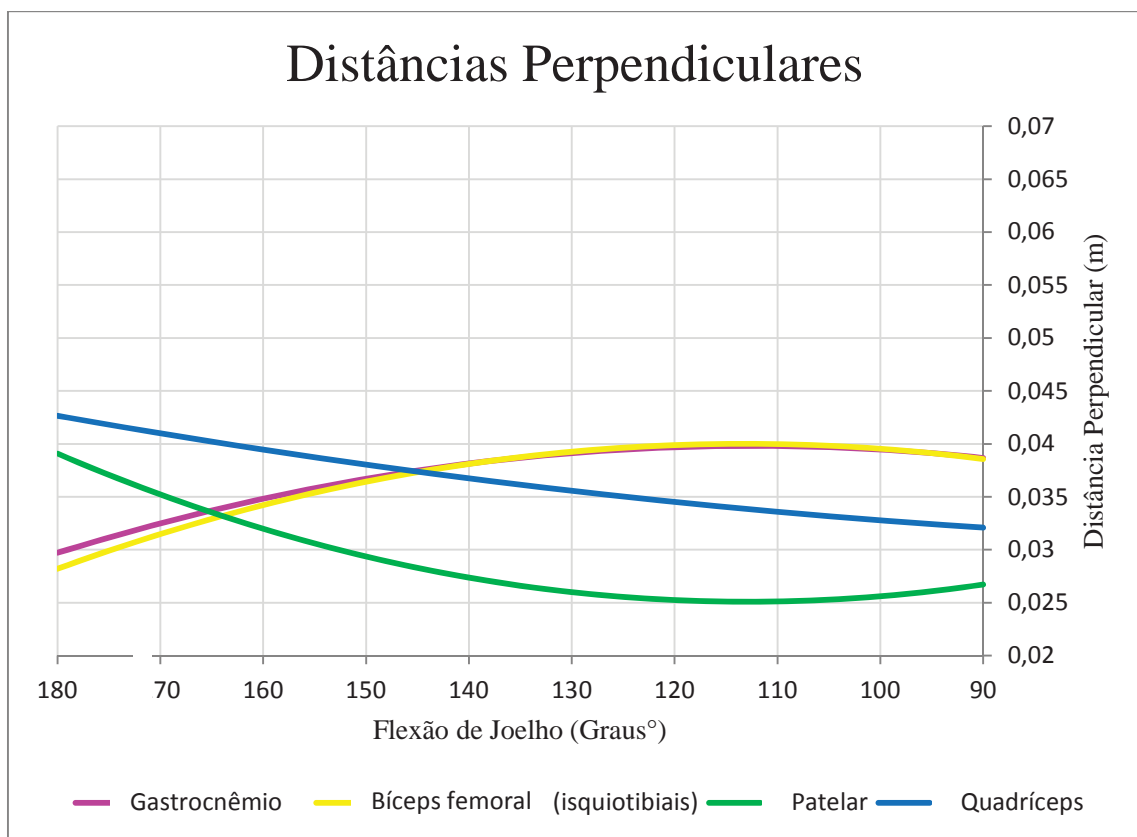


Figura 38: Distâncias perpendiculares pela flexão de joelho

Usualmente são utilizadas dissecações em cadáveres ou exames tais como: ressonância magnética, raios-x e tomografia para realizar a medição das distâncias perpendiculares dessas estruturas. O presente estudo visou alternativa confiável, que levasse em conta a altura do indivíduo e com menor custo para os pesquisadores.

As figuras seguintes mostram alguns dos principais estudos realizados nessa área, seus resultados e sucinta comparação com os achados do presente estudo.

Para o tendão patelar os valores obtidos por esse estudo variaram entre 0,04m e 0,027m. Lu et al. (1996) encontraram valores que variam de 0,047m e 0,044m, enquanto Buford et al. (1997) acharam valores que variam de 0,052m e 0,028m. Quando comparados com os demais estudos, os resultados da presente dissertação se mostram divergentes, porém é visível somente três estudos obtiveram resultados semelhantes. Essa divergência em quase todos os estudos pode ser decorrente da movimentação realizada pela patela durante a flexão de joelho. A Figura 39 mostra o gráfico de comparação realizado para o tendão patelar.

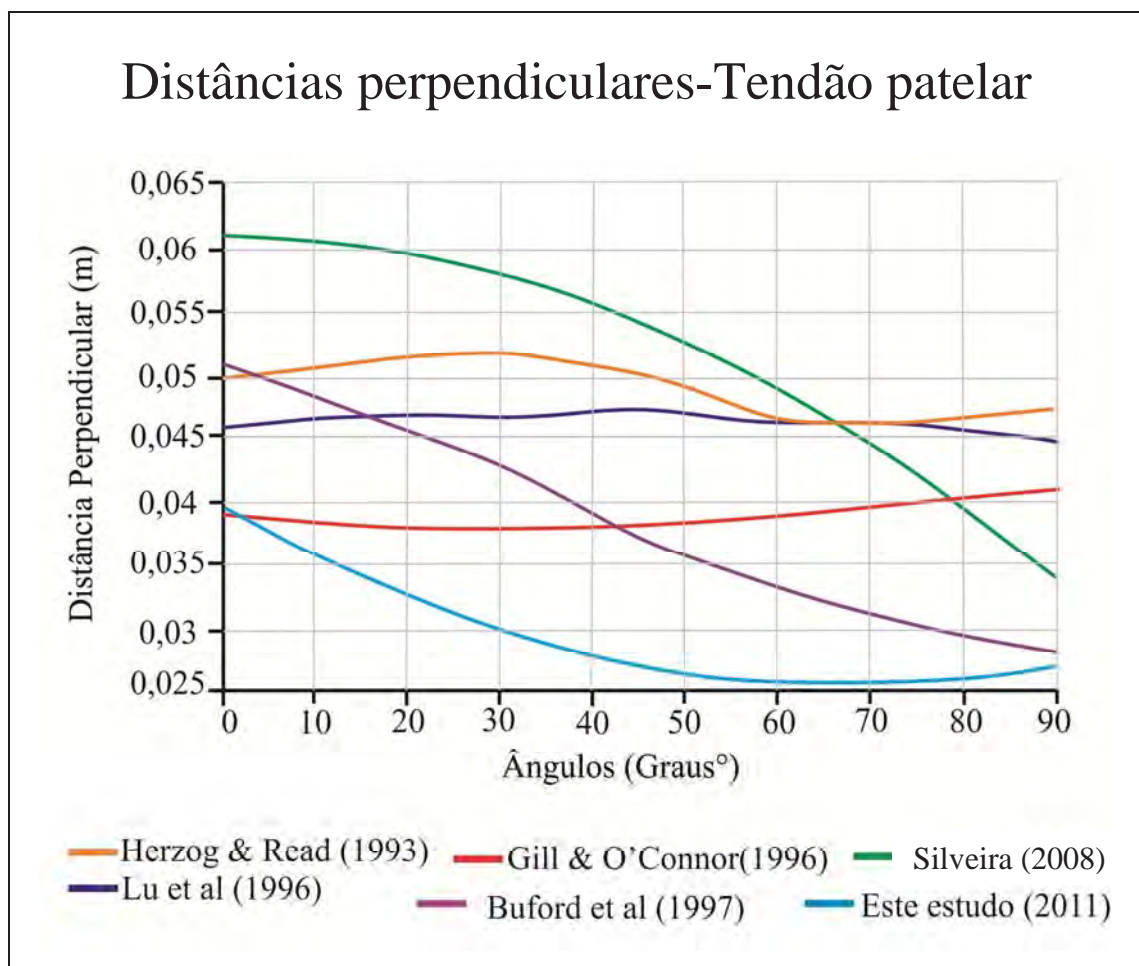


Figura 39: Comparação das distâncias perpendiculares do ligamento patelar. Adaptada de Silveira (2008)

¹A figura 39, adaptada de Silveira (2008) não apresenta todos os autores apresentados na figura original

Para o tendão do quadríceps os valores obtidos por esse estudo variaram entre 0,042m e 0,037m conforme a flexão de joelho foi realizada. Visser et al. (1990) evidenciaram uma variação entre 0,055m e 0,036m durante a flexão de joelho. Os valores achados por Buford et al. (1997) variaram entre 0,022m e 0,03m. Os valores encontrados por Silveira (2008) foram os que mais divergiram dos demais, variando entre 0,12m e 0,03m.

A pequena variação nos valores encontrados entre os estudos de Visser et al. (1990) e Buford et al. (1997) e a presente dissertação pode ter ligação com a altura total do sujeito pesquisado, porém os valores encontrados nessa dissertação se colocam entre os valores apresentados pelos dois autores. A Figura 40 mostra o gráfico de comparação realizado para o tendão do quadríceps.

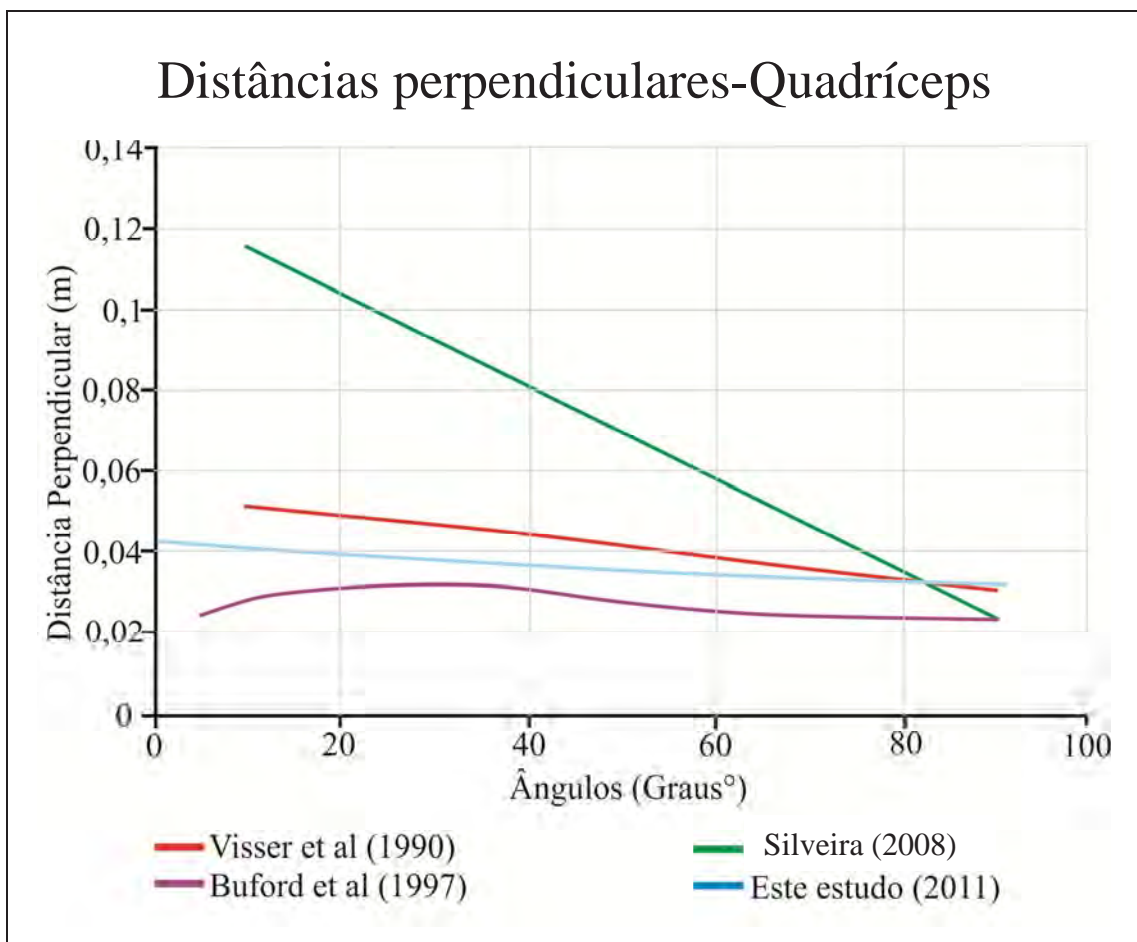


Figura 40: Comparação das distâncias perpendiculares do quadríceps. Adaptada de Silveira (2008)

²A figura 40, adaptada de Silveira (2008) não apresenta todos os autores apresentados na figura original

Para o tendão do gastrocnêmio os valores obtidos por esse estudo variaram entre 0,027m e 0,037m. Visser et al. (1990) evidenciaram uma variação entre 0,018m e 0,024m. Wretenberg et al. (1996) mostraram valores de distância perpendicular que variaram entre 0,039m e 0,042m. Os valores achados por Buford et al. (1997) variaram entre 0,02m e 0,035m.

Os valores encontrados por Silveira (2008) foram os que mais divergiram dos demais, variando entre 0,007m e 0,01m. Os valores para a distância perpendicular em todos os estudos foram diferentes, não sendo possível nenhuma comparação precisa, entretanto os valores achados na presente dissertação se colocam entre os valores achados nos demais estudos. A Figura 41 mostra o gráfico de comparação realizado para o tendão do gastrocnêmio.

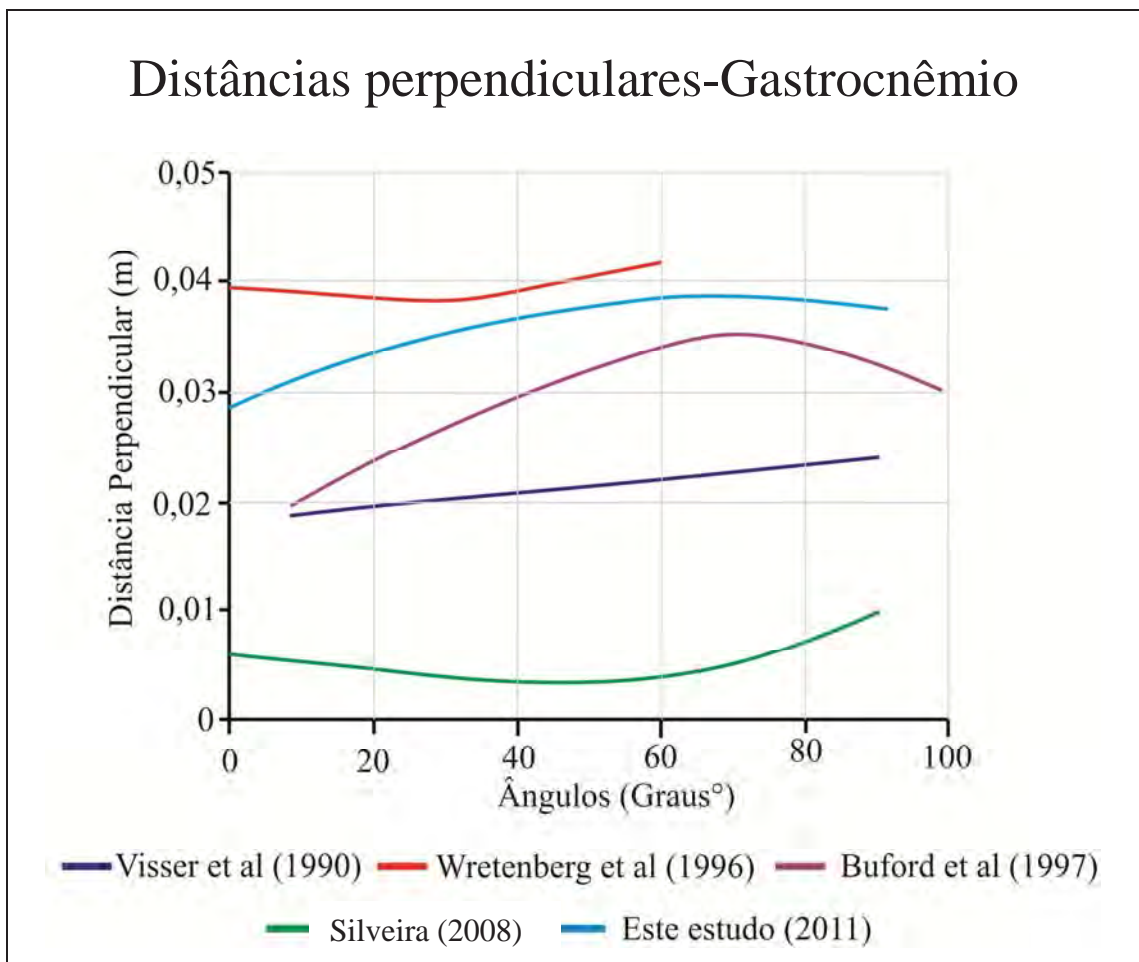


Figura 41: Comparação das distâncias perpendiculares do tendão do gastrocnêmio. Adaptada de Silveira (2008)

³A figura 41, adaptada de Silveira (2008) não apresenta todos os autores apresentados na figura original

Para o tendão dos isquiotibiais os valores obtidos por esse estudo variaram entre 0,028m e 0,038m conforme a flexão de joelho foi realizada. Todos os valores obtidos pelos estudos se divergem variando entre 0,012m e 0,04 m. O comportamento descrito pela distância perpendicular durante a flexão de joelho também é muito diferente entre os estudos sendo muito difícil a comparação entre os dados encontrados na literatura. É importante frisar que o presente estudo levou em consideração a inserção distal (inserção) do músculo bíceps femoral e os estudos consideraram a inserção distal (inserção) do músculo semitendíneo A Figura 42 mostra o gráfico de comparação realizado para o tendão dos isquiotibiais.

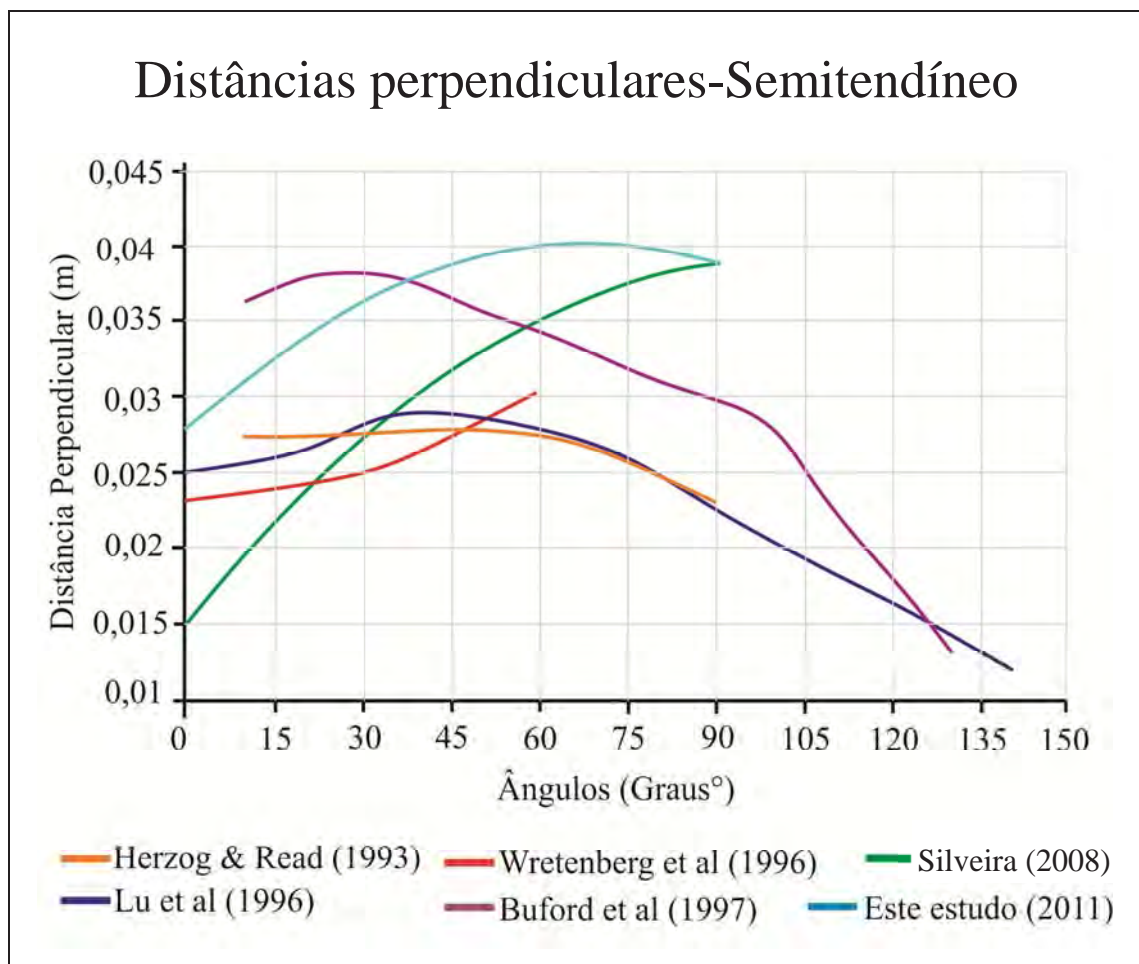


Figura 42: Comparação das distâncias perpendiculares dos isquiotibiais. Adaptada de Silveira (2008)

⁴ A figura 42, adaptada de Silveira (2008) não apresenta todos os autores apresentados na figura original

5 CONCLUSÕES

O grande desafio desse trabalho foi aplicar o método de KANE a um modelo de corpo humano a fim de analisar os torques articulares e as forças exercidas nos tendões musculares de membros inferiores durante o exercício de agachamento.

De acordo com os resultados obtidos, pode-se afirmar que os objetivos foram integralmente alcançados, visto que a adaptação do modelo biomecânico, a filmagem bidimensional (2D) e a metodologia de análise dos dados resultaram nas incógnitas desejadas e ainda nas distâncias perpendiculares dos tendões musculares.

A grande contribuição desse trabalho foi a análise detalhada das forças mecânicas envolvidas no exercício de agachamento e a consolidação desse tipo de análise através do método de KANE, esse que se mostrou alternativa confiável para estudar os movimentos corporais sem a necessidade de metodologia invasiva.

Enfim, apesar dos resultados terem sido satisfatórios é importante ressaltar que o modelamento, aquisição de dados e equacionamento podem ser melhorados. Um desafio futuro é assumir maior número de variáveis musculares e articulares para o máximo aprofundamento no assunto.

REFERÊNCIAS

ABELBECK, K. G. Biomechanical model and evaluation of a linear motion squat type exercise. **Journal of strength and conditioning research**, v. 16 p. 516-524, 2002.

ALMEIDA, R. F.; JÚNIOR, A. A. P. Avaliação funcional do joelho em praticantes de Musculação. **Conexões: revista da Faculdade de Educação Física da UNICAMP**, Campinas, v. 8, n. 2, p. 83-92, mai./ago., 2010.

ALVES, R. V. et al. Aptidão física relacionada à saúde de idosos: influência da hidroginástica. **Ver. Brasileira de Medicina do Esporte**. v.10, n.1, p.31-37. 2004

AMADIO AC: Metodologia Biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. In: AMADIO, A.C.; BARBANTI V.J., (Orgs) A Biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. Pág. 45-70, São Paulo, Editora Estação Liberdade, (2000).

AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v. 21, p. 61-85, 2007.

ANDREWS, J. G.; HAY, J. G.; VAUGHAN, C. L. Knee shear forces during a squat exercise using a barbell and a weight machine. In: *Biomechanics VIII-B*, H. Matsui and K. Kobayashi (Eds.). Champaign, IL: Human Kinetics, 1983, p. 923-927.

ARAÚJO, D. S. M. S.; ARAÚJO, C. G. S. Aptidão física, saúde e qualidade de vida relacionada à saúde em adultos. **Ver. Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 6, n. 5, set./out. 2000.

BARROS, T. L.; GUERRA, I. et al. **Ciência do futebol**. 1.ed. Barueri: Manole; 2004. 338p.

BENATTI, L. N. **Estudo da força gerada pelo grupo muscular isquiotibial e exercícios resistidos**. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos – SP, 2005.

BRAIDOT, A. A. et al. Biomechanics of Front and Back Squat exercises. In: 16th Argentine Bioengineering Congress and the 5th Conference of Clinical Engineering. 2007. Disponível em: <http://iopscience.iop.org/1742-6596/90/1/012009>
Acesso em 27 jun. 2011

BRUM, P. C. et al. Adaptações agudas e crônicas do exercício físico no sistema cardiovascular. **Ver. Paulista Educação Física**. São Paulo, v.18, p. 21-31, 2004.

CAMBRI, L. T. et al. Perfil lipídico, dislipidemias e exercícios físicos. **Ver. Brasileira Cineantropometria & Desempenho Humano**, v.8, n.3, p.100-06, 2006.

CAMPOS, M. A. **Biomecânica da Musculação**. 2.ed. Rio de Janeiro: Sprint, 2000. P.152.

CARNAVAL, P. E. **Cinesiologia da musculação**. 2.ed. Rio de Janeiro: Sprint, 2001. 144 p.

CARUNTU, D. I. et al. Modeling the Knee Joint in Deep Flexion: "Thigh and Calf" Contact. In: SUMMER BIOENGINEERING CONFERENCE, 2003, Florida Jun., 2003,p. 25-29.

CARVALHO T. et al. Posição oficial da Sociedade Brasileira de Medicina do Esporte: atividade física e saúde. **Ver. Brasileira de Medicina do Esporte.** v. 2, n.4, p.79-81, out./dez., 1996.

CATERISANO, A. R. F. et al. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. **Journal of Strength and Conditioning Research** v.16 n.3, p. 428-432, 2002

CIOLAC, E. G.; GUIMARÃES, G. V. Exercício físico e síndrome metabólica. **Revista Brasileira Med. Esporte.** v. 10, n.4, p. 319-324, jul./ago., 2004.

COIMBRA, R.G.; OLIVEIRA, L.F. Compressão intradiscal em L5/S1 no exercício de agachamento. **Revista Brasileira Atividade Física e Saúde.**v.3, n.4. p.. 27-34, 1998.

COTTER, J.A. **The effect of squat load in depth on patelofemoral joint kinetics.** 2009. 141 f. Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree Doctor of Philosophy in the Graduate School of the Ohio State University, 2009

DELAVIER, F. **Guia dos Movimentos da Musculação.** 2.ed. São Paulo: Manole, 2000. 135p.

DALLA VECCHIA, E. **Aspectos Metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano.** 1998. 127 f. Dissertação (Mestrado), Universidade de São Paulo — USP, São Paulo,1998.

ESCAMILLA, R. F. et al. Patellofemoral Joint Force and Stress during the Wall Squat and One-Leg Squat. **Medicine. Sci. Sports Exerc.** V. 41, n.. 4, p. 879-888, 2009.

ESCAMILLA, R. F. et al. A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. **Med. Sci. Sports Exerc.** V. 33, n. 6, p. 984–998, 2001.

ESCAMILLA, R. F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Med. Sci. Sports Exerc.** V. 33, n. 1, p. 127–141, 2001.

EVANS, N. **Anatomia da Musculação.** 1.ed. São Paulo: Manole, 2007. 204p.

FERRON, M.; RANCANO, J. **Grande atlas do corpo humano anatomia/histologia/patologias.** 1.ed. São Paulo: Manole, 2007. 560p.

FROHM, A.; HALVORSEN, K.; THORSTENSSON, A. Patellar tendon load in different types of eccentric squats. **Clinical Biomechanics.** V.22, p.704-711, 2007.

FROHM, A.; HALVORSEN, K.; THORSTENSSON, A. A new device for controlled eccentric overloading in training and rehabilitation. **Eur. Journal. Appl. Physiol.** V. 94, n.1–2, p.168–174, 2005.

FRY, A.C.; SMITH, J.C.; SCHILLING, B.K. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. **Journal Strength Cond. Res.** V.17, n.4, p. 629-633, 2003

GLANER, M.F. Importância da aptidão física relacionada à saúde. **Revista Brasileira Cineantropometria & Desempenho Humano.** V.5, n. 2, p.75-85, 2003

GUEDES, D.P. et al. Atividade física habitual e aptidão física relacionada à saúde em adolescentes. **Ver. Bras. Ciência e Movimento.** V. 10, n.1, p.13-21, 2002.

GUIMARÃES, G. V. et al. Interval exercise decrease 24h blood pressure more than continuous exercise in hypertension patients. In: Final program and abstract book. XVth Scientific Meeting of the Inter-American Society of Hypertension, 2003, p. 63.

HALL, S. J. **Biomecânica básica.** 5.ed. São Paulo: Manole, 2009. 560p.

HIRATA, R. P. **Análise da carga mecânica no joelho durante o agachamento.** 2006. 74 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) — Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, USP, 2006.

HUBERTI, H.H. et al. Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae. **Journal Orthopaedic Research**, v.2, n.1, p. 49-54, 1984.

KANE, T. R.; LEVINSON, D. A.. **Dynamics Theory and Applications.** 1ed. New York: McGraw-Hill, 1985. 379p.

KNUDSON, D. **Fundamentals of Biomechanics.** 2.ed. Springer, 2007, 343p.

LIMA, C. S.; PINTO, R. S. **Cinesiologia e musculação.** 1.ed.Porto Alegre: Artmed, 2006. 187p.

LOSS, J. F.et al. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 23, n. 3, pp. 93-104, 2002.

LOSS, J. F. **Efeito de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes.** 2001. 219 f. (Doutorado em Engenharia Mecânica) Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

MAIA, C. T. M.; ARAÚJO, D. M. E. Os efeitos da prática da musculação em jovens da cidade de Teresina-PI, na faixa etária dos 12 aos 16 anos. In: ANAIS DO II ENCONTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ÁREAS AFINS. Departamento de Educação Física / UFPI, 2007.

MATSUDO, S.M. et al. Nível de atividade física da população do Estado de São Paulo: análise de acordo com gênero, idade, nível socioeconômico, distribuição

geográfica e de conhecimento **Ver. Bras. Ciência e Movimento**. V. 10, n.4 , p.41-50. 2002

MERCURI, N.; ARRECHEA, V. Atualização: atividade física e diabetes mellitus. **Diabetes Clínica**, São Paulo, n.5, p.347-49, 2001.

MEYER. B. W. **A comparison of hip and knee extension torques in convencional and split squat**. 2005. 27 f. Dissertação (Master of Science). Indiana University, Indiana, 2005.

MIRANDA, H. et al. Análise da frequência cardíaca, pressão arterial e duplo-produto em diferentes posições corporais nos exercícios resistidos. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 11, n.5, p. 295-298, set./out.,2005.

MOSER, A. D. L.; MALUCELLI, M. F.; BUENO, S. N. Cadeia cinética aberta e fechada: uma reflexão crítica. **Ver. Fisioterapia. Mov.**, Curitiba, v. 23, n. 4, p. 641-650, out./dez. 2010

NETTER, F. H. **Atlas de anatomia humana**. 2.ed. Porto Alegre: Artmed, 2000. 606p.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System**. 3.ed. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins; 2001. 345p.

NUNOMURA, M.; TEIXEIRA, L. A.; CARUSO, M. R. F. Nível de estresse em adultos após 12 meses de prática regular de atividade física. **Ver. Mack. Educ. Fís. Esp.** v. 3, n.3, p.125-134, 2004.

PIRES, E.A.G. et al. Hábitos de atividade física e o estresse em adolescentes de Florianópolis-SC, Brasil. **Ver. Bras. Ciência e Movimento**. V. 12, n.1, p.51-54, jan./mar., 2004.

ROLLA, A. F. L. et al. Análise da percepção de lesões em academias de ginástica de Belo Horizonte: um estudo exploratório. **Rev. Bras. Ciência e Movimento**. V. 12, n.2, p. 7-12, jun., 2004.

ROSS, B. A Biomechanical Model for Estimating Moments of Force at Hip and Knee Joints in the Barbell Squat. CEO, MyoQuip Pty Ltd. Out. 2006. Disponível em: http://gen3kinematics.com/papers/biomechanical_model.pdf . Acesso em 02 jun.2011.

SAMPAIO-JORGE. Et al . Proposta de otimização do exercício de agachamento: uma análise eletromiográfica. In: XI Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VII Encontro Latino Americano de Pós-Graduação. Universidade do Vale do Paraíba, 2007, pag. 1868-1871.

SCUSSOLIN, T. R.; NAVARRO, A .C. Musculação, uma alternativa válida no tratamento da obesidade. **Ver. Bras. Obesidade Nutrição e Emagrecimento**. SãoPaulo, v. 1, n.6, p. 74-83, nov/dez, 2007.

SILVA, A. A. et al. Avaliação biomecânica dos movimentos da musculação: Levantamento terra e leg press inclinado. In: 4ª SEMANA DO SERVIDOR E 5ª SEMANA ACADÊMICA, 2008, Uberlândia – Brasil. Universidade Federal de Uberlândia, 2008, p.01-08.

SILVA, A. F. V. **Nível de Actividade Física, composição corporal, funcionalidade muscular e aeróbia. Um estudo entre praticantes e não praticantes de musculação.** 2009. 174 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Desporto) — Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, 2009.

SILVEIRA, L. F. **Estimativa in vivo da distância perpendicular e linha de ação de força de estruturas que cruzam a articulação do joelho.** Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2008.

SOBOTTA, J. **Atlas de anatomia humana**. 20.ed. vol 2. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. 399p.

SOBOTTA, J. **Atlas de anatomia humana**. 20.ed. vol 1. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. 413p.

SOUSA, C. O. et al. Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40°, 60° e 90° de flexão do joelho. **Ver. Brasileira Med. Esporte**, v.13 n. 5 p. 10-6, set./out., 2007.

SOUZA, R. F. C.; JÚNIOR, A. A. P. Prevalência de dor lombar em praticantes de musculação. **Revista da Unifebe (online)**. Disponível em: <http://www.unifebe.edu.br/revistadaunifebe/2010/artigo011.pdf> . Acesso em 10 mar. 2011.

SPENCE, A. P. **Anatomia humana básica**. 2.ed. São Paulo: Manole; 1991. 714p.

TAHARA, A.K.; SCHWARTZ, G. M.; SILVA, K.A. Aderência e manutenção da prática de exercícios em academias. **Revista Brasileira Ci. E Mov.**, Brasília, v.11, n.4, p. 7-12, out. / dez., 2003.

THOMPSON, C.; FLOYD, R. **Manual de Cinesiologia estrutural**. 14.ed. São Paulo: Manole, 2002. 279p.

TOMAZINI, J. E. **O método de Kane aplicado a um modelo de corpo humano para obtenção de pressão intradiscal na coluna lombar**. Tese (Livre Docente na disciplina: “Resistência dos Materiais”) – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2009.

TOMAZINI, J. E. **O modelo multicorpos aplicado a um manipulador: modelo rígido e flexível.** 1997. 126 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica – Dinâmica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1997.

WAREHAM, N. J. et al. Quantifying the association between habitual energy expenditure and blood pressure. **Internacional J. Epidemiol.** V. 29, p. 655–660, 2000.

WINTER, D. A.. **Biomechanics and motor control of human movement.** 2.ed. New York: John Wiley & Sons, 1990. 227p.

WRETENBERG, P. et al. Joint moments of force and quadriceps activity during squatting exercise. **Scand. Journal Medicine Science Sports.** V.3 p.244 –250, 1993.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. **Journal of Biomechanics.** V.38, p.981-992, 2005.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics.** V. 35, n.4, p. 543-548, 2002.

ZERNICKE, R.F. The emergence of human biomechanics. In: Brooks, G.A. Perspectives on the academic discipline of physical education. **Human Kinetics Pub.,** 124-136, 1981.

ZWERVER, J.; BREDEWEG, S. W.; HOF, A.L. (2007). Biomechanical analysis of the single-leg decline squat. **Br Journal Sports Med.** V. 41, p.264-8, 2007.

APÊNDICE A – Programa em Autolev

PROGRAMA DE AUTOLEV PARA OBTENÇÃO DAS FORÇAS NAS ARTICULAÇÕES DO MEMBRO INFERIOR

!PARÂMETROS INICIAIS

DOF(1)

FRAMES(A,B,C,D,E)

MASS(A,MA,B,MB,C,MC,D,MD,E,ME)

INERTIA(A,IA3,0,IA3,0,0,0)

INERTIA(B,IB3,0,IB3,0,0,0)

INERTIA(C,IC3,0,IC3,0,0,0)

INERTIA(D,ID3,0,ID3,0,0,0)

INERTIA(E,IE3,0,IE3,0,0,0)

POINTS(O,P1A,P1B,P2B,P2C,P3C,P3D,P4,P5)

MASSLESS(O,P1A,P1B,P2B,P2C,P3C,P3D,P4,P5)

CONST(LA,LB,LC,LD,LE,G,LAS,LBS,LCS,LDS,LES)

!

!W=PESO DAS MASSAS, BRAÇOS E MÃOS

!

CONST(W,R)

!

!VARIÁVEIS ESPECIFICADAS E AUXILIARES

!

SPECIFIED(QA,QB,QC,QD,QE)

AUXILIARY(U2,U3,U4,U5,U6,U7,U8,U9,U10,FNB,FVB,TAB,FNC,FVC,TBC,FND,
,FVD,TCD)

!

!EQUAÇÕES DIFERENCIAIS CINEMÁTICAS SEM EFEITO

TETA'=U1

!SISTEMA DE REFERÊNCIAS - TRANSFORMAÇÕES

SIMPROT(N,A,3,QA)

SIMPROT(N,B,3,QB)

SIMPROT(N,C,3,QC)

SIMPROT(N,D,3,QD)

SIMPROT(N,E,3,QE)

DIRCOS(A,B)

DIRCOS(A,C)

DIRCOS(A,D)

DIRCOS(A,E)

DIRCOS(B,C)

DIRCOS(B,D)

DIRCOS(B,E)

DIRCOS(C,D)

DIRCOS(C,E)

DIRCOS(D,E)

!

!VETORES POSIÇÃO

POASTAR=LAS*A2

POP1A=LA*A2

PP1BBSTAR=LBS*B2

PP1BP2B=LB*B2

PP2CCSTAR=LCS*C2

PP2CP3C=LC*C2

PP3DDSTAR=LDS*D2

PP3DP4=LD*D2

PP4ESTAR=LES*E2

PP4P5=LE*E2

!

!VELOCIDADES LINEARES DOS PONTOS E ANGULARES DOS CORPOS

$$WAN=QA'*A3$$

$$WBA=(QB'-QA'+U4)*B3$$

$$WBN=ADD(WBA,WAN)$$

$$WCB=(QC'-QB'+U7)*C3$$

$$WCN=ADD(WCB,WBN)$$

$$WDC=(QD'-QC'+U10)*D3$$

$$WDN=ADD(WDC,WCN)$$

$$WEN=QE'*E3$$

$$VON=0$$

$$V2PTS(N,A,O,P1A)$$

$$V2PTS(N,A,O,ASTAR)$$

$$VP1BP1A=U2*B2+U3*B1$$

$$VP1BN=ADD(VP1AN,VP1BP1A)$$

$$V2PTS(N,B,P1B,BSTAR)$$

$$V2PTS(N,B,P1B,P2B)$$

$$VP2CP2B=U5*C2+U6*C1$$

$$VP2CN=ADD(VP2BN,VP2CP2B)$$

$$V2PTS(N,C,P2C,CSTAR)$$

$$V2PTS(N,C,P2C,P3C)$$

$$VP3DP3C=U8*D2+U9*D1$$

$$VP3DN=ADD(VP3CN,VP3DP3C)$$

$$V2PTS(N,D,P3D,DSTAR)$$

$$V2PTS(N,D,P3D,P4)$$

$$V2PTS(N,E,P4,ESTAR)$$

$$V2PTS(N,E,P4,P5)$$

!

!ACELERAÇÕES LINEARES DE PONTOS E ANGULARES DE CORPOS

$$U2=0$$

$$U3=0$$

$$U4=0$$

$$U5=0$$

$$U6=0$$

$$U7=0$$

$$U8=0$$

$$U9=0$$

$$U10=0$$

$$AON=0$$

$$AASTARN=DERIV(VASTARN,T,N)$$

$$ABSTARN=DERIV(VBSTARN,T,N)$$

$$ACSTARN=DERIV(VCSTARN,T,N)$$

$$ADSTARN=DERIV(VDSTARN,T,N)$$

$$AESTARN=DERIV(VESTARN,T,N)$$

$$AP4N=DERIV(VP4N,T,N)$$

$$ALFAN=DERIV(WAN,T,N)$$

$$ALFBN=DERIV(WBN,T,N)$$

$$ALFCN=DERIV(WCN,T,N)$$

$$ALFDN=DERIV(WDN,T,N)$$

$$ALFEN=DERIV(WEN,T,N)$$

!

!FORCAS E TORQUES!

$$FORCE(O)=MA*G*N2+MB*G*N2+MC*G*N2+MD*G*N2+ME*G*N2+W*N2$$

$$FORCE(P1A/P1B)=FNB*B2+FVB*B1$$

$$FORCE(P2B/P2C)=FNC*C2+FVC*C1$$

$$FORCE(P3C/P3D)=FND*D2+FVD*D1$$

$$TORQUE(A/B)=TAB*B3$$

$$TORQUE(B/C)=TBC*C3$$

$$TORQUE(C/D)=TCD*D3$$

FORCE(ASTAR)=-MA*G*N2

FORCE(BSTAR)=-MB*G*N2

FORCE(CSTAR)=-MC*G*N2

FORCE(DSTAR)=-MD*G*N2

FORCE(ESTAR)=-ME*G*N2

FORCE(P4)=-W*N2

!

! FORCAS ATIVAS E DE INERCIA GENERALIZADAS

FR

FRSTAR

F1STAR=U1'

!

KANE

!

! VARIAVEIS DE SAIDA

FTN=RIGHT(FNB)/2

FTC=RIGHT(FVB)/2

TT=RIGHT(TAB)/2

FJN=RIGHT(FNC)/2

FJC=RIGHT(FVC)/2

TJ=RIGHT(TBC)/2

FQN=RIGHT(FND)/2

FQC=RIGHT(FVD)/2

TQ=RIGHT(TCD)

VA=DOT(VP4N,N2)

!

PP2CDSTAR=ADD(PP2CP3C,PP3DDSTAR)

PP2CP4=ADD(PP2CP3C,PP3DP4)

PP2CESTAR=ADD(PP2CP4,PP4ESTAR)

PP3DESTAR=ADD(PP3DP4,PP4ESTAR)

```
MQ1=CROSS(PP3DDSTAR,-MD*G*N2)
MQ2=CROSS(PP3DP4,-W*N2)
MQ3=CROSS(PP3DESTAR,-ME*G*N2)
MQVET=ADD(MQ1,MQ2,MQ3)
MQD=DOT(MQVET,N3)
MQ=-RIGHT(MQD)
MJ1=CROSS(PP2CCSTAR,-MC*G*N2)
MJ2=CROSS(PP2CDSTAR,-MD*G*N2)
MJ3=CROSS(PP2CP4,-W*N2)
MJ4=CROSS(PP2CESTAR,-ME*G*N2)
MJVET=ADD(MJ1,MJ2,MJ3,MJ4)
MJD=DOT(MJVET,N3)
MJ=-0.5*RIGHT(MJD)
!
CONTROLS(TT,TJ,TQ,FI,FQ,FG,MJ,MQ,VA)
UNITS(QA,DEG,QB,DEG,QC,DEG,QD,DEG,QE,DEG)
CODE(AGT,SUBS)
```

APÊNDICE B - Termo de consentimento livre e esclarecido

Você está sendo convidado (a) para participar, como voluntário, em uma pesquisa. Após ser esclarecido (a) sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento, que está em duas vias. Uma delas é sua e a outra é do pesquisador responsável. Em caso de recusa você não será penalizado (a) de forma alguma.

INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA

Titulo do Projeto:

Análise do exercício de agachamento utilizando o método de Kane

Pesquisador Responsável:

Rodrigo Pereira Nogueira

Eu, _____ RG _____,

abaixo assinado, concordo em participar do estudo ANÁLISE DO EXERCÍCIO DE AGACHAMENTO UTILIZANDO O MÉTODO DE KANE, como sujeito. Fui devidamente informado e esclarecido pelo pesquisador RODRIGO PEREIRA NOGUEIRA sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer penalidade ou interrupção de meu acompanhamento/ assistência / tratamento.

Local e data _____/_____/_____/_____

Assinatura do sujeito ou responsável: _____

APÊNDICE C - Coordenadas angulares durante o agachamento.

Foto N°	Coordenadas angulares (Graus°)						Tempo (s)
	QA Pé	QB Perna	QC Coxa	QD Tronco	QE Cabeça	QBC Flex. joelho	
Foto 1	68,5	-5,8	-1,7	3,2	-34,8	176,0	0,000
Foto2	68,5	-6,3	-0,4	2,3	-35,7	174,1	0,133
Foto 3	68,5	-7,0	3,4	-0,8	-37,5	169,6	0,267
Foto 4	68,5	-10,5	11,3	-5,2	-40,7	158,2	0,400
Foto 5	68,5	-13,8	18,6	-9,2	-42,4	147,6	0,533
Foto 6	68,5	-16,4	25,2	-12,4	-43,9	138,3	0,667
Foto 7	68,5	-18,9	30,7	-14,3	-45,9	130,4	0,800
Foto 8	68,5	-20,7	35,5	-16,5	-47,4	123,7	0,933
Foto 9	68,5	-22,0	39,7	-19,2	-47,1	118,3	1,067
Foto 10	68,5	-23,6	43,9	-20,9	-48,4	112,5	1,200
Foto 11	68,5	-24,8	46,6	-22,1	-49,2	108,6	1,333
Foto 12	68,5	-26,5	50,1	-23,9	-48,5	103,4	1,467
Foto 13	68,5	-27,8	53,0	-25,0	-49,3	99,3	1,600
Foto 14	68,5	-28,0	55,0	-26,7	-49,1	96,9	1,733
Foto 15	68,5	-27,9	56,8	-27,0	-50,0	95,4	1,867
Foto 16	68,5	-27,6	56,8	-27,0	-48,8	95,6	1,967
Foto 17	68,5	-27,4	55,3	-26,3	-48,5	97,4	2,067
Foto 18	68,5	-26,7	52,0	-24,2	-48,1	101,3	2,200
Foto 19	68,5	-25,5	48,3	-22,4	-48,1	106,2	2,333
Foto 20	68,5	-24,7	44,6	-21,1	-46,1	110,7	2,467
Foto 21	68,5	-24,0	41,0	-18,7	-45,9	115,0	2,600
Foto 22	68,5	-22,9	37,4	-16,6	-45,3	119,7	2,733
Foto 23	68,5	-21,7	33,6	-14,4	-44,7	124,7	2,867
Foto 24	68,5	-20,7	30,5	-12,6	-44,0	128,7	3,000
Foto 25	68,5	-19,8	26,6	-10,9	-41,2	133,7	3,133
Foto 26	68,5	-17,8	22,7	-9,0	-40,6	139,4	3,267
Foto 27	68,5	-16,2	18,9	-7,5	-38,6	144,8	3,400
Foto 28	68,5	-14,1	14,5	-5,5	-37,2	151,4	3,533
Foto 29	68,5	-11,9	10,3	-3,5	-36,0	157,8	3,667
Foto 30	68,5	-10,0	6,3	-1,0	-35,8	163,7	3,800
Foto 31	68,5	-7,7	2,9	0,6	-35,2	169,4	3,933
Foto 32	68,5	-4,9	-1,6	2,3	-34,1	176,8	4,067
Foto 33	68,5	-5,3	-1,5	2,6	-34,6	176,2	4,200

ANEXO A – Apreciação do Comitê de Ética em pesquisa



PRPPG-Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação
Comitê de ética em Pesquisa
Rua Visconde do Rio Branco, 210 Centro Taubaté-SP 12020-040
Tel (12) 3825 4143 – 3635 1233 Fax (12) 3632 2947
cepunitau@unitau.br

DECLARAÇÃO Nº 203/11

Protocolo CEP/UNITAU nº 193/11 (Esse número de registro deverá ser citado pelo pesquisador nas correspondências referentes a este projeto)

Projeto de Pesquisa: *Análise dos esforços nas articulações de membros inferiores no exercício de agachamento livre baseada no sistema multicorpo*

Pesquisador(a) Responsável: Rodrigo Pereira Nogueira

O Comitê de Ética em Pesquisa, em reunião de **10/06/2011**, e no uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o Projeto acima **Aprovado**.

Taubaté, 10 de junho de 2011

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Robison Baroni', is written over a faint, circular official stamp.

Prof. Robison Baroni

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté