



**FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO
MOVIMENTO HUMANO**

**Novas tecnologias nas Ciências do Movimento Humano:
aprimoramento do *Advanced Limits of Kinect* – ALK[®] para avaliação
cinemática e cinética do agachamento**

Orientando: Ricardo Pablo Passos

Orientador: Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior

2019

Dissertação

RICARDO PABLO PASSOS

**Novas tecnologias nas Ciências do
Movimento Humano: aprimoramento do
Advanced Limits of Kinect – ALK[®] para
avaliação cinemática e cinética do
agachamento**

Texto apresentado ao Programa de Pós-Graduação
em Ciências do Movimento Humano, da Universidade
Metodista de Piracicaba, para obtenção do título de
Mestre em Ciências do Movimento Humano

Orientador: Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior

PIRACICABA
2019

Ficha Catalográfica elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UNIMEP
Bibliotecária: Gislene Tais de Souza Sperandio- CRB-8/9596.

P289n	<p>Passos, Ricardo Pablo</p> <p>Novas tecnologias nas ciências do movimento humano: aprimoramento do Advanced Limits of Kinect – ALK® para avaliação cinemática e cinética do agachamento / Ricardo Pablo Passos. – 2019.</p> <p>73 f.: il.; 30 cm.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Guanís de Barros Vilela Junior.</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Metodista de Piracicaba, Ciências do Movimento Humano, Piracicaba, 2019.</p> <p>1. Movimento. 2. Exercícios Físicos. 3. Cinemática. 4. Cinética I. Vilela Junior, Guanís de Barros. II. Título.</p> <p>CDU – 796</p>
-------	--

RICARDO PABLO PASSOS

**Novas tecnologias nas Ciências do Movimento Humano:
aprimoramento do *Advanced Limits of Kinect - ALK*[®] para
avaliação cinemática e cinética do agachamento**

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior (UNIMEP)

Prof. Dr. Fabio da Silva Ferreira Vieira (FAIT)

Prof. Dra. Pamela Roberta Gomes Goneli (UNIMEP)

DEDICATÓRIA

Dedico esta, bem como todas as minhas demais conquistas, a **humanidade**. Em especial para meus queridos alunos e professores;

Ao amigo, irmão, pai(acadêmico) meu querido orientador **Dr. Prof. Guanis de Barros Vilela Junior**, Amigo de tantos caminhos e tantas jornadas(vencemos um câncer juntos), Me lembro de todas as lutas, meu bom companheiro, Você tantas vezes provou que é um grande guerreiro, Cabeça de homem mas o coração de menino (homem sábio que me ensinou muito), Aquele que está do meu lado em qualquer caminhada(sei que posso contar),O seu coração é uma casa de portas abertas, Amigo você é o mais certo das horas incertas; Não somos alegres nem somos tristes, somos poetas. Conta-me histórias caso eu acorde para eu tornar a adormecer, e dá-me sonhos teus para eu brincar.

Meus pais: **Miriam M. S. Pinheiro** e **Edson Pinheiro**, por toda educação me ofertada. Agradeço todas as dificuldades que enfrentamos; não fosse por elas, eu não teria saído do lugar; Não há dinheiro que pague o exemplo; nem presentes que comprem um berço!

Aos meus irmãos **Esdras Pinheiro**, **Rebeca Pinheiro** e **Miguel Pinheiro**, pois ser o irmão mais velho me deixa a responsabilidade de ser exemplo, e que vocês lutem fortemente pelos seus sonhos e nunca desistam deles, “Tu te tornas eternamente responsável por aquilo que cativas” (**Antoine de Saint-Exupéry**);

A minha querida noiva, **Jéssica Gonçalves**, pela amizade, cumplicidade, pela paciência e compreensão. Eu gostaria de lhe agradecer pelas inúmeras vezes que você me enxergou melhor do que eu sou. Pela sua capacidade de me olhar devagar, já que nessa vida muita gente já me olhou depressa demais. “Aquilo que se faz por amor está sempre além do bem e do mal.” (**Friedrich Nietzsche**)

E por fim e não menos importante dedico este trabalho aos pais de minha noiva, **Nelson Gonçalves** e **Matilde Gonçalves**, por todo carinho. A amizade duplica as alegrias e divide as tristezas. (**Francis Bacon**)

Esse trabalho é para vocês.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a toda sociedade brasileira, que com impostos que não são poucos, financiou toda minha formação no mestrado, tenho uma eterna dívida para com a educação de nosso país.

A **Ana Stockler Barros**, pelas sábias dicas e célebres frases que levarei para toda vida;

A **Ângela Stockler Vilela**, pelo carinho, conselhos e pelo apelido carinhoso que me deste “Rico”;

E todos integrantes do Núcleo de Pesquisas em Biomecânica Ocupacional e Qualidade de Vida (NPBOQV); **Ms. Leandro Borelli Camargo, Ms. Gustavo Martins, Ms. Fernanda Turrioni Costa, Dr. Mauro Guiselini, Daniel Franck, Ms. Bráulio Lima e Dr. Guanis de Barros Vilela Junior (Coordenador).**

Foi uma honra ter uma banca composta por dois Doutores em Ciências do Movimento Humano (Unimep), **Dr. Fabio da Silva Ferreira Vieira e Dra. Pamela Roberta Gomes Goneli**, uma banca de excelência e muito competente meus irmãos de profissão.

Obrigado a todos.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES – Brasil.

EPIGRAFE

“Mas eu não sabia
eu não sabia
não se pode saber tudo
mesmo que creio saber
tem horas
em que não creio. ”

Provocações
Antônio Abujamra

RESUMO

A utilização de novas tecnologias para analisar o movimento humano tem sido uma promissora área de investigação científica, seja pelo desenvolvimento e validação de novos instrumentos, através da aplicação das mesmas em diferentes situações locomotoras. **Objetivos:** 1) Aprimorar o software *Advanced Limits of Kinect* (ALK[®]) através da implementação no mesmo do cálculo do Centro de Massa (CM) no espaço tridimensional e da projeção vertical de Centro de Gravidade (PVCG). 2) Avaliar cinética e cinematicamente a execução do exercício físico / atividade física agachamento através do mesmo. **Métodos:** estudo transversal e descritivo, onde foram avaliados 30 sujeitos do sexo masculino, sendo 15 experientes com pelo menos 12 meses de prática e 15 não experientes. A pesquisa foi realizada nas dependências da Universidade Metodista de Piracicaba (Unimep). Para aquisição dos dados cinemáticos foi utilizado o ALK[®], com frequência de aquisição de 30 Hz e filtro FFT (*Fast Fourier Transform*) com frequência de corte de 7,0 Hz. Dados cinemáticos foram tratados estatisticamente através dos softwares Origin 9.0; a normalidade das variáveis foi analisada com o teste Shapiro-Wilk, o tamanho do efeito pelo teste de Cohen e a homogeneidade das variâncias com o teste de Bartlett, a comparação das médias foi realizada com o teste t pareado (ou equivalente não paramétrico se for o caso), adotando a significância de 5%. **Resultados:** Todas as variáveis cinemáticas apresentaram diferenças estatisticamente significantes em relação ao eixo Y (o principal eixo de execução do agachamento) para todos os segmentos avaliados. As variáveis cinéticas também apresentaram diferenças estatisticamente significantes em relação ao eixo Y para todos os torques de todas as articulações consideradas. O torque do CM do corpo todo apresentou diferença significativa apenas em relação ao eixo Z. Em relação ao eixo Z foram encontradas diferenças estatisticamente significantes, para variáveis cinemáticas e cinéticas, entre ambos os grupos para doze variáveis. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos para o ΔS e V_m da PVCG. **Conclusão:** Tais resultados, atestam que sujeitos experientes e sem experiência executam o agachamento de maneira diferente, resultado este provavelmente decorrente dos diferentes níveis de controle neuromotor entre eles. Outro resultado a ser destacado é que o ALK[®] mostrou acurácia para análise do exercício agachamento.

Palavras-Chave: Cinemática, Cinética, Exercício físico, Tecnologia.

ABSTRACT

The use of new technologies to analyze human movement has been a promising area of scientific investigation, by the development and validation of new instruments, through the application of the same in different locomotor situations. **Objectives:** 1) Improve the Advanced Limits of Kinect (ALK[®]) software by implementing the 3D Center of Mass (CM) calculation and Center of Gravity Vertical Projection (PVCG). 2) To evaluate kinematic and kinematically the execution of the physical exercise / squat physical activity through it. **Methods:** a cross - sectional and descriptive study, in which 30 male subjects were evaluated, 15 of which were experienced with at least 12 months of practice and 15 were non - experienced. The research was conducted at the Methodist University of Piracicaba (Unimep). In order to obtain the kinematic data, the Advanced Limits of Kinect (ALK) was used, with frequency of acquisition of 30 Hz and FFT (Fast Fourier Transform) filter with cutoff frequency of 7.0 Hz. Kinematic data were treated statistically through the software Origin 9.0; the normality of the variables was analyzed with the Shapiro-Wilk test, the size of the effect by the Cohen test and the homogeneity of the variances with the Bartlett test, the comparison of means was performed with paired t-test (or non-parametric equivalent if the case), adopting the significance of 5%. Results: All kinematic variables showed statistically significant differences in relation to the Y axis (the main axis of execution of the squat) for all the guaranteed segments. The kinetic variables also presented statistically significant differences in relation to the Y axis for all the torques of all the joints considered. The CM torque of the whole body presented significant difference only in relation to the Z axis. In relation to the Z axis, statistically significant differences were found for kinematic and kinetic variables, between both groups for twelve variables. No statistically significant differences were found between the groups for the ΔS and V_m of the PVCG. **Conclusion:** These results confirm that experienced and inexperienced subjects perform the squatting in a different way, a result probably due to the different levels of neuromotor control between them. Another result to be highlighted is that the ALK[®] showed accuracy for analysis of the squat exercise.

Keywords: Kinematics, Kinetics, Exercise, Technology.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Esquema do *set* de coleta de dados (Vista superior) **43**

LISTA DE TABELAS

Tabelas 1 – Caracterização da amostra para o grupo sem experiência .	41
Tabelas 2 – Caracterização da amostra para o grupo experiente .	42
Tabela 3 – Estatística descritiva para a posição da cabeça (m) nos eixos X, Y e Z.	45
Tabela 4 – Estatística descritiva para a posição da Coluna Torácica (m) nos eixos X, Y e Z.	46
Tabela 5 – Estatística descritiva para a posição da Coluna Lombar (m) nos eixos X, Y e Z.	47
Tabela 6 – Estatística descritiva para a posição da articulação Coxo Femoral Direita (m) nos eixos X, Y e Z.	48
Tabela 7 – Estatística descritiva para a posição da articulação Coxo Femoral Esquerda (m) nos eixos X, Y e Z.	48
Tabela 8 – Estatística descritiva para a posição do Joelho Direito (m) nos eixos X, Y e Z.	49
Tabela 9 – Estatística descritiva para a posição do Joelho Esquerdo (m) nos eixos X, Y e Z.	49
Tabela 10 – Espaço percorrido ΔS (m), tempo (s) e velocidades médias V_m (m/s) da PVCG para ambos os grupos.	50
Tabela 11 – Estatística descritiva para o torque (N.m) da cabeça nos eixos X, Y e Z.	52
Tabela 12 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Tronco nos eixos X, Y e Z.	53
Tabela 13 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Ombro Direito nos eixos X, Y e Z.	54
Tabela 14 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Ombro Esquerdo nos eixos X, Y e Z.	54
Tabela 15 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Cotovelo Direito nos eixos X, Y e Z.	56
Tabela 16 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Cotovelo Esquerdo nos eixos X, Y e Z.	56
Tabela 17 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Punho Direito nos eixos X, Y e Z.	57
Tabela 18 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Punho Esquerdo nos eixos X, Y e Z.	57
Tabela 19 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Quadril Direito nos eixos X, Y e Z.	58
Tabela 20 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Quadril Esquerdo nos eixos X, Y e Z.	58
Tabela 21 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Joelho Direito nos eixos X, Y e Z.	59
Tabela 22 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Joelho Esquerdo nos eixos X, Y e Z.	59
Tabela 23 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Tornozelo Direito nos eixos X, Y e Z.	60
Tabela 24 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Tornozelo Esquerdo nos eixos X, Y e Z.	60
Tabela 25 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do CM Corpo nos eixos X, Y e Z.	61

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1RM- Uma Repetição Máxima

3D- Tridimensional

a- Aceleração

ACSM- American College of Sport Medicine

ADM- Amplitude de Movimento

AE- Agachamento

AF- Agachamento Frontal

ALK[®]- *Advanced Limits of Kinect*

b- Braço da força

CAPES- Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

CEP- Comitê de Ética e Pesquisa

CG- Centro de Gravidade

CM- Centro de Massa

COP- Centro de Pressão

DF- Dorsiflexão

DP- Desvio Padrão

E_m- Energia Mecânica

EMG- Eletromiografia

E_{pe}- Energia Potencial Elástica

E_{pg}- Energia Potencial Gravitacional

ETM- Elemento de Tecido Mole

F- Força

FFT- *Fast Fourier Transform*

FMNN- Fatoração de Magnitude não Negativa

g- Aceleração Gravitacional

IC- Intervalo de Confiança

IMC- Índice de Massa Corporal

k- Constante Elástica

NPBOQV- Núcleo de Pesquisa em Biomecânica Ocupacional e Qualidade de Vida

OMS- Organização Mundial da Saúde

P- Potência

PF- Plataforma de Força

PVCG- Projeção Vertical de Centro de Gravidade

QV- Qualidade de Vida

SI- Sistema Internacional

SUS- Sistema Único de Saúde

T - Torque

TCLE- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TE – Tamanho do Efeito

UNIMEP – Universidade Metodista de Piracicaba

V- Velocidade

x- Deformação

Δs - Espaço Percorrido

Δt - Intervalo de Tempo

τ - Trabalho Realizado

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1 O EXERCÍCIO AGACHAMENTO	19
2.2 NOVAS TECNOLOGIAS E O EXERCÍCIO AGACHAMENTO	24
2.3 TECNICA DE EXECUÇÃO	31
2.4 CENTRO DE MASSA E CENTRO DE GRAVIDADE	33
2.5 PROJEÇÃO VERTICAL DO CENTRO DE GRAVIDADE (PVCG)	39
3 OBJETIVOS	40
4 HIPÓTESE	40
5 JUSTIFICATIVA	40
6 MÉTODOS	41
6.1 AMOSTRA	41
6.2 PROCEDIMENTO	42
6.3 AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DOS DADOS	44
6.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA	44
7 RESULTADOS E DISCUSSÕES	44
7.1 RESULTADOS CINEMÁTICOS E DISCUSSÕES	44
7.2 RESULTADOS CINÉTICOS E DISCUSSÕES	52
8 CONCLUSÕES	61
REFERÊNCIAS	63
APÊNDICE	68
ANEXO	71

1. INTRODUÇÃO

As novas tecnologias, aplicadas às Ciências do Movimento Humano, estão sendo cada vez mais disseminadas, provavelmente, em função do mais amplo acesso às mesmas, fruto de preços compatíveis com a realidade da maioria dos profissionais da área da saúde. Por exemplo, a análise tridimensional (3D) do movimento humano, requer nos ditos “padrões ouro”, equipamentos (*hardware e software*) considerados caros, fato este confirmado pelas poucas universidades no país que dispõem dos mesmos. Uma metáfora é bastante esclarecedora para este cenário: quando Henry Ford, em 1913, iniciou a produção em série de Ford T, o “padrão ouro” de transporte eram as carruagens e carroças. A história conta o resto e os cavalos agradecem ^(1,2).

O sedentarismo é na atualidade considerado como um grande fator de risco para a saúde, assim o exercício físico se tornou um fenômeno dada sua aparição em todos os meios de comunicação e existe uma ampla divulgação pelos mesmos que o exercício físico oferece melhorias fisiológicas, estéticas, mentais, psicológicas e sociais ^(3, 4).

Estudos acerca dos efeitos benéficos do exercício físico se tornam cada vez mais difundidos na literatura ⁽⁵⁾. A prática do exercício físico vem sendo relatado como uma alternativa terapêutica não medicamentosa que pode contribuir no tratamento e melhoria da qualidade de vida de portadores de doenças crônicas, promoção de saúde e prevenção até mesmo de doenças, sendo ainda capaz de potencializar o tratamento medicamentoso ^(3, 6).

A atividade física tem sido associada como fator de proteção para a saúde. Sendo atualmente reconhecida como importante recurso para políticas de promoção de saúde, e na população cada vez mais urbanizadas, os exercícios

praticados regularmente são considerados recursos importantes para manter os níveis de atividade física recomendado ⁽⁷⁾.

Atrelados ao Sistema Único de Saúde (SUS) estão alguns programas governamentais de atividade física, com o objetivo de servirem como suporte de intervenção à atenção primária a saúde ⁽⁵⁾. As recomendações feitas nas literaturas, especialmente a Organização Mundial da Saúde (OMS) e o *The American College of Sports Medicine* (ACSM), sugerem 150 minutos de atividade moderada por semana ^(8, 9).

Vale ressaltar que apesar de utilizarmos os termos atividade física e exercício físico, eles tem suas diferenças de acordo com a ACSM (2016, p. 20) em seu manual de condicionamento físico e saúde, a atividade física é definida como “[...] qualquer movimento do corpo que envolva esforço, e, portanto, exige energia além daquela necessária em repouso”, já o “exercício físico” é um outro termo que as vezes é confundido com a “atividade física” porém, esse é definido pela mesma entidade como “uma forma mais direcionada, e específica de atividade física para melhoria da saúde” ⁽⁸⁾. Ainda o termo exercício físico é definido como qualquer atividade física que mantém ou aumenta a aptidão física em geral e tem o objetivo de alcançar a saúde ⁽¹⁰⁾.

Na mesma temática Powers e Howley ⁽¹¹⁾ definem a atividade física como qualquer ação muscular, enquanto o exercício físico representa um subgrupo da atividade física planejado com o objetivo de melhorar ou manter o condicionamento físico. As definições ainda podem ser Atividade física refere-se a qualquer movimento corporal que aumente o gasto energético, o que inclui andar na rua, subir escada, fazer trabalhos físicos domésticos, fazer práticas físicas de lazer. O termo exercício físico refere-se à atividade física realizada de forma estruturada,

organizada e com objetivo específico ⁽¹²⁾. Dessa forma pode-se entender que a atividade física está contida no universo do exercício físico, portanto adotaremos o termo exercício físico / atividade física.

Assim como os benefícios da prática de exercício físico / atividade física, são intensivamente divulgados pelos profissionais da área da saúde, com a Qualidade de Vida (QV) não poderia ser diferente, é apresentada e discutida no meio científico e pelas mídias, onde buscam melhor compreensão sobre o tema. A QV tem como áreas de pesquisas os componentes físico, emocional, relações sociais e ambiente. Foi priorizado os aspectos físicos, especialmente direcionados ao exercício Agachamento, muito utilizado no meio fitness por atletas profissionais e recreacionais, relacionando-o com a qualidade de vida e assim entendendo sobre suas vantagens enquanto exercício ^(13,14,15).

É importante a avaliação biomecânica, especialmente no mundo *fitness*, uma vez que vários estudos ^(16,17,18,19,20,21,22,23,24,25,26) mostram o índice de lesões que ocorrem nas academias, clubes, centros de treinamento de alto rendimento e mesmo nas práticas amadoras do exercício físico / atividade física. Tal avaliação, também se justifica na perspectiva pedagógica, pois através da mesma pode-se orientar na execução menos lesiva do movimento sob o crivo da análise cinemática e cinética.

A cinemática é um ramo da mecânica clássica que descreve o movimento de pontos, corpos (objetos) e sistemas de corpos (grupos de objetos) sem considerar as forças que causaram o movimento ^(44,49,75,76).

A cinemática, como campo de estudo, é muitas vezes referida como a "geometria do movimento" e é ocasionalmente vista como um ramo da matemática. Um problema de cinemática começa descrevendo a geometria do sistema e

declarando as condições iniciais de quaisquer valores conhecidos de posição, velocidade e / ou aceleração de pontos dentro do sistema ^(44,49,75,76).

Em física e engenharia, a cinética é o ramo da mecânica clássica que se preocupa com a relação entre movimento e suas causas, especificamente *forças* e *torques* ^(44,49,75,76).

Biomecânica, um dos principais componentes da cinética é analisar O *centro de pressão* (COP) que é frequentemente testado usando uma plataforma de força em um laboratório. Muitos cientistas nem sempre têm acesso a esses equipamentos *caros e exclusivos*. Cientistas e estudantes de hoje se voltaram para um caminho alternativo, usando o sistema *Nintendo Wii Balance Board*[®] (WBB) como plataforma de força ^(44,49,75,76).

Os exercícios físicos / atividade física fazem parte de um conjunto de estratégias capazes de promover a saúde e a qualidade de vida ^(28,29,30,31,32,33). Em tempos de supervalorização da imagem nas redes sociais e fora delas, talvez de uma maneira nunca vista antes, onde parece prevalecer a lógica do “Ter em detrimento do ser”, mais do que nunca, a atualidade da reflexão sobre as causas que levam, por exemplo, os 5,3% da população brasileira que frequenta academias particulares, em clubes ou condomínios cujos usuários estão nas mesmas em busca da estética e sociabilidade. Nesta perspectiva, a modernidade líquida, caracterizada pela volatilidade, pode ajudar a pulverizar qualquer projeto de médio e longo prazo em relação ao exercício da autonomia dos cidadãos ⁽³⁴⁾.

Na atualidade vivemos em uma sociedade que busca no exercício físico / atividade física que, ao ser realizada de forma menos lesiva, pode aumentar longevidade do praticante, bem como gerar benefícios no condicionamento físico, por exemplo, ajuda a diminuir e controlar o desenvolvimento de tecido adiposo na

massa corporal, diminui o risco de doenças do coração, controla a pressão, previne e trata a osteoporose, previne e trata a diabetes, melhora os níveis de colesterol, aumenta a capacidade de resistência muscular, torna tendões e ligamentos mais flexíveis, traz bem-estar mental e social que ajuda no tratamento a depressão, alivia o estresse e a ansiedade, combate a insônia, ajuda a produzir serotonina, dentre outros benefícios, porém a população conduzida pelas mídias (revistas, jornais, TV, redes sociais) buscam a todo custo e sem medir esforços o corpo ideal ^(35,36,37,38).

Em 2017 ⁽³⁹⁾ 60% da população brasileira era sedentária, e os dados além de impactantes são preocupantes, pois a cada ano aumenta essa estatística. Existe uma possível explicação para isso tudo, pois em toda história humana até o século XIX, o homem já possuía acesso a alimentos industrializados, mas era em uma produção e escala reduzida, os famosos enlatados, e era preciso plantar seus próprios alimentos, que continuamos a plantar mas agora em maiores quantidades, controladas por multinacionais, também os transportes particulares à disposição na época eram cavalos, carruagens, e portanto era necessário andar, as crianças não tinham eletrônicos, apenas brinquedos em madeira, as principais brincadeiras eram de correr, pular corda, nadar, esconde-esconde e o que a criatividade permitisse.

Nessa perspectiva pode-se considerar que se tornava muito raro ter adultos e/ou crianças com sobrepeso, porém a revolução industrial, o capitalismo, os automóveis, as máquinas a vapor, os alimentos industrializados com maior acessibilidade da população e a migração de grandes massas dos campos para as capitais, a um ritmo de vida que, hoje em dia, torna-se fácil ter alimentos em fartura com grande disponibilidade no mercado, somado às horas sentados na frente de TVs, notebooks, *smartphones* e com deslocamento por conta dos veículos motorizados, deixando assim de lado a bicicleta, a caminhada e proporcionando o

sobrepeso e sedentarismo. Neste contexto, é notória a importância da realização de atividade e exercícios físicos, por exemplo, correr, caminhar, saltar, agachar, bem como os demais existentes no universo *fitness*, para uma execução que não lesione o praticante e/ou minimize os riscos de lesões; assim, a instrumentação em biomecânica assume relevância, pois pode ajudar a elucidar o movimento ^(1,2).

Esta dissertação tem como norte aprimorar o *software* ALK[®] desenvolvido e validado por Vieira, Vilela Junior ⁷⁴⁾ capaz de calcular a posição do CM de cada segmento corporal ao longo do eixo longitudinal dos mesmos, utilizando o *hardware* Kinect[®]. Com este aprimoramento o ALK[®] dará um passo importante para a análise biomecânica em diferentes contextos, tais como treinamento esportivo, reabilitação, ortopedia, universo *fitness*, dentre outros. O mesmo será aprimorado através da implementação no mesmo do cálculo do Centro de Massa (CM) no espaço tridimensional e da projeção vertical de Centro de Gravidade (PVCG).

O ALK[®] tem si consolidado como uma ferramenta confiável para ser utilizado em pesquisas que têm como um de seus objetivos a redução do sedentarismo e a promoção da saúde, posto que o mesmo que capaz de fornecer dados biomecânicos de uma ampla gama de movimentos locomotores, realizados no mundo do trabalho, nos esportes, na recreação e nas atividades cotidianas.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 O EXERCÍCIO AGACHAMENTO

Neste contexto optou-se primeiramente por uma brevíssima revisão sobre o exercício agachamento, afinal, o mesmo foi escolhido para viabilizar e avaliar o aprimoramento do ALK[®] proposto neste trabalho.

O agachamento é um exercício popular para o desenvolvimento de força e potência das extremidades inferiores. No entanto, este exercício tem riscos potenciais de lesão, particularmente na coluna lombar, pelve e articulação do quadril.

A pesquisa a seguir sugere os apoios para o calcanhar como um meio de ajustar favoravelmente a cinemática do tronco e da pelve com a intenção de reduzir tais riscos de lesão. No entanto, não existe pesquisa biomecânica direta para apoiar essas recomendações. A suposição de que o agachamento, por ser muito popular nas academias, é de simples execução traz consigo uma falta de conhecimento biomecânico do mesmo, falta esta que fica patente diante do fato de que a disciplina biomecânica não é oferecida na maioria dos cursos de graduação em Educação Física no Brasil, e não raro quando a mesma está presente na grade curricular os conteúdos trabalhados são na realidade de Cinesiologia e não de biomecânica⁽⁷⁷⁾. Além disso, empiricamente, basta observar as orientações comumente errôneas, sob o ponto de vista biomecânico, que os alunos/clientes recebem nas escolas, academias, clubes dentre outros espaços.

Trata-se de um exercício de alta complexidade e como já destacamos resultados contraditórios, exigem cautela em afirmações que queiram mapear a “*técnica perfeita*” do agachamento. Não existe técnica perfeita, existe a melhor

técnica que diferentes sujeitos em diferentes contextos realizam o agachamento de forma particular ^(1,2).

Nairn et al., ⁽⁴⁰⁾ pesquisaram a importância de como os movimentos e atividade muscular são afetados pela localização da instabilidade durante um exercício de agachamento, para isso os treinos de agachamento usando dispositivos de instabilidade tornou-se cada vez mais populares. Este estudo analisou os efeitos da localização da instabilidade (de cima para baixo, de baixo para cima e sem instabilidade) durante um exercício de agachamento em termos de cinemática e ativação muscular. O agachamento foi realizado com uma barra olímpica em uma superfície estável, uma barra olímpica em um bozu (de baixo para cima) e um cilindro cheio de água em solo sólido (de cima para baixo). No geral, a mudança da localização da instabilidade durante um agachamento mudou os padrões de movimento e ativação muscular do tronco e das extremidades inferiores. Isso fornece informações para pesquisas futuras sobre reabilitação, aprendendo técnicas adequadas de agachamento e para cenários específicos de treinamento, apesar dos pesquisadores não terem optado em avaliar também o nível de instabilidade que a água forneceu ao sistema.

Segundo Charlton ⁽⁴¹⁾, o objetivo de seu estudo foi examinar os efeitos dos apoios de calcanhar em comparação com os pés descalços em agachamentos com barra. A amostra de 14 homens treinados realizou um agachamento com os pés descalços ou com os pés levantados bilateralmente com um bloco de madeira de 2,5 cm, enquanto a cinemática 3D, a cinética e EMG foram coletados. O apoio para o calcanhar provocou significativamente menos ângulos de flexão do tronco para frente no pico de flexão do joelho e dos momentos externos da articulação do quadril, por fim, não foram encontradas diferenças médias na atividade muscular

entre as condições e seus resultados dão suporte às sugestões fornecidas na literatura para a utilização de apoios para calcanhar como meio de reduzir a flexão excessiva do tronco para frente, mas não para a redução na flexão relativa do tronco pelve durante o agachamento posterior com barra.

Kernozek et al.,⁽⁴²⁾ estudaram o estresse articular no deslocamento anterior dos joelhos no exercício agachamento, o mesmo é utilizado em reabilitação para a síndrome da dor patelofemoral, o objetivo foi analisar duas formas de execução do exercício, 1) mantendo os joelhos a trás dos dedos dos pés, 2) e passando os joelhos a frente dos dedos dos pés. A amostra de 25 mulheres saudáveis, e seus resultados foram que as magnitudes de estresse na articulação patelofemoral, força de reação e força de quadríceps foram maiores quando os joelhos passavam os dedos dos pés em comparação com a técnica que não ultrapassava. E que esta técnica de não passar os dedos dos pés com os joelhos seus ângulos de flexão do mesmo, flexão do quadril e dorsiflexão do tornozelo eram reduzidos. Concluíram que tal estratégia minimiza a translocação para frente do joelho durante o agachamento para pacientes que podem ter a síndrome da dor patelofemoral.

Segundo Campos et al.,⁽⁴³⁾ que investigaram curvatura da coluna lombar durante os agachamentos, tinham como possível hipótese que a curvatura lombar tem padrões diferentes em diferentes níveis da coluna, dependendo da técnica de agachamento utilizada. O objetivo dos autores foi analisar o comportamento da curvatura da coluna lombar durante o agachamento (com *feedback* relativo às posições do joelho ultrapassando ou não os dedos dos pés, respectivamente), utilizando um novo método investigativo. O movimento da coluna foi coletado por meio de análise tridimensional em 19 participantes (11 homens e oito mulheres). A lombar apresenta uma flexão da postura de pé neutra para o ponto mais profundo

do movimento; mas para a lombar inferior a flexão é menos intensa se os joelhos se movimentarem anteriormente passando os dedos do pé. O tronco e a região lombo sacra inclinam-se para frente nas duas técnicas de agachamento e esses efeitos também são reduzidos em agachamentos irrestritos. A coluna lombar inferior parece estar menos sobrecarregada durante o agachamento sem restrições.

Já Fuglsang et al., ⁽⁴⁵⁾ analisaram o efeito da mobilidade do tornozelo e do tronco, no agachamento traseiro. Estudos anteriores mostraram que ângulos de tronco mais altos (menos inclinados para frente) geram menos tensão na região lombar; assim, parece apropriado investigar os fatores que supostamente influenciam no ângulo do tronco, como a mobilidade do tornozelo e as relações de segmento entre a coluna torácica, coxas e pernas influenciam o ângulo do tronco no agachamento traseiro. Onze homens adultos realizaram 3 repetições em aproximadamente 75% de Uma Repetição Máxima (1RM) no agachamento para uma posição paralela (coxas na horizontal) ou inferior. A mobilidade do tornozelo mostrou correlacionar-se significativamente negativamente com o ângulo do tronco, mostrando assim que um sujeito com amplitude máxima de movimento maior no tornozelo tinha um tronco mais ereto. Este estudo não conseguiu encontrar uma correlação significativa entre as proporções do tornozelo e o ângulo do tronco. Além disso, quando combinados, não foi encontrada relação significativa entre a mobilidade do tornozelo, as relações de comprimento do segmento e o ângulo do tronco.

Glassbrook et al., ⁽⁴⁶⁾ analisaram os agachamentos com barras altas e barras baixas, com análise biomecânica, pois nenhum estudo anterior comparou as diferenças de força de reação do ângulo articular e do solo (força vertical) entre o

agachamento retro alto e o dorso inferior acima de 90% 1RM. Suas descobertas sugerem que os praticantes que buscam enfatizar a musculatura mais forte do quadril devem considerar o levantamento dorso inferior, além disso, quando o objetivo é levantar a maior carga possível, esta posição pode ser melhor. Por outro lado, o agachamento retro alto é mais adequado para replicar movimentos que exibem uma posição do tronco mais ereta, para colocar mais ênfase na musculatura associada da articulação do joelho.

Segundo Farrell ⁽⁴⁷⁾ não existe consenso sobre qual profundidade de agachamento é a mais ideal. Este estudo tentou determinar qual das duas profundidades de agachamento (90 graus de flexão do joelho e 45 graus de flexão do joelho) se correlacionaria com tempos de *sprint* superiores e desempenho no exercício. A conclusão foi que se pode optar por executar o agachamento em qualquer profundidade. Isso poderia permitir a preferência individual de agachamento na profundidade e variabilidade do programa. Por exemplo, indivíduos mais altos muitas vezes têm dificuldade em obter flexão profunda do joelho.

Demers et al., ⁽⁴⁸⁾ buscaram entender o efeito da distância entre os pés no sentido mediolateral e da antropometria na amplitude articular do movimento, dos membros inferiores durante um agachamento; teve como objetivo avaliar se a alteração da largura de apoio tem efeito sobre a amplitude de movimento da flexão do quadril, flexão do joelho e dorsiflexão do tornozelo durante um agachamento sem carga e se esses movimentos articulares são afetados pelas diferenças antropométricas, 32 adultos jovens e saudáveis realizaram agachamentos sem carga em três diferentes larguras de apoio, normalizadas para a largura pélvica. Os ângulos articulares foram avaliados usando sensores de captura de movimento

eletromagnético no sacro, coxa, perna e pé da perna dominante. Concluíram que os ângulos articulares tendem a ser maiores quando a largura de apoio é mais estreita, com efeitos mais significativos na dorsiflexão do tornozelo. Uma relação tronco / coxa maior (tronco relativamente longo) também tendeu a estar associada a ângulos do tornozelo e joelho mais baixos, enquanto uma relação coxa / comprimento maior (coxa relativamente longa) tendeu a estar associada a ângulos de tornozelo e joelho mais altos, duas larguras de apoio mais estreitas.

Estudos de Sinclair et al.,⁽⁵⁰⁾ com o objetivo de averiguar a ação dos músculos quadríceps e isquiotibiais durante os agachamentos, utilizaram a análise cinemática tridimensional. Com amostra composta por 18 homens adultos foram avaliados com 1 RM de $122,7 \pm 16,4$ e $88,7 \pm 13,9$ kg para os elevadores de agachamento. A cinemática dos isquiotibiais e do músculo quadríceps foi determinada durante situações cinéticas utilizando dados de captura de movimento, além da cinemática segmentar e articular. Os resultados mostraram que não houve diferenças cinemáticas nas articulações e segmentos / articular entre agachamento frontal e traseiro e nem no recrutamento da musculatura do quadríceps e isquiotibiais.

2.2 NOVAS TECNOLOGIAS E O EXERCÍCIO AGACHAMENTO

Serão referenciados, a partir deste ponto da revisão da literatura, estudos que recorreram a novas tecnologias para analisar o exercício agachamento, uma clara consonância com o objetivo da utilização do ALK[®], enquanto instrumento inovador para análise do movimento.

Stevens Jr e et al.,⁽⁵¹⁾ realizaram uma pesquisa inovadora onde um aplicativo foi desenvolvido e validado para detecção automática de movimentos de agachamentos. Para isto estudaram a biomecânica do agachamento pela análise

de movimento com a identificação dos eventos: início da descida, transição entre descida / subida e final da subida. A identificação automatizada reduz o tempo necessário para processar ensaios, permitindo a consistência entre os estudos. O objetivo deste estudo foi desenvolver critérios para a identificação de eventos e aplicá-los a dois protocolos de agachamento. A amostra de trinta e quatro indivíduos com displasia do quadril e 41 sujeitos foram incluídos neste estudo. Os pesquisadores analisaram as formas de onda cinemáticas / cinéticas de um subconjunto de ensaios para desenvolver critérios de avaliação do joelho no plano sagital e a projeção vertical do centro de massa. Concluíram que os critérios desenvolvidos para a detecção automática de eventos de agachamento foram altamente confiáveis para os pesquisadores e para os praticantes.

Fox em 2017 ⁽⁵²⁾ pesquisou o agachamento através da biomecânica do joelho e tornozelo durante o exercício com os calcanhares apoiados e não apoiados no chão, com e sem deslocamento de peso corporal. Para isto recorreu às seguintes tarefas: 1) um teste de agachamento, em seguida, mantendo os calcanhares no chão. 2) um teste de agachamento, em seguida, levantando os calcanhares do chão. 3) um agachamento asiático com deslocamento de peso. 4) um agachamento *catcher* com o peso mudando. Os principais resultados foram: os músculos quadríceps e tibiais anteriores apresentaram mais atividade durante o agachamento asiático, enquanto ambas porções do gastrocnêmio experimentaram mais atividade durante o agachamento *catcher*. O pesquisador constatou que enquanto os voluntários do sexo masculino tendiam a ter maiores momentos de extensão do joelho, flexão do joelho e flexão plantar do tornozelo do que os voluntários do sexo feminino, não houve diferença significativa entre qualquer um dos momentos articulares, ângulos ou atividades musculares.

Mengarelli e et al., ⁽⁵³⁾ pesquisaram o equilíbrio através do exercício de agachamento. O comportamento do centro de pressão (COP) e sua parametrização é comumente usada para descrever e analisar o agachamento. Esta pesquisa objetivou comparar os dados do COP, obtidos através da *Wii Balance Board* (WBB) e de uma plataforma de força (PF). Quarenta e oito sujeitos realizaram um agachamento, sendo a fase descendente analisada.

Os resultados mostraram uma correlação (r) muito alta e diferenças limitadas do erro RMS entre trajetórias COP no sentido anteroposterior ($r > 0,99$; $1,63 \pm 1,27$ mm) e medial lateral direção ($r > 0,98$, $1,01 \pm 0,75$ mm). Parâmetros espaciais do deslocamento do COP e pico de força de reação apresentou vieses fixos entre a WBB e a PF. Erros mostraram uma alta consistência (desvio padrão $< 2,4\%$ dos resultados da PF) e distribuição aleatória em torno da diferença média. A velocidade média é o único parâmetro que exibiu uma tendência para valores proporcionais.

Os achados deste estudo sugerem que a WBB é um dispositivo válido para a avaliação e parametrização de deslocamento do COP durante o movimento de agachamento. Esta pesquisa traz elementos que corroboram a confiabilidade da WBB para analisar o comportamento do COP nos esportes e na reabilitação.

Ainda dentro do escopo de novas tecnologias utilizadas para avaliar o exercício de agachamento Dale et al., ⁽⁵⁴⁾ pesquisaram o efeito da perturbação visual na aceleração da coxa durante o agachamento (unilateral e bilateral) com a utilização do acelerômetro de um *smartphone* acoplado na extremidade distal da coxa. Isto em duas condições: 1) visão normal e 2) perturbação visual com óculos estroboscópicos. A amostra de vinte e duas mulheres e dezesseis homens sem patologias de extremidades inferiores, foram também filmados no plano frontal. Nos

resultados destacam-se a interação significativa entre a postura unilateral e a condição visual (Normal: $9,85 \pm 0,06$; Estroboscópica: $9,86 \pm 0,07$; $p=0,008$ com um alfa de 0,25). As acelerações femorais não foram associadas ($r = 0,07$) com avaliação 2D de vídeo do ângulo de projeção no plano frontal. Tais resultados são mais uma evidência de novas tecnologias (acelerômetro no smartphone) são úteis para avaliar a qualidade do agachamento realizado.

Outro exemplo de pesquisa que recorre às novas tecnologias para analisar o agachamento foi realizado por Clément e et al.,⁽⁵⁵⁾ que utilizaram exoesqueleto com marcadores no joelho e tíbia de oito sujeitos obesos e nove não-obesos, para avaliar a cinemática desta articulação durante este movimento. O problema central de sua pesquisa decorre do fato que os tradicionais marcadores colocados sobre a pele, durante o movimento analisado, podem se mover até 30mm e 15mm em relação ao fêmur e tíbia, respectivamente. Esses movimentos, conhecidos como Elemento de Tecido Mole (ETM), é potencialmente capaz de causar grandes erros cinemáticos que podem atingir 35° para as rotações do joelho.

Os resultados mostraram que o ETM observado no fêmur foi maior nos indivíduos não obesos do que nos obesos na rotação frontal ($p=0,004$), rotação axial ($p=0,000$), deslocamento médio lateral ($p=0,000$) e anteroposterior ($p=0,019$), enquanto que o ETM observado na tíbia foi menor em indivíduos não obesos do que em sujeitos obesos para as três rotações ($p<0,05$) e deslocamento médio lateral ($p=0,015$). Os autores concluíram que o ETM no fêmur tem uma diferença significativa na abdução/adução do joelho entre os dois grupos.

Esta pesquisa levanta uma questão subjacente de grande importância em qualquer área de investigação: aquilo que, sob o ponto de vista do método, era considerado “padrão ouro”, com o surgimento e consolidação de novas tecnologias,

gradualmente vai sendo substituído por outros materiais e métodos que se consolidam e fazem a ciência avançar na medida em que, como disse Imre Lakatos⁽⁵⁶⁾, resolvem problemas.

Smale e et al.,⁽⁵⁷⁾ realizaram pesquisa que inovou com a EMG para resolver um problema com um novo método de fatoração de matriz não negativa associada que decompôs os sinais EMG em sinergias musculares. Os autores explicam que devido ao grande número de músculos usados nas atividades motoras, pode ser difícil identificar ativações musculares individuais e suas contribuições no contexto mais amplo de movimentos como o agachamento. Essa desvantagem foi recentemente abordada usando *fatoração de matriz não negativa* (FMNN) para realizar análises de sinergismo muscular, decompondo grandes quantidades de dados EMG em alguns componentes mais simples que podem ser usados para descrever os papéis musculares no movimento humano.

O objetivo foi suplementar as transformadas contínuas *wavelet* com sinergias musculares na análise da fadiga para descrever a combinação da diminuição da frequência de disparo e os perfis de ativação alterada em contrações musculares dinâmicas. Para isto 9 sujeitos saudáveis realizaram tarefas dinâmicas antes e depois de terem feito agachamentos com uma barra olímpica até a completa exaustão.

A limitação na amplitude de movimento (ADM) de dorsiflexão (DF) tem sido usualmente reportada com elemento central na eficiência de realizar agachamentos, Rabin et al.,⁽⁵⁸⁾ utilizaram tal limitação para identificar sujeitos aptos a realizar tal exercício com o menor risco de lesão possível. Para isto recorreram a 53 participantes saudáveis que foram submetidos a um teste de agachamento elevado (AE) e um teste de agachamento frontal (AF) além de testes bilaterais de

suporte do peso no tornozelo. Os participantes cuja ADM da DF caiu abaixo de 1 DP da média da amostra foram considerados limitados pela ADM da DF. Tal pesquisa traz um exemplo de um teste simples e que pode, ao ser utilizado, para fazer uma triagem dos sujeitos aptos a treinar o agachamento com o melhor nível de segurança possível.

É com intencionalidade de trazer à tona, mais uma vez, a complexidade do exercício de agachamento que destaca se a última pesquisa desta revisão. Realizada por Vigotsky e et al., ⁽⁵⁹⁾ que estudaram os aspectos biomecânicos, antropométricos e psicológicos determinantes da força durante o agachamento. Com amostra composta por 21 participantes em idade escolar (14 homens e 7 mulheres; idade = 23 ± 3 anos). A primeira coleta de dados consistiu em testes antropométricos, psicométricos e um agachamento bilateral com uma repetição máxima (1RM). Na segunda coleta de dados, os participantes realizaram um teste de dinamometria isométrica para os extensores do joelho, quadril e coluna vertebral, em uma posição específica. Utilizaram a regressão linear múltipla e correlações para investigar as relações combinadas e individuais entre variáveis biomecânicas, antropométricas e psicológicas e 1RM de agachamento.

A regressão múltipla revelou apenas um determinante estatisticamente preditivo: massa livre de gordura normalizada para altura. Os coeficientes de correlação para variáveis individuais e 1RM de agachamento variaram de $r = -0,79$ a $0,83$, com preditores biomecânicos, antropométricos, experienciais e sexuais, mostrando as relações mais fortes e variáveis psicológicas exibindo os relacionamentos mais fracos. Os autores sugerem que a força de agachamento em uma população heterogênea é multifatorial e mais relacionada a variáveis físicas do que psicológicas. É evidente que aparentemente estes achados sejam óbvios,

mas talvez uma análise multifatorial com populações menos heterogêneas trouxesse resultados capazes de fornecer a evidência científica de aspectos psicológicos no agachamento. Esta pesquisa tem sua relevância à medida que deixa claro uma regressão múltipla não apresenta sensibilidade para detectar o que hipoteticamente queriam mostrar.

Tais estudos evidenciam a importância do desenvolvimento de novas tecnologias e o impacto que as mesmas apresentam na elucidação de aspectos até então dúbios em relação a biomecânica do exercício físico que no escopo da presente pesquisa é o agachamento.

Portanto neste contexto o ALK[®] é inovador e confiável enquanto instrumento de análise biomecânica do movimento locomotor humano uma vez que o mesmo é capaz de obter dados cinemáticos (deslocamentos, velocidades, acelerações) e cinéticos (torques, forças, potências, projeção vertical do centro de gravidade, energia mecânica, energia potencial gravitacional, energia cinética, dentre outras).

2.3 TÉCNICA DE EXECUÇÃO

Não existe consenso em relação à técnica utilizada na execução do Agachamento; notadamente a relação dos parâmetros biomecânicos, que precisam ser controlados pelo sistema nervoso central, parametrizam a força exercida pelos músculos, o controle dos graus de liberdade, a aceleração e a velocidade dos segmentos corporais envolvidos ^(60,65,66).

No treinamento de força e condicionamento físico, o agachamento é um exercício eficiente para os membros inferiores atuando também no core. São ativados os músculos dos complexos articulares do quadril, joelho e tornozelo ^(60,61), o “padrão” de movimento *Agachamento* é um dos mais versáteis de todos os “padrões” de movimento humano e pode ser definido como “*um movimento de sentar*”. Envolve movimentos da posição em pé para uma posição onde os joelhos são parcialmente ou totalmente flexionados ⁽⁶²⁾.

O “padrão” de movimento agachamento é extensivamente utilizado pelos especialistas em treinamento esportivo e saúde, por causa de sua transferência para a corrida e saltos. Os exercícios que são classificados no “padrão” Agachamento, são integrantes para aumentar a resistência, força e potência dos membros inferiores bem como para reabilitação de lesões nessa região. Se executado de forma “adequada” e planejada para tal, o agachamento tem o potencial de desenvolver a estabilidade do joelho ^(60,61,62). Por outro lado, se feito de forma abusiva e sem planejamento adequado para o desenvolvimento da técnica, lesões nos joelhos e nas costas podem ocorrer. No agachamento “padrão”, é crucial ter as pernas na vertical para minimizar o estresse no joelho ⁽⁶³⁾. O agachamento é normalmente usado para melhorar a estabilidade do quadril e das coxas ⁽⁶⁴⁾.

Durante a execução do agachamento, pode ser observada atividade de isometria muscular na parte inferior das costas, na parte superior das costas, nos músculos do abdome, nos músculos estabilizadores do tronco, nos músculos costais e nos músculos dos ombros. A musculatura dos membros superiores também é essencial para o exercício e, portanto, são treinados quando executado o agachamento de forma “adequada” ⁽⁶⁴⁾.

Indivíduos interessados em treinamento de força podem utilizar o agachamento com barra em programas de treinamento e reabilitação. Entender a biomecânica do agachamento é fundamental para se utilizar o exercício “adequadamente”. Dependendo da variação do exercício, a angulação do joelho pode variar de 40 a 140°. Os benefícios da realização do agachamento não estão limitados somente a quem, o pratica regularmente, uma vez que a maioria das atividades diárias necessitam, simultaneamente, da integração coordenada de vários grupos musculares. O agachamento é considerado um dos melhores exercícios para melhorar a qualidade de vida porque ele tem a capacidade de recrutar múltiplos grupos musculares em uma simples manobra, inclusive podendo ajudar a manter a autonomia do idoso através do condicionamento das capacidades físicas vinculadas ao ato de sentar numa cadeira que é uma ação comum no dia a dia, tais como levantar pacotes e pegar crianças no colo ⁽⁶³⁾.

O exercício agachamento apresenta demandas de controle neuromotor bastante complexas, com ativação na maioria da musculatura de membros inferiores, quadril e tronco; por tais motivos o mesmo é amplamente recomendado para o condicionamento físico e promoção da saúde de diferentes populações ⁽⁶⁵⁾.

A técnica do agachamento pode ser realizada de diferentes formas e possui variações quanto seu posicionamento de tronco, membros inferiores e estratégias

articulares, onde quatro complexos articulares participam do movimento: tornozelo, joelho, quadril e coluna lombar. (Flexão plantar, Extensão do joelho, Extensão do quadril e Extensão do tronco). Segundo Boyle ^(67,68,69), os complexos articulares no corpo humano representam as principais funções em alternância entre mobilidade e estabilidade, por exemplo, o complexo articular tornozelo que está associado à mobilidade em função de seu amplo espectro de movimentos, ao passo que o joelho está associado à estabilidade. O complexo articular proximal em relação ao joelho é denominado quadril e, por sua vez, exerce a função de mobilidade, já a coluna lombar é principalmente estabilizadora do tronco em situações funcionais.

O movimento começa a partir de uma posição ortostática. Com uma barra apoiada no músculo trapézio e/ou no músculo deltoide na porção posterior ⁽⁷⁰⁾. O movimento é iniciado movendo-se o quadril para trás e flexionando os joelhos para abaixar o tronco e toda massa dos membros superiores do sujeito é suportada, chegando na posição de ângulo articular “adequada” de joelhos e quadril, para não lesionar, retornando, então, à posição ortostática.

2.4 CENTRO DE MASSA E CENTRO DE GRAVIDADE

Centro de Massa (CM) é um ponto em relação ao qual a distribuição de massa é igual em todas as direções, não dependendo do campo gravitacional; Centro de Gravidade (CG) é um ponto onde em relação ao qual a distribuição de massa é igual, porém dependente do campo gravitacional ^(44,49,75,76).

O CM e CG de uma massa qualquer estarão na mesma posição quando a mesma estiver sob ação de um campo gravitacional constante. Mas o campo gravitacional do planeta Terra não é constante, variando em função da distância até o centro do planeta, da latitude, da presença de grandes montanhas nas imediações ^(44,49,75,76).

Portanto, a rigor CM e CG estão em posições diferentes sob ação da gravidade da Terra, mas em situações práticas, muitas vezes a aceleração da gravidade é considerada constante para pontos situados próximos à superfície do planeta. Implicações nas Ciências do Movimento Humano: O peso corporal varia com a altitude, então as implicações sobre o corpo humano podem ser bastante diferentes (44,49,75,76).

Centro de Massa (CM) e Centro de Gravidade (CG) são muitas vezes comparados, ou entendidos como sinônimos, entretanto são encontrados na mesma posição quando o corpo é homogêneo, porém, o ser humano não possui um corpo homogêneo, compreender a diferença entre eles é de grande importância, para que não haja equívocos (44,49,75,76).

O centro da massa de um corpo é aquele ponto que se move quando as forças são aplicadas no corpo. O movimento de um corpo pode ser descrito como o movimento de seu centro de massa. O CM, tem movimento translacional sob a influência de forças. Se uma única força atua em um corpo e a linha de ação da força passa pelo centro de massa, o corpo terá aceleração linear, mas não possui aceleração angular, conforme afirma (44,49,71,75,76).

O cálculo da localização do CM é simples, podendo ser obtido pela equação 01.

Eq. 01

$$CM = \frac{\sum Ri \times m_i}{\sum Mi}$$

Onde: CM = Centro de massa, R_i = distância de cada ponto do segmento perpendicular ao eixo longitudinal, M_i = massa do segmento. Sendo o corpo

humano composto por diferentes biomateriais, o mesmo não é homogêneo, portanto, seu CM não coincide necessariamente com o CG, entretanto é possível calcular a localização do mesmo de cada segmento para quantificar o movimento para diferentes possibilidades de análise na biomecânica.

E quando entendido para três dimensões:

Eq. 02

$$x_{cm} = \frac{\sum_{i=1}^n m_i x_i}{M} \quad y_{cm} = \frac{\sum_{i=1}^n m_i y_i}{M} \quad z_{cm} = \frac{\sum_{i=1}^n m_i z_i}{M}$$

Onde: x , y e z são as coordenadas do CM do corpo do sujeito; m_i é a massa de cada segmento e x_i , y_i , z_i são as coordenadas do CM de cada segmento e M é a massa corporal total do sujeito.

Vários são os desdobramentos possíveis em biomecânica que podem ser obtidos a partir de da localização do CM (de segmentos corporais ou do corpo todo); serão destacadas as principais variáveis físicas que foram, de alguma forma, utilizadas nas discussões no presente estudo. São elas: Energia Potencial Gravitacional, Energia Cinética, Energia Potencial Elástica, Energia Mecânica, Velocidade, Aceleração, Torque e Potência. Não é objetivo aqui, aprofundar em conceitos da mecânica newtoniana, portanto, estão presentes, principalmente para recordar conceitos que são cruciais para a análise biomecânica.

2.4.1 Energia Potencial Gravitacional

É a energia fruto da existência de um campo gravitacional, no caso o da terra, cuja aceleração gravitacional (g) é igual a $9,82 \text{ m/s}^2$ a uma latitude de 45 graus ao nível do mar. É equivalente ao trabalho da força peso, portanto pode ser obtida em Joules pela equação 03:

Eq. 03

$$E_{pg} = m.g.h$$

Onde m é a massa em Kg do corpo em análise; g é a aceleração da gravidade no local em que o movimento acontece; h é a altura do CM em relação ao solo, medida em metros. Na biomecânica, a E_{pg} está sempre presente, afinal, vive-se sob a constante atuação da gravidade sobre o corpo de todos os sujeitos.

2.4.2 Energia Cinética

É a energia consequente da existência de movimento, estando portanto presente em todo movimento locomotor humano. É diretamente proporcional à massa do segmento corporal ou da massa total do mesmo; e ao quadrado da velocidade resultante no espaço 3D do CM destes. Assim, pode ser calculada pela equação 04:

Eq. 04

$$E_c = (mv^2)/2$$

Onde: m é a massa do segmento corporal ou do corpo todo em Kg e v é a velocidade dos mesmos em metros por segundo. A unidade de E_c no Sistema Internacional (SI) é Joules (J).

2.4.3 Energia Potencial Elástica

É a energia que está presente quando meios elásticos são deformados, ou seja, comprimidos ou alongados. É diretamente proporcional à constante de elasticidade k do biomaterial (músculos, tendões, ligamentos, ossos, dentre outros) e do quadrado da deformação x sofrida pelo mesmo. Pode ser calculada pela equação 05:

Eq. 05

$$E_{pe} = (kx^2)/2$$

Onde k é a constante elástica em N/m; x é a deformação em metros e a E_{pe} é medida em Joules. Está presente em toda contração muscular, inclusive nas

isométricas; nos tendões que tensionados armazenam E_{pe} que é utilizada como energia propulsora e quando comprimidos dissipam E_{pe} ; nos ligamentos e ossos o mesmo acontece.

2.4.4 Energia Mecânica

É por definição a somatória das energias potenciais e cinética, portanto, está presente em todo movimento humano. Pode ser calculada pela equação 06:

Eq. 06

$$E_m = E_c + E_{pg} + E_{pe}$$

Onde E_c é a energia cinética; E_{pg} é a energia potencial gravitacional e E_{pe} é a energia potencial elástica, todas medidas em Joules no SI.

2.4.5 Velocidade

É por definição a razão entre o espaço percorrido (ΔS) e o tempo gasto para percorrê-lo; estando, obviamente, presente em todo movimento locomotor humano. Pode ser calculada pela equação 07:

Eq. 07

$$V = (\Delta S) / (\Delta t)$$

Onde ΔS é medido em metros e Δt em segundos no SI.

2.4.6 Aceleração

É por definição a razão entre a variação da velocidade (ΔV) e o tempo decorrido nesta variação. Também está presente na maioria dos movimentos corporais humanos. Na mecânica clássica são definidos pelo menos cinco diferentes tipos de aceleração: centrípeta; tangencial; vetorial; gravitacional e angular. Pode ser calculada pela equação 08:

Eq. 08

$$a = (\Delta v) / (\Delta t)$$

Onde Δv é medida em m/s e Δt é medido em s, no SI.

2.4.7 Torque

É a medida da tendência rotacional ou da rotação propriamente dita em uma articulação ou complexo articular. É comumente e equivocadamente confundida com a grandeza força. Pode ser calculado pela equação 09:

Eq. 09

$$T = F \cdot b$$

Onde F é a força em N e b é o braço da força, ou seja, a menor distância entre a linha de ação da mesma e o eixo rotacional considerado medido em metros no SI; portanto, a unidade de torque no SI é N.m.

2.4.8 Potência

É a medida da energia gerada ou dissipada na unidade de tempo, portanto, também está presente em todo movimento locomotor humano; sendo muito utilizada no treinamento como indicador da eficiência biomecânica de uma articulação ou complexo articular. Sua unidade no SI é W (Watts); pode ser calculada pela equação 10:

Eq. 10

$$P = (\tau) / (\Delta t)$$

Onde, τ é energia medida em joules e Δt é o tempo decorrido em segundos no SI. Usualmente esta mesma equação pode ser escrita na forma $P = F \cdot V$.

A seguir será visto o conceito de Projeção vertical do Centro de Gravidade (PVCG), que no escopo deste trabalho possui significativa importância uma vez que a variação do mesmo em função do tempo apresenta elevada correlação com o Centro de Pressão (COP)⁽⁷²⁾.

2.5 PROJEÇÃO VERTICAL DO CENTRO DE GRAVIDADE (PVCG)

A Projeção Vertical do Centro de Gravidade (PVCG) é uma variável cinemática na análise do movimento humano. A trajetória da PVCG permite realizar inferências relativas às distribuições de cargas em diferentes estruturas do corpo; ao passo que a velocidade e aceleração da PVCG permite refletir sobre a capacidade de controle neuromotor dos sujeitos

O corpo humano quando está na posição ortostática, bipodal ou unipodal, pode ser modelado como um pêndulo invertido. Uma base pequena (pés) sustentando uma massa maior (massa corporal acima dos pés) que é bastante instável, a utilização da PVCG apresenta uma elevada similaridade com a utilização do Centro de Pressão conforme atesta Winter e et al.,⁽⁷²⁾.

CM; CG e PVCG são variáveis biomecânicas importantes na análise do movimento humano. Em situações de equilíbrio ortostático estes são de complexo controle neuromotor, pois o pêndulo invertido sustenta massa maior. Na posição sentada as demandas neuromotoras são menores, especialmente se os estabilizadores anteriores e posteriores da coluna estiverem funcionalmente bem.

A PVCG nesta pesquisa provavelmente se consolida como o principal aprimoramento do ALK[®] uma vez que com a mesma é possível realizar inferências importantes relativas ao controle neuromotor dos sujeitos em diferentes atividades locomotoras. Diante do exposto, a seguir são detalhados os objetivos deste estudo.

3. OBJETIVOS

3.1 Geral

- Aprimorar os algoritmos do ALK[®] de modo que o mesmo possa calcular a posição do CM de segmentos corporais ou do corpo todo.

3.2 Específicos

- Realizar análise biomecânica tridimensional do exercício agachamento.
- Analisar cinematicamente o agachamento, comparando sujeitos iniciantes e treinados.
- Investigar o comportamento do PVCG durante o agachamento, através do espaço percorrido (ΔS), do tempo e da velocidade média (v_m).
- Avaliar a existência de diferenças estatisticamente significantes entre as variáveis cinemáticas e cinéticas entre os grupos.

4. HIPÓTESE

O ALK é um instrumento capaz de obter com acurácia o CG e a PVCG do corpo humano enquanto totalidade.

5. JUSTIFICATIVA

Calcular o CG e o comprimento de sua trajetória na projeção vertical no solo (PVCG), com acurácia, durante a realização do agachamento utilizando uma nova tecnologia com relação custo / benefício pertinente à realidade brasileira.

Com o CG pode-se, por exemplo, obter o torque de cada segmento corporal ou do corpo todo durante qualquer atividade locomotora, no caso o agachamento, variável, esta, fundamental para estimar a potência articular resultante.

6. MÉTODOS

6.1 AMOSTRA

Estudo transversal, descritivo, com amostra intencional ⁽⁷⁸⁾, foi calculado o tamanho da amostra de 30 sujeitos pelo *software* E-evaluate[®] para distribuição contínua bicaudal com nível de significância de 5%, onde foram avaliados sujeitos do sexo masculino, graduandos e pós graduandos da Unimep, sob aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) CAAE: 90052918.0.0000.5507. Estes 30 sujeitos foram divididos em dois grupos com 15 indivíduos cada: experientes com pelo menos 12 meses de prática sistemática do agachamento (no mínimo uma sessão semanal) e não experientes. Os critérios de inclusão para a presente pesquisa foram: a) ser maior de idade, sexo masculino e b) não terem lesão ósteo muscular nos membros inferiores e na coluna vertebral. A pesquisa foi realizada nas dependências da Universidade Metodista de Piracicaba (Unimep), todos participantes envolvidos assinaram o TCLE conforme indica a resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde.

Nas tabelas 1 e 2 a seguir mostram os resultados do teste Shapiro-Wilk que atestam que todas as variáveis presentes apresentaram distribuição gaussiana.

Tabela 1 – Caracterização da amostra para o grupo **sem experiência**.

	Média (DP)	IC
MASSA (Kg)	84,29 ($\pm 8,09$)	(79,80; 88,77)
ESTATURA (m)	1,80 ($\pm 0,05$)	(1,77; 1,83)
IMC (Kg/m ²)	26,04 ($\pm 2,89$)	(24,44; 27,65)
IDADE (anos)	26,40 ($\pm 9,37$)	(21,21; 31,58)

Onde DP é o Desvio Padrão, IMC é o índice de Massa Corporal; IC é o Intervalo de Confiança.

Tabela 2 – Caracterização da amostra para o grupo experiente.

	Média (DP)	IC
MASSA (Kg)	77,31(±7,65)	(73,07; 81,55)
ESTATURA (m)	1,74(±0,04)	(1,71;1,76)
IMC (Kg/m ²)	25,53(±2,73)	(24,01;27,04)
IDADE (anos)	22,73(±3,53)	(20,77;24,69)

Onde DP é o Desvio Padrão, IMC é o índice de Massa Corporal; IC é o Intervalo de Confiança.

Caracterizadas as amostras, a seguir são detalhados os procedimentos utilizados.

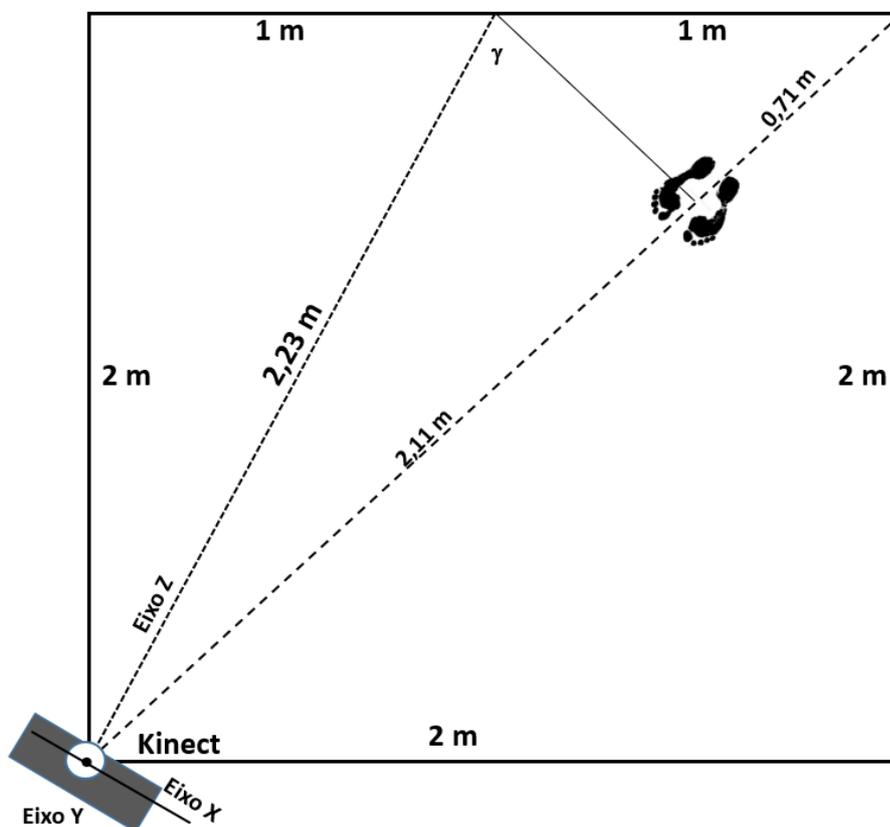
6.2 PROCEDIMENTOS

Antes do início da aquisição de dados os sujeitos responderam um breve questionário com dados de massa corporal, estatura, idade, tempo de treinamento com o exercício agachamento e perna dominante auto relatada. Em seguida receberam instruções práticas sobre o exercício e os cuidados a serem tomados durante sua execução. Antes da realização da sessão de agachamentos, fizeram um aquecimento geral, com movimentos de saltitar, rotações do tronco, circunduções do ombro e do quadril; com o tempo total de 10 minutos.

A única carga externa a ser vencida pelos executantes foi a barra cuja massa é de 10 kg; tal escolha metodológica é decorrente de três aspectos intrínsecos à pesquisa: 1) Não é objetivo do presente estudo averiguar a execução do movimento com a carga considerada “ideal” para cada sujeito. 2) Como um dos grupos é composto por iniciantes no exercício a utilização exclusiva da barra tem caráter preventivo de eventuais riscos durante a coleta de dados. 3) Para o grupo de experientes no agachamento tal carga é utilizada apenas como elemento para

garantia da melhor execução técnica, sob o ponto de vista biomecânico, do mesmo. Ou seja, não é de interesse no presente estudo avaliar a capacidade de força e ou potência dos músculos envolvidos, e sim, a capacidade proprioceptiva dos sujeitos durante o agachamento, considerando para isto as variáveis cinemáticas: ângulos, velocidades, acelerações articulares e comportamento do PVCG, considerado como a trajetória descrita no solo pela projeção vertical da força peso que atua verticalmente para sobre o Centro de Gravidade (CG) resultante do corpo de cada sujeito.

Figura 1 – Esquema do set de coleta de dados (Vista superior)



Legenda:

Desenho esquemático da vista superior do triedro formado pelos eixos X, Y e Z.
 Eixo X, perpendicular ao eixo Z (eixo óptico)
 Eixo Y, perpendicular ao plano formado pelos eixos X e Z.
 Eixo Z está no eixo óptico do Kinect e paralelo ao solo.
 A intersecção destes 3 eixos é a origem do referencial cartesiano.
 O sujeito está posicionado a 2,11 m do eixo Y.
 γ é o ângulo entre o plano coronal do sujeito e o eixo óptico do Kinect.

A seguir será apresentado o processo de aquisição e tratamento de dados.

6.3 AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DOS DADOS

Para aquisição dos dados cinemáticos foi utilizado o *software* ALK® (*Advanced Limits of Kinect*) e o *hardware* Kinect® for Windows® que foram transferidos nativamente para uma planilha do Excel® e posteriormente para o *software* Origin 9.0® onde foram tratados com filtro FFT (*Fast Fourier Transform*) com frequência de aquisição de 30 Hz com frequência de corte de 7,0 Hz, conforme protocolo de Okazaki e *et al.*,⁽⁷³⁾, para atenuação dos dados de posição, velocidade e aceleração. Para os dados do CM foi aplicado o filtro de Savitisky – Golay com vinte pontos.

6.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Dados cinemáticos foram tratados estatisticamente através do *software* Origin 9.0®; a normalidade das variáveis foi confirmada com o teste Kolmogorov-Smirnov e a homogeneidade das variâncias com o teste de Bartlett, a comparação das médias foi realizada com o teste t, adotando a significância de 5%. Foi calculado o tamanho do efeito conforme preconiza Cohen que classifica os mesmos como “pequeno” para valores entre 0,20-0,30, “médio” para valores entre 0,40 – 0,70 e “grande” para valores $\geq 0,80$. O poder do teste adotado para a significância de 5% é de 80%.

7 RESULTADOS E DISCUSSÕES

7.1 RESULTADOS CINEMÁTICOS E DISCUSSÕES

Para facilitar a compreensão da análise dos resultados optou-se por apresentá-los e discuti-los simultaneamente.

Os resultados reportados através da estatística descritiva e paramétrica das variáveis no espaço 3D foram: posição de pontos anatômicos e segmentos

corporais de interesse a saber: cabeça, coluna torácica, coluna lombar, articulações coxofemorais e joelhos. Também foram calculados os torques destas articulações.

Na tabela 3 são apresentados os resultados da estatística descritiva para a posição da cabeça em relação aos eixos X, Y e Z.

Tabela 3 – Estatística descritiva para a posição da cabeça (m) nos eixos X, Y e Z.

EIXOS	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-0,451 (\pm 0,281)	(-0,492; -0,389)
Y	0,406(\pm 0,530)	(0,281; 0,526)
Z	1,728(\pm 0,741)	(1,575; 1,884)
EXPERIENTE		
X	-0,555(\pm 0,015)	(-0,559; -0,551)
Y	0,222(\pm 0,204)	(0,189; 0,269)
Z	1,965(\pm 0,0426)	(1,958; 1,977)

Na tabela 3 observa-se que apesar da não existência de diferenças estatisticamente significantes entre as coordenadas da posição do referido segmento, os sujeitos sem-experiência apresentaram maior deslocamento vertical no eixo Y quando comparados com os sujeitos experientes. Tal fato corrobora estudos realizados por ^(67,68,69,72) que destacam que durante a execução do agachamento, os sujeitos mais proficientes executam a mesma tarefa com economia de energia, realizando um deslocamento menor da cabeça no eixo vertical. E relação aos eixos X (mediolateral) e Z (anteroposterior) as diferenças foram mínimas dadas as características do movimento.

Na mesma tabela, constata-se que a cabeça no eixo Y, para os sujeitos sem experiência, o DP (\pm 0,530) é maior que a média (0,406); tal fato é uma evidência da heterogeneidade e provável falta de técnica destes sujeitos.

Na tabela 4 são apresentados os resultados da estatística descritiva para a posição da coluna torácica em relação aos eixos X, Y e Z.

Tabela 4 – Estatística descritiva para a posição da Coluna Torácica (m) nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-0,519* (± 0,161)	(-0,554; -0,495)
Y	0,012* (± 0,675)	(-0,140; 0,156)
Z	1,863* (± 0,795)	(1,7146; 2,015)
EXPERIENTE		
X	-0,586* (± 0,008)	(-0,588; -0,584)
Y	-0,215* (± 0,166)	(-0,245; -0,180)
Z	2,114* (± 0,025)	(2,108; 2,120)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Em relação a posição da coluna torácica no espaço 3D, mostrada na tabela 4, nos eixos X, Y e Z foram encontradas diferenças estatisticamente significantes para a posição da mesma com valores de t e significâncias respectivamente: $t = -6,55(0,00)$, $t = -7,94(0,00)$ e $t = 6,76(0,00)$, tais resultados estão de acordo com estudos realizados por ^(60,61,62,67,68,69,72). Vale destacar que a diferença entre a posição da coluna torácica no eixo Z entre os sujeitos experientes e sem experiência é de 0,251 m, tal dado pode ser mais uma evidência da diferença de execução entre ambos os grupos. Biomecanicamente esta diferença que é maior nos três eixos para os experientes pode ser explicada por um déficit na musculatura do core que não consegue estabilizar a coluna nestes eixos, dos sujeitos sem experiência ao passo que, provavelmente, com o core mais fortalecido os sujeitos experientes podem realizar maiores deslocamentos nos três eixos.

Na tabela 5 são apresentados os resultados da estatística descritiva para a posição da coluna lombar em relação aos eixos X, Y e Z.

Tabela 5 – Estatística descritiva para a posição da Coluna Lombar (m) nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-0,575 (± 0,079)	(-0,588; -0,561)
Y	-0,250* (± 0,778)	(-0,419; -0,082)
Z	1,951 (±0,795)	(1,794; 2,128)
EXPERIENTE		
X	-0,605 (± 0,020)	(-0,610; -0,601)
Y	-0,503* (± 0,147)	(-0,530; -0,475)
Z	2,214 (± 0,075)	(2,197; 2,235)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Em relação a posição da coluna lombar, mostrada na tabela 5, nos eixos X, Y e Z, de maneira similar a coluna torácica foram encontradas diferenças estatisticamente significantes para a posição Y, com valores de t e significâncias respectivamente: $t = -5,02(0,00)$, $t = -5,95(0,00)$ e $t = 5,77(0,00)$, tais resultados corroboram com pesquisas realizadas por ^(67,68,69). Vale destacar que os sujeitos experientes deslocaram a coluna lombar no eixo Y mais que o dobro do que os sujeitos sem experiência, uma evidencia de que estes realizam maior trabalho (τ) nesta direção o que biomecanicamente significa que convertem mais energia cinética (E_c) e potencial elástica (E_{pe}) em energia potencial gravitacional (E_{pg}) na fase ascendente do movimento e o contrário, E_{pg} sendo transformada em E_c e E_{pe} na fase descendente do movimento.

Nas tabelas 6 e 7 são apresentados os resultados da estatística descritiva para a posição das articulações Coxo Femorais em relação aos eixos X, Y e Z.

Tabela 6 – Estatística descritiva para a posição da articulação Coxo Femoral Direita (m) nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-0,492* (± 0,056)	(-0,501; -0,483)
Y	-0,241* (± 0,771)	(-0,408; -0,074)
Z	1,941* (± 0,762)	(1,794; 2,114)
EXPERIENTE		
X	-0,521* (± 0,020)	(-0,524; -0,517)
Y	-0,496* (± 0,145)	(-0,523; -0,469)
Z	2,200* (± 0,076)	(2,181; 2,221)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Tabela 7 – Estatística descritiva para a posição da articulação Coxo Femoral Esquerda (m) nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-0,638* (± 0,101)	(-0,656; -0,620)
Y	-0,252* (± 0,760)	(-0,415; -0,087)
Z	1,875* (± 0,843)	(1,719; 2,059)
EXPERIENTE		
X	-0,670* (± 0,020)	(-0,675; -0,667)
Y	-0,494* (± 0,146)	(-0,522; -0,468)
Z	2,162* (± 0,076)	(2,145; 2,180)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Nas tabelas 6 e 7 são reportados os resultados da posição articular coxo femoral direita e esquerda. Em ambas as articulações foram encontradas diferenças estatisticamente significantes, entre os grupos, no lado direito, nos eixos X: $t = -4,17$ (0,001); no eixo Y: $t = -6,99$ (0,00) e Z: $t = 5,71$ (0,00); ao passo que no lado esquerdo, nos eixos X: $t = -4,22$ (0,001), Y: $t = -6,92$ (0,00) e Z $t = 6,17$ (0,00). Como durante a execução do agachamento as referidas articulações do quadril acompanham o movimento da coluna lombar é esperado que o valor do deslocamento no eixo Y dos sujeitos experientes também seja mais que o dobro quando comparado com o grupo dos sujeitos com menos experiência. Portanto é plausível que a mesma lógica de conversão de energias se mantenha.

Nas tabelas 8 e 9 são apresentados os resultados da estatística descritiva para a posição dos Joelhos em relação aos eixos X, Y e Z.

Tabela 8 – Estatística descritiva para a posição do Joelho Direito (m) nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-0,380 (± 0,091)	(-0,398; -0,361)
Y	-0,405* (± 0,804)	(-0,562; -0,244)
Z	1,787* (± 0,787)	(1,621; 1,964)
EXPERIENTE		
X	-0,376 (± 0,039)	(-0,383; -0,369)
Y	-0,671* (± 0,027)	(-0,673; -0,663)
Z	2,058* (± 0,033)	(2,050; 2,062)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Tabela 9 – Estatística descritiva para a posição do Joelho Esquerdo (m) nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-0,735 (± 0,048)	(-0,745; -0,728)
Y	-0,396* (± 0,768)	(-0,553; -0,247)
Z	-1,209* (± 10,161)	(-3,226; 0,650)
EXPERIENTE		
X	-0,753 (± 0,023)	(-0,759; -0,747)
Y	-0,649* (± 0,032)	(-0,657; -0,644)
Z	1,961* (± 0,043)	(1,951; 1,972)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

As tabelas 8 e 9 mostram a estatística descritiva para as posições das articulações dos joelhos direito e esquerdo. Destaca-se, que nos eixos Y e Z para ambos os joelhos foram encontradas diferenças estatisticamente significantes com valores de t (direito, esquerdo) respectivamente em Y: $t = -5,77$ (0,00) e Z: $t = 6,20$ (0,00), Y: $t = -7,33$ (0,00) e Z: $t = 6,75$ (0,00). Entretanto, a posição em relação ao eixo X, para as duas articulações não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes sendo do lado direito X: $t = 0,46$ (0,64) e lado esquerdo X: $t = -1,88$ (0,08).

Os joelhos dos sujeitos experientes apresentaram maior capacidade estabilizadora nessa articulação, fato que provavelmente, garantiu aos mesmos maior capacidade de controle neuromotor durante o exercício.

Na tabela 10 são apresentados os resultados das variáveis cinemáticas para todos os sujeitos de ambos os grupos.

Tabela 10 – Espaço percorrido, ΔS (m), tempo (s) e velocidades médias V_m (m/s) da PVCG para ambos os grupos.

Sujeitos ambos os grupos	ΔS PVCG S_EXP	ΔS PVCG EXP	Tempo S_EXP	Tempo EXP	V_m S_EXP	V_m EXP
1	0,43	0,16	4,26	2,16	0,10	0,07
2	0,27	0,18	2,79	2,63	0,09	0,06
3	0,22	0,17	2,96	3,16	0,07	0,05
4	0,16	0,28	3,13	2,96	0,05	0,09
5	0,21	0,14	4,63	2,93	0,04	0,04
6	0,16	0,33	2,33	3,69	0,07	0,09
7	0,17	0,22	3,19	2,93	0,05	0,07
8	0,16	0,23	3,29	3,73	0,04	0,06
9	0,22	0,25	3,73	3,66	0,06	0,06
10	0,27	0,17	5,63	2,89	0,04	0,06
11	0,15	0,14	3,8	2,53	0,04	0,05
12	0,37	0,18	4,06	3,83	0,09	0,04
13	0,25	0,22	3,23	2,46	0,07	0,09
14	0,31	0,20	4,56	2,39	0,06	0,08
15	0,29	0,13	4,69	2,86	0,06	0,04

Na tabela 10 estão reportados os espaços percorridos (ΔS), tempo e velocidade média (V_m) da PVCG no solo, para todos os sujeitos de ambos os grupos. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre ambos grupos para o ΔS e a V_m da PVCG.

A relevância de reportar tais dados está no fato de que é possível ter uma compreensão detalhada da variabilidade dos mesmos, uma vez que intencionalmente não foram impostas regras de controle do tempo na execução dos

agachamentos, sendo apenas solicitado que os participantes realizassem a tarefa a uma distância horizontal de 2,11m (eixo Z), outra solicitação além de realizar o movimento da maneira mais conveniente, mantivessem os pés posicionados na largura do quadril e formando o ângulo de 120° entre seus eixos longitudinais. A importância disso é que no cotidiano as pessoas realizam o referido exercício de diferentes maneiras, em diferentes circunstâncias e com o mínimo de controle como usualmente se faz em pesquisas laboratoriais. Portanto, esta decisão metodológica está alinhada com a biomecânica presente na vida cotidiana das pessoas, estando assim em concordância com o eixo norteador do grupo de pesquisa onde a mesma foi realizada.

A magnitude ou tamanho do efeito (TE) mede o grau em que o fenômeno está presente de fato na população. Ou seja, o TE, além de complementar a significância dos testes, uma vez que permite estabelecer a codificação da informação quantificada crítica, possibilita também evitar possíveis equívocos no delineamento da pesquisa e da ocorrência de erro tipo II. Para calcular o TE da variável que depende de todas as outras variáveis no presente estudo, a saber, o ΔS da PVCG, em ambos os grupos, foi utilizado o método proposto por Cohen⁽²⁷⁾ que preconiza que quando $0,20 < TE < 0,30$ o efeito é pequeno na população; para valores onde $0,40 < TE < 0,70$ o mesmo é considerado médio e para valores onde $TE > 0,80$ o mesmo é considerado grande. O TE calculado para o ΔS da PVCG no presente estudo foi de 0,620, considerado médio. Tal resultado é importante, pois além de corroborar o $p < 0,05$; sinaliza que o tamanho da amostra foi satisfatório para o presente estudo.

Encerra-se aqui a discussão dos resultados cinemáticos que foram apresentados separadamente dos dados cinéticos (a seguir) exclusivamente em

função de facilitar a apresentação dos mesmos. É evidente que resultados cinemáticos e cinéticos estão imbricados e se complementam para uma melhor compreensão da biomecânica do agachamento a partir dos dados gerados e aprimorados no ALK®.

7.2 RESULTADOS CINÉTICOS E DISCUSSÃO

Outra variável cinética de relevância para análise do movimento humano é o torque, medido em N.m (Newton x metros), que se refere a tendência rotacional de um segmento em relação a uma articulação ou outro eixo rotacional de interesse, por exemplo, o eixo longitudinal do corpo. Com o mesmo, biomecanicamente pode-se fazer inferências relativas à interação entre força e alavancas anatômicas constituídas. É importante destacar um erro recorrente em publicações sobre biomecânica que fazem uma associação direta entre torque e força, negligenciando as variações dos braços das alavancas envolvidas no movimento. Também através dele pode-se calcular a potência articular resultante. Serão apresentados e discutidos a seguir os torques articulares selecionados.

Na tabela 11 são apresentados os resultados da estatística descritiva para o torque da cabeça em relação aos eixos X, Y e Z.

Tabela 11 – Estatística descritiva para o torque (N.m) da cabeça nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-27,930 (± 15,751)	(-30,761; -25,333)
Y	18,640* (± 34,490)	(10,189; 26,357)
Z	87,524* (± 105,401)	(64,905; 106,284)
EXPERIENTE		
X	-32,708 (± 0,486)	(-32,881; -32,534)
Y	5,688* (± 11,323)	(3,839; 8,046)
Z	115,31* (± 1,872)	(114,682; 115,910)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Observa-se que nos eixos Y e Z os resultados do *test t* foram estatisticamente significantes com valores respectivamente, Y: $t=-8,24$ (0,00) e Z: $t=4,45$ (0,001). Destaca-se que no eixo Y os sujeitos experientes apresentaram torques três vezes menores que os sujeitos sem experiência, uma clara evidência da economia de energia dos sujeitos mais proficientes na execução do agachamento. Para o eixo X os torques não apresentaram valores estatisticamente significantes entre os grupos.

Na tabela 12 são apresentados os resultados da estatística descritiva para o torque do tronco em relação aos eixos X, Y e Z.

Tabela 12 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Tronco nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-215,621 (\pm 72,236)	(-228,636; -202,607)
Y	17,530* (\pm 284,420)	(-46,691; 82,728)
Z	810,076 (\pm 265,513)	(752,739; 837,505)
EXPERIENTE		
X	-236,898 (\pm 2,764)	(-238,350; -235,341)
Y	-67,705* (\pm 64,553)	(-82,473; -55,642)
Z	844,922 (\pm 8,116)	(843,165; 846,679)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P<0,05$.

O único torque do tronco que apresentou diferença estatisticamente significativa, foi em relação ao eixo Y, reportado na tabela 12, sendo o *test t* $t=-6,64$ (0,00), em concordância com estudos similares ^(60,67,71,72). Nos eixos X e Z não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes. É importante destacar que os experientes apresentaram torque resultante quase quatro vezes maiores que os sujeitos sem experiência e estes com torques positivos o que implica em uma tendência rotacional do tronco no sentido para trás, indicativo de uma provável compensação, potencialmente lesiva com a coluna durante o agachamento. Isto

assume uma importância significativa na medida que o tronco é o maior gerador de torque do corpo humano ⁽⁷²⁾.

Diante destes resultados destaca-se que a pesar dos sujeitos sem experiência apresentarem indicadores antropométricos (estatura e IMC) maiores que os experientes e portanto a força peso de cada segmento e seus braços de alavanca serem maiores, tal fato não foi suficiente para superar a capacidade de geração de torque ($T=F.b$) observada nos sujeitos experientes que possui IMC e estatura menores. Com isso pode-se inferir que o torque é mediado principalmente pela capacidade de produção de força na articulação e da capacidade de controle neuromotor do sujeito.

Na tabela 13 e 14 são apresentados os resultados da estatística descritiva para o torque dos ombros em relação aos eixos X, Y e Z.

Tabela 13 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Ombro Direito nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-6,759* (± 3,629)	(-7,343; -6,178)
Y	5,005* (± 13,6343)	(1,756; 7,740)
Z	41,218 (± 14,308)	(38,598; 43,290)
EXPERIENTE		
X	-2,892* (± 0,118)	(-2,906; -2,862)
Y	-0,963* (± 2,200)	(-1,38; -0,468)
Z	27,947 (± 0,280)	(27,895; 27,999)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Tabela 14 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Ombro Esquerdo nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-13,552 (± 6,500)	(-14,885; -12,705)
Y	4,259* (± 12,934)	(1,08149; 7,085)
Z	38,424* (± 16,362)	(35,095; 40,968)
EXPERIENTE		
X	-14,906(± 0,242)	(-15,208; -14,300)
Y	-0,336* (± 3,609)	(-1,116; 0,363)
Z	40,720* (± 0,458)	(40,642; 40,798)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

As tabelas 13 e 14 mostram os resultados dos torques nos complexos articulares dos ombros direito e esquerdo nos eixos X, Y e Z. Apenas os torques no eixo Y apresentaram diferenças estatisticamente significantes, sendo ombro direito Y: $t=-8,92$ (0,00) e ombro esquerdo Y: $t=-9,00$ (0,00). Uma provável implicação biomecânica dos torques dos sujeitos sem experiência, em média, serem 13 vezes maiores que os torques do grupo experiente em ambos os ombros, se refere à falta de controle neuromotor, uma vez que o agachamento foi realizado apenas com a barra olímpica conforme estudos de ^(62,68,69,71,72).

Outra diferença estatisticamente significativa entre os torques em relação ao eixo Z para o ombro esquerdo, provavelmente, se refere aos valores díspares entre os respectivos DPs entre os sujeitos sem experiência (DP $\pm 16,36$) e com experiência (DP $\pm 0,45$); a variabilidade dos torques dos primeiros em relação à média permite que seja realizada inferência de tal resultado, uma vez que o *test t* é dependente da média e do desvio padrão.

Para o ombro direito também foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os torques em relação ao eixo X; sendo $t= -3,24$ (0,006) provavelmente fruto da dominância do braço direito em ambos os grupos; tal fato pode ser explicado pela maior capacidade de desenvolver potência articular no ombro dominante dos sujeitos experientes, o que ocorre em menor intensidade com o outro grupo.

Na tabela 15 e 16 são apresentados os resultados da estatística descritiva para o torque dos cotovelos em relação aos eixos X, Y e Z.

Tabela 15 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Cotovelo Direito nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-2,535* (± 1,312)	(-2,801; -2,220)
Y	2,280* (± 9,038)	(0,314; 4,123)
Z	26,514 (± 8,883)	(24,887; 27,691)
EXPERIENTE		
X	-2,892* (± 0,118)	(-2,906; -2,862)
Y	-0,963* (± 2,200)	(-1,38; -0,468)
Z	27,947 (± 0,280)	(27,895; 27,999)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Tabela 16 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Cotovelo Esquerdo nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-10,969 (± 4,083)	(-11,779; -10,098)
Y	1,702* (± 8,290)	(0,227; 3,616)
Z	24,027 (± 9,477)	(22,163; 25,380)
EXPERIENTE		
X	-11,428 (± 0,120)	(-11,448; -11,407)
Y	-1,197* (± 2,084)	(-1,717; -0,625)
Z	24,675 (± 0,342)	(24,605; 24,746)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Diferenças estatisticamente significantes nos torques articulares nos cotovelos de ambos os grupos foram encontradas nas tabelas 15 e 16; sendo que para o cotovelo direito, eixo X: $t=2,31$ (0,036) e para o eixo Y: $t=-8,62$ (0,00). Uma provável explicação deste resultado se refere também à dominância do ombro direito dos sujeitos de ambos os grupos, sendo que os experientes apresentaram DPs dez vezes menores no eixo X e quatro vezes menores no eixo Y. Em relação ao cotovelo esquerdo foi constatada a diferença estatisticamente significativa em relação ao eixo Y: $t=-8,48$ (0,00), onde o DP dos sujeitos sem experiência foi quase quatro vezes maior que o DP dos sujeitos experientes, o que pode explicar esta diferença que além de estatística, é também reflexo da capacidade de controle neuromotor nas cadeias cinesiológicas envolvidas.

Na tabela 17 e 18 são apresentados os resultados da estatística descritiva para o torque dos punhos em relação aos eixos X, Y e Z.

Tabela 17 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Punho Direito nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-0,5827 (± 0,640)	(-0,760; -0,443)
Y	1,777* (± 3,620)	(0,979; 2,563)
Z	9,958* (± 8,358)	(8,438; 11,360)
EXPERIENTE		
X	-0,850 (± 0,088)	(-0,876; -0,824)
Y	0,373* (± 1,047)	(0,205; 0,541)
Z	12,071* (± 0,211)	(12,013; 12,098)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Tabela 18 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Punho Esquerdo nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-5,036 (± 2,121)	(-5,371; -4,572)
Y	1,526 (± 3,221)	(0,721; 2,303)
Z	6,274 (± 15,537)	(3,429; 9,371)
EXPERIENTE		
X	-5,165 (± 0,064)	(-5,181; -5,150)
Y	0,394* (± 1,019)	(0,1654; 0,561)
Z	10,497* (± 0,193)	(10,445; 10,536)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

As tabelas 17 e 18 reportam a estatística descritiva do torque para os punhos direito e esquerdo respectivamente. Foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os punhos direitos nos eixos Y: $t = -7,72$ (0,00) e Z: $t = 3,03$ (0,009). O mesmo aconteceu em relação aos punhos esquerdos nos eixos Y: $t = 7,04$ (0,00) e Z: $t = 5,98$ (0,00). Tais resultados, provavelmente, são consequências das diferenças dos DPs entre os grupos em todas as situações supracitadas, onde no punho direito o mesmo foi 39 vezes maior no grupo sem experiência do que no grupo experiente. Em relação ao punho esquerdo esta diferença entre os DPs foi oitenta vezes maior no grupo sem experiência. Pode-se inferir que a capacidade de gerar torque e, portanto, potência articular nestes eixos o grupo experiente apresenta capacidade de controle neuromotor mais estável dada a homogeneidade dos resultados destes sujeitos.

Na tabela 19 e 20 são apresentados os resultados da estatística descritiva para o torque do quadril em relação aos eixos X, Y e Z.

Tabela 19 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Quadril Direito nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-38,660 (± 17,250)	(-41,049; -34,948)
Y	-13,036* (±92,676)	(-32,229; 6,156)
Z	167,125 (± 60,461)	(154,334; 179,915)
EXPERIENTE		
X	-39,232 (± 0,812)	(-39,381; -39,083)
Y	-33,828* (± 77,600)	(-49,636; -13,655)
Z	178,100 (± 4,046)	(177,212; 178,987)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Tabela 20 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Quadril Esquerdo nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-55,910 (± 7,745)	(-57,105; -54,434)
Y	-23,076* (± 66,857)	(-36,686; -9,828)
Z	164,819 (± 63,153)	(152,131; 175,048)
EXPERIENTE		
X	-56,996 (±1,649)	(-57,378; -56,614)
Y	-41,603* (± 8,978)	(-43,693; -39,957)
Z	174,284 (± 4,058)	(173,423; 175,145)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes nos torques

em relação aos eixos Y para ambos os quadris, conforme pode-se atestar nas tabelas 19 e 20. Sendo que na articulação coxo femoral direita Y: $t = -5,59$ (0,00) e na esquerda Y: $t = -4,90$ (0,00). É provável, que tais diferenças sejam consequências da capacidade de execução do agachamento entre os sujeitos de ambos os grupos; este torque é parcialmente consequência do torque gerado no tronco reportado na tabela 11 que também apresentou diferenças significantes apenas no eixo Y.

O quadril juntamente com a região da coluna lombar e musculatura abdominal "core" são os principais geradores de potência articular e consequentemente de energia disponível e trabalho (τ) tanto na fase descendente quanto na fase ascendente do movimento (44,49, 71,72,75,76).

Na tabela 21 e 22 são apresentados os resultados da estatística descritiva para o torque dos joelhos em relação aos eixos X, Y e Z.

Tabela 21- Estatística descritiva para o torque (N.m) do Joelho Direito nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-12,381 (\pm 22,258)	(-16,352; -8,088)
Y	-1,584* (\pm 110,927)	(-25,784; 20,160)
Z	67,127 (\pm 23,867)	(62,049; 72,205)
EXPERIENTE		
X	-12,362 (\pm 1,075)	(-12,753; -12,103)
Y	-9,149* (\pm 117,538)	(-34,155; 14,903)
Z	71,557 (\pm 0,888)	(71,315; 71,677)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Tabela 22 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Joelho Esquerdo nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-26,883 (\pm 0,953)	(-27,059; -26,708)
Y	-18,042* (\pm 29,377)	(-23,230; -12,338)
Z	64,561 (\pm 24,459)	(61,223; 69,566)
EXPERIENTE		
X	-26,252 (\pm 0,652)	(-26,458; -26,047)
Y	-25,291* (\pm 0,777)	(-25,469; -25,113)
Z	68,441 (\pm 1,106)	(68,282; 68,599)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Nas tabelas 21 e 22 os torques gerados nos joelhos apresentaram diferenças estatisticamente significantes apenas em relação ao eixo Y, apresentando valores de $t = -4,36$ (0,001) entre os joelhos direitos e para os joelhos esquerdos o $t = -4,67$ (0,00). Tal fato, provavelmente é decorrente dos elevados DPs para o torque neste eixo, para o joelho direito ($DP_{exp} = \pm 117,538$) e ($DP_{sem_exp} = \pm 110,927$), valores estes que são determinantes nos cálculos do *test t*. Biomecanicamente isto se traduz na função estabilizadora do joelho que apresenta, conforme supracitado, grande variabilidade da mesma em todos os sujeitos do presente estudo, evidenciando que mesmos sujeitos experientes no agachamento

executam-no com déficits de controle neuromotor, o que potencialmente a longo prazo pode levar a ocorrência de lesões.

Na tabela 23 e 24 são apresentados os resultados da estatística descritiva para o torque dos tornozelos em relação aos eixos X, Y e Z.

Tabela 23 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Tornozelo Direito nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-5,453 * (± 2,386)	(-5,964; -5,104)
Y	-9,880 * (± 11,738)	(-11,714; -7,214)
Z	19,217 * (± 25,103)	(14,363; 24,074)
EXPERIENTE		
X	-4,568 * (± 0,123)	(-4,602; -4,534)
Y	-12,375 * (± 0,221)	(-12,444; -12,306)
Z	25,523 * (± 0,139)	(25,496; 25,550)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Tabela 24 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do Tornozelo Esquerdo nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-9,907 * (± 0,893)	(-10,092; -9,722)
Y	-9,656 * (± 11,356)	(-11,617; -7,270)
Z	23,543 (± 7,857)	(21,827; 25,058)
EXPERIENTE		
X	-9,362 * (± 0,105)	(-9,394; -9,329)
Y	-12,32 * (± 0,272)	(-12,379; -12,263)
Z	24,270 (± 0,213)	(24,231; 24,309)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

Nas tabelas 23 e 24 foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os tornozelos direitos nos eixos X, Y e Z com valores de t respectivamente $t=4,69$ (0,00); $t=-3,63$ (0,00) e $t=3,85$ (0,002). Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os tornozelos esquerdos nos eixos X e Y com valores de t respectivamente $t=2,64$ (0,019) e $t=-3,57$ (0,003). Tais diferenças podem ser resultantes da função de mobilidade do complexo articular tornozelo, uma vez que o mesmo é o principal responsável pelo controle

neuromotor de tarefas locomotoras executadas em apoio bipodal conforme atestam estudos de Winter e et al., ⁽⁷²⁾.

Na tabela 25 são apresentados os resultados da estatística descritiva para o torque do CM em relação aos eixos X, Y e Z.

Tabela 25 – Estatística descritiva para o torque (N.m) do CM do Corpo nos eixos X, Y e Z.

	MÉDIA (DP)	IC
SEM EXPERIÊNCIA		
X	-0,580 (\pm 0,008)	(-0,581; -0,578)
Y	-0,259 (\pm 0,286)	(-0,314; -0,201)
Z	2,089* (\pm 0,017)	(2,087; 2,092)
EXPERIENTE		
X	-0,517 (\pm 0,161)	(-0,551; -0,483)
Y	-0,022(\pm 0,72461)	(-0,176; 0,135)
Z	1,877* (\pm 0,759)	(1,740; 2,027)

*Diferenças estatisticamente significantes para $P < 0,05$.

A tabela 25 mostra a média, DP e IC para o CM do corpo todo durante o agachamento em relação aos eixos X, Y e Z. É possível destacar que apenas no eixo Z foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre ambos os grupos, com $t = 5,55$ (0,00). Biomecanicamente isto evidencia que os sujeitos sem experiência deslocaram mais o CM no sentido anteroposterior, tal fato, certamente determina maior gasto de energia mecânica para a execução do agachamento.

8. CONCLUSÃO

Conclui-se que os objetivos gerais e específicos do presente estudo foram satisfatoriamente cumpridos. O ALK[®] foi aprimorado através da implementação da localização do CM no espaço 3D, uma vez que sua versão anterior, que foi fundamental no presente estudo, calculava a posição do CM de cada segmento corporal ao longo do eixo longitudinal dos mesmos. Com este aprimoramento o ALK[®] deu um passo importante para a análise biomecânica em diferentes contextos, tais como treinamento esportivo, reabilitação, ortopedia, universo *fitness*, dentre outros.

Destacam-se diferenças importantes na maneira que os sujeitos executam o agachamento; dada a opção metodológica citada anteriormente, referente ao mínimo controle executivo do mesmo, foi constatada diversas similaridades e não similaridades entre os grupos, independente da técnica do movimento estar “biomecanicamente correta ou não”, dado que o correto para alguém pode não ser para outro sujeito.

Foram conquistados avanços importantes, sob o ponto de vista tecnológico e epistemológico que aqui não se esgotam, a biomecânica é uma ciência que se transforma a cada dia, aprimorando a capacidade de compreensão inerente a complexidade do movimento humano e, neste sentido, o ALK[®] continua.

REFERÊNCIAS

1. Passos, R. P; Vilela Junior, G. B. Inteligência artificial nas ciências da saúde. CPAQV. 2018, 10(1).
2. Passos, R. P; Martins, G. C; Camargo, L. B; Guiselini, M. A; Vilela Junior, G. B; et al., Aspectos biomecânicos do agachamento: longe do consenso. CPAQV. 2018, 10(2).
3. Dâmaso AR. O sedentarismo como doença e o exercício físico como remédio. Revista Corpo consciência. 2013;16(2):2-4.
4. Lucas C, Freitas C, Oliveira C, Machado M, Monteiro M. Exercício físico e satisfação com a vida. PsychTech & Health Journal. 2018;1(2):38-47.
5. Maciel MG, Saraiva LAS, Martins JCdO, Vieira Junior PR. A humanização da atividade física em um programa governamental: um olhar necessário. Interface-Comunicação, Saúde, Educação. 2018.
6. Galvin EA, Navarro F, Greatti VR. A importância da prática do exercício físico para portadores de Diabetes Mellitus: uma revisão crítica. Salusvita. 2014;33(2):209-22.
7. Polisseni MLdC, Ribeiro LC. Exercício físico como fator de proteção para a saúde em servidores públicos. Revista Brasileira de Medicina do Esporte. 2014.
8. Bushman B. Manual completo de condicionamento físico e saúde do ACSM: Phorte Editora; 2017.
9. Organization WH. Global recommendations on physical activity for health: World Health Organization; 2010.
10. Barbanti VJ. Dicionário de educação física e do esporte: Editora Manole; 1994.
11. Powers SK, Howley ET. Fisiologia do exercício: teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho: Manole; 2000.
12. Malachias M, Souza W, Plavnik F, Rodrigues C, Brandão A, Neves M. 7ª Diretriz brasileira de hipertensão arterial. Arq Bras Cardiol. 2016;107(3):1-103.
13. Boyle M. Functional Training for Sports: Superior conditioning for today's athlete. Champaign, IL. Human Kinectics, 2004;
14. Boyle M. Advances in Functional Training: Training Techniques for Coaches, Personal Trainers and Athletes. Aptos, CA. On Target Publications, (2010).
15. Boyle, M Avanços no Treinamento Funcional. Porto Alegre: Artmed, 2015.
16. Agel, J, Olson, D. E, Dick, R, Arendt, E. A, Marshall, S. W, Sikka, R. S. (2007) Descriptive epidemiology of collegiate women's basketball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988–1989 through 2003–2004. J Athl Train; 42: 202.
17. Andersson, S. H, Bahr, R, Clarsen, B, Myklebust, G. (2016) Preventing overuse shoulder injuries among throwing athletes: A cluster-randomised controlled trial in 660 elite handball players. Br J Sports Med; bjsports-2016-096226.
18. Baranto, A, Hellström, M, Cederlund, C, Nyman, R, Swärd, L. (2009) Back pain and MRI changes in the thoraco-lumbar spine of top athletes in four different sports: A 15-year follow-up study. Knee Surg Sports Trauma Arthrosc; 17: 1125-1134.

19. Bjerneboe, J, Florenes, T.W, Bahr, R, Andersen, T.E. (2011) Injury surveillance in male professional football; Is medical staff reporting complete and accurate? *Scand J Med Sci Sports*; 21: 713-720.
20. Boling, M.C, Padua, D.A, Marshall, S.W, Guskiewicz, K, Pyne, S, Beutler, A. (2009) A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: The Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med*; 37: 2108-2116.
21. Bourne, M. N, Opar, D.A, Williams, M. D, Shield, A.J. (2015) Eccentric knee flexor strength and risk of hamstring injuries in rugby union: A prospective study. *Am J Sports Med*; 43: 2663-2670.
22. Cumps, E., Verhagen, E., Meeusen, R. (2007) Prospective epidemiological study of basketball injuries during one competitive season: Ankle sprains and overuse knee injuries. *J Sports Sci Med*; 6: 204-211.
23. DiFiori, J. P, Benjamin, H. J., Brenner, J. S., Gregory, A., Jayanthi, N., Landry, G. L., Luke A. (2014) Overuse injuries and burnout in youth sports: a position statement from the American Medical Society for Sports Medicine. *Br J Sports Med*; 48: 287-288.
24. Freckleton, G., Pizzari, T. (2013) Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*; 47: 351-358.
25. Fuller, C. W., Ekstrand, J., Junge, A., Andersen, T. E, Bahr, R., Dvorak, J., Hägglund, M, McCrory, P., Meeuwisse, W.H. (2006) Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *Scand J Med Sci Sports*; 16: 83-92.
26. Wright, A. A, Taylor, J.B, Ford, K.R, Siska, L, Smoliga, J. M.(2015) Risk factors associated with lower extremity stress fractures in runners: A systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*; 49: 1517-1523.
27. CPAQV (online) available: <http://www.cpaqv.org/estatistica/indexestatistica.html/>, acessado Dez, 2018.
28. Vilarta, R. Gutierrez, L. G. Monteiro, I. M. Qualidade de vida: evolução dos conceitos e práticas no século XXI. Campinas-SP, Ipes, 2010.
29. Vilarta, R. Gonçalves, A. Qualidade de vida e exercício físico / atividade física: explorando teorias e práticas. Barueri-SP, Manole, 2004.
30. Organização Mundial da Saúde (OMS). Constituição da Organização Mundial da Saúde— 1946. Disponível em: <http://www.direitoshumanos.usp.br/index.php/OMS-Organiza%C3%A7%C3%A3o-Mundial-da-Sa%C3%BAde/constituicao-da-organizacao-mundial-da-saude-omswho.html>, acesso em 11/11/2018.
31. Carta de Ottawa. Primeira Conferência Internacional sobre promoção da saúde. Ottawa, Canadá, 21 novembro de 1986.
32. Rossetti, M.B.; Britto, R.R.; Norton, R.R. Prevenção primária de doenças cardiovasculares na obesidade infanto juvenil: efeito anti-inflamatório do exercício físico. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v.15, n.6, p.472-475, 2009.
33. Nogueira, J.A.D; Pereira, C.H. Aptidão Física relacionada à saúde de adolescentes participantes de programa esportiva. *Rev Bras Educ Fís Esporte*, (São Paulo) 2014, Jan-Mar; 28(1):31-40. 31
34. Bauman, Z. Modernidade Líquida (Liquid Modernity. Cambridge: Polity ISBN 0-7456-2409-X). Traduzido por Plínio Dentzien. Jorge Zahar Editor. 2000.
35. OKUMA, S. S. O idoso e a atividade física. 1ª ed. Campinas: Papyrus, 1998.

36. Mazzeo R, Cavanagh P, Evans W, Fiatarone M., Hagberg J, McAuley E, Startzell J. Exercise and physical activity for older adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1998; 30(6): 1-25.
37. Nakamura Y, Tanaka K, Yabushita N, Sakai T, Shige-matsu R. Effects of exercise frequency on functional fitness in older adult women. *Arch Gerontol Geriatr* 2007;44(2): 163-173
38. Paffenbarger RS, Hyde R, Wing A, Lee I, Jung D, Kampert J. The association of changes in physical-activity level and other lifestyle characteristics with mortality among men. *N Engl J Med* 1993.
39. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE – Pesquisa Nacional por Domicílios - PNAD, 2017.
40. Nairn, B. C., Sutherland, C. A., & Drake, J. D. M. (2017). Motion and Muscle Activity Are Affected by Instability Location during a Squat Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(3), 677–685.
41. Charlton, J. M., Hammond, C. A., Cochrane, C. K., Hatfield, G. L., & Hunt, M. A. (2017). The Effects of a Heel Wedge on Hip, Pelvis and Trunk Biomechanics During Squatting in Resistance Trained Individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(6), 1678-1687.
42. Kernozek, T. W., Gheidi, N., Zellmer, M., Hove, J., Heinert, B. L., & Torry, M. R. (2017). Effects of Anterior Knee Displacement during Squatting on Patellofemoral Joint Stress. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1–26. jsr.2016-0197.
43. Campos, M. H., Alaman, L. I. F., Seffrin-Neto, A. A., Vieira, C. A., Paula, M. C. de, Lira, C. A. B. de. (2017). The geometric curvature of the lumbar spine during restricted and unrestricted squats. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 57(6), 773–781.
44. Kreighbaum E; Barthels K. *Biomechanics A qualitative Approach for Studying Human Movement*. 4 Ed. Needham heights, MA: Allyn and Bacon .1996.
45. Fuglsang, E. I., Telling, A. S., & Sorensen, H. (2017). Effect of ankle mobility and segment ratios on trunk lean in the barbell back squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(11).
46. Glassbrook, D. J., Brown, S. R., Helms, E. R., Duncan, S., Storey, A. G. (2017) The high-bar and low-bar back-squats: a biomechanical analysis. *The Journal of Strength and Conditioning Research*.
47. Farrell, N., Adams, K.J., & DeBeliso, M. (2016). Correlation between varying back squat depths on speed and vertical jump performance in North American high school football players. *Journal of Physical Education Research*, Volume 3, Issue IV, 01-11.
48. Demers, E., Pendenza, J., Radevich V., Preuss, R. (2018). The Effect of Stance Width and Anthropometrics on Joint Range of Motion in the Lower Extremities during a Back Squat. *International Journal of Exercise Science* 11(1): 764-775.
49. Adrian, M. J; Cooper, J. M. *Biomechanics of Human Movement*. 2 Ed. Dubuque: Brown and Benchmark;1996.
50. Sinclair J, Brooks D, Atkins S. (2017) An examination of the hamstring and the quadriceps muscle kinematics during the front and back squat in males. *Balt J Health Phys Act.*;9(1):37-45.
51. Stevens Jr, W. R., Kokoszka A. Y., Anderson, A. M., Tulchin-Francis, K. (2018) Automated event detection algorithm for two squatting protocols. *Gait & Posture* 59, 253–257.

52. Fox, Jonathan T., Knee and ankle biomechanics during squatting with heels on and off of the ground, with and without body weight shifting (2017). Teses and Dissertations. 2080. <http://utdr.utoledo.edu/theses-dissertations/2080>
53. Mengarelli, A., Verdini, F., Cardarelli, S., Di Nardo, F., Burattini, L., Fioretti, S. (2018). Balance assessment during squatting exercise: A comparison between laboratory grade force plate and a commercial, low-cost device. *Journal of Biomechanics* 71, 264–270.
54. Dale, R. B., Gollapalli, R. P., Price, T., Megahee, K., Duncan, M., Tolstick, N., Ford, L. (2017) The effect of visual perturbation upon femoral acceleration during the single and bilateral squat. *Physical Therapy in Sport*. n.27, 24-28.
55. Clément, J., Guise, J. A., Fuentes, A., Hagemeister, N. (2018) Comparison of soft tissue artifact and its effects on knee kinematics between non-obese and obese subjects performing a squatting activity recorded using an exoskeleton. *Gait & Posture* n.61, 197–203.
56. Lakatos, I. (1978). *Mathematics, Science and Epistemology: Philosophical Papers Vol 2*. Cambridge: Cambridge University Press.
57. Smale, K. B., Shourijeh, M. S., Benoit, D. L. (2016). Use of muscle synergies and wavelet transforms to identify fatigue during squatting. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 28, 158–166.
58. Rabin, A., Kozol, Z. Rabin, A. (2017). Utility of the overhead squat and forward arm squat in screening for limited ankle dorsiflexion. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(5): 1251–1258.
59. Vigotsky, A. D.; Bryanton, M. A.; Nuckols, G.; Beardsley, C.; Contreras, B.; Evans, J.; Schoenfeld, B. J. (2018). Biomechanical, anthropometric, and psychological determinants of barbell back squat strength. *Journal of Strength and Conditioning Research*. DOI: 10.1519 / JSC.0000000000002535.
60. Escamilla RF, Fleisig GS, Lowry TM, Barrentine SW, Andrews JR. A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 33 (6): 984–98. PMID 11404665
61. Escamilla RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 33 (1): 127–41. PMID 11194098.
62. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Lander JE, Barrentine SW, Andrews JR, Bergemann BW, and Moorman CT III. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Med Sci Sports Exerc* 33: 1552–1566, 2001.
63. Fry AC, Smith JC and Schilling BK. Effects of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *J Strength Cond Res* 17: 626-633, 2003.
64. Rippetoe M (2007). *Starting Strength: Basic Barbell Training*, p.8. The Aasgaard Company. p. 320. ISBN 0-9768054-2-1.
65. Schoenfeld BJ Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *J Strength Cond Res*. 2010 Dec;24(12):3497-506.doi.101519).
66. Senter, C and Hame, SL. Biomechanical analysis of tibial torque and knee flexion angle: Implication for understanding knee injury. *Sport Med* 36: 635-641, 2006.
67. Boyle M. *Functional Training for Sports: Superior conditioning for today's athlete*. Champaign, IL. Human Kinetics, 2004.

68. Boyle M. *Advances in Functional Training: Training Techniques for Coaches, Personal Trainers and Athletes*. Aptos, CA. On Target Publications, (2010).
69. Boyle, M *Avanços no Treinamento Funcional*. Porto Alegre: Artmed, 2015.
70. Brown SP (2000). *Introduction to exercise science*. Lippincott Wims & Wilkins. pp. 280–1. ISBN 0-683-30280-9.
71. HALLIDAY. D., RESNICK, R. WALKER, J. *Fundamentals of Physics*. 10th Edition. 2007.
72. Winter, D.A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th Edition. 2009.
73. Okazaki VHA, Rodacki ALF, Okazaki FHA. O efeito da frequência da amostragem e da intensidade do filtro na análise cinemática. XVI SEFSUL; 2004. 127-133.
74. Vieira, F. *Desenvolvimento e validação do software “advanced limits of kinect-ALK®” para avaliação cinética e cinemática de habilidades neuromotoras*. Tese. Piracicaba:Unimep; 2016.
75. Hall, S. J. *Biomecânica Básica*. 4 Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan;2005.
76. McGinnis, P. M. *Biomecânica do Esporte e Exercício*. Porto Alegre: Artmed, 2002.
77. Vilela Junior, G. B. *Aspectos históricos da biomecânica na Educação Física brasileira*. Dissertação. Campinas: Unicamp;1996.
78. Bisquerra, R. et al,. *Introdução a estatística enfoque informático com o pacote estatístico SPSS*. Porto Alegre:Artmed;2004.

APÊNDICE

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Novas tecnologias nas Ciências do Movimento Humano: a utilização do “Advanced Limits of Kinect – ALK®” para avaliação cinemática e cinética no treinamento esportivo do agachamento

Pesquisador: GUANIS DE BARROS VILELA JUNIOR

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 90052918.0.0000.5507

Instituição Proponente: INSTITUTO EDUCACIONAL PIRACICABANO DA IGREJA METODISTA

Patrocinador Principal: Capes Coordenação Aperf Pessoal Nível Superior

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.697.591

Apresentação do Projeto:

A utilização de novas tecnologias para analisar o movimento humano tem sido uma promissora área de investigação científica, seja pelo desenvolvimento e validação de novos instrumentos, seja pela aplicação das mesmas em diferentes situações locomotoras. Objetivo: avaliar e comparar cinética e cinematicamente a execução do exercício físico agachamento através do software ALK® (Advanced Limits of Kinect). Métodos: estudo transversal e descritivo, onde serão avaliados 34 sujeitos do sexo masculino, com idade entre 18 e 30 anos, iniciantes e experientes com pelo menos 12 meses de prática. A pesquisa será realizada nas dependências da Universidade Metodista de Piracicaba (Unimep). Para aquisição cinemáticos será utilizado o ALK®, com frequência de aquisição de 30 Hz e filtro FFT (Fast Fourier Transform) com frequência de corte de 7,0 Hz. A aquisição de dados cinéticos será realizada com a utilização de duas plataformas de força e do software Equilibrium®. Dados cinemáticos e cinéticos serão tratados estatisticamente através dos softwares SPSS 23.0 e Origin 9.0; a normalidade das variáveis será analisada com o teste Kolmogorov-Smirnov, o tamanho do efeito pelo teste de Cohen e a homogeneidade das variâncias com o teste de Bartlett, a comparação das médias será realizada com o teste t independente (ou equivalente não paramétrico se for o caso), adotando a significância de 5%. Projeto adequadamente apresentado, contendo todos os dados necessários para sua análise.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: Avaliação cinemática tridimensional e cinética em diferentes contextos no treinamento esportivo do exercício agachamento.

Objetivo Secundário: - Realizar análise cinemática do agachamento, comparando sujeitos iniciantes e treinados. - Realizar análise cinética do agachamento, comparando sujeitos iniciantes e treinados.- Avaliar a existência de diferenças estatisticamente significantes das variáveis biomecânicas entre os grupos. Objetivos claros, coerentes com o desenho do projeto e exequíveis dentro do cronograma exposto.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Existem riscos de lesão física durante a execução do agachamento, entre tanto os mesmos serão minimizados através da explicação detalhada da técnica adequada para que o mesmo seja realizado e os responsáveis pela pesquisa estarão monitorando a coleta de dados para auxiliar na segurança durante a mesma. Eventuais constrangimentos serão evitados com uma coleta norteada por princípios éticos e humanistas. Na eventualidade de alguma lesão o sujeito será prontamente atendido e se necessário encaminhado para o hospital, sendo solicitado uma ambulância pelo número 192. Benefícios: Os benefícios decorrentes da participação desta pesquisa são: 1) compreender a técnica mais eficiente de execução do movimento agachamento; 2) através da execução adequada do movimento minimizar o risco de lesões durante sua prática; 3) promover e incentivar hábitos de vida saudáveis e a promoção da saúde decorrente do exercício físico regular.

Riscos e benefícios adequadamente dimensionados para esta pesquisa

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Destacam-se a relevância e as contribuições da pesquisa apresentada. As bases teóricas estão adequadas, a metodologia é coerente e a coleta de dados é adequada à proposta.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

TCLE está presente e é adequado.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto está aprovado

Considerações Finais a critério do CEP:

Este colegiado acolhe o parecer acima descrito e aprova o projeto.

Continuação do Parecer: 2.697.591

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1136954.pdf	15/05/2018 20:07:57		Aceito
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1136954.pdf	15/05/2018 18:29:12		Aceito
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1136954.pdf	15/05/2018 17:37:49		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	RPP_Mest_projeto_Final.pdf	15/05/2018 17:37:14	GUANIS DE BARROS VILELA JUNIOR	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	tcle_rpp.pdf	15/05/2018 17:35:16	GUANIS DE BARROS VILELA JUNIOR	Aceito
Cronograma	RPP_Cronograma.pdf	15/05/2018 17:33:06	GUANIS DE BARROS VILELA	Aceito
Folha de Rosto	Folha_rosto.pdf	15/05/2018 17:32:28	GUANIS DE BARROS VILELA	Aceito
Outros	folharosto.pdf	07/06/2018 08:23:20	Daniela Faleiros Bertelli Merino	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

PIRACICABA, 07 de Junho de 2018

Assinado por:
Daniela Faleiros Bertelli Merino
(Coordenador)

ANEXO**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – TCLE**

Universidade Metodista de Piracicaba - UNIMEP
CPAQV – Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida
Núcleo de Pesquisa em Biomecânica Ocupacional, Ergonomia e Qualidade de Vida

Pesquisa: Novas tecnologias nas Ciências do Movimento Humano: a utilização do “*Advanced Limits of Kinect - ALK*” para avaliação cinemática e cinética no treinamento esportivo do agachamento

Pesquisadores responsáveis: Prof. Ricardo Pablo Passos

Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido a ser assinado pelos voluntários ou responsáveis participantes desse estudo

Essas informações estão sendo fornecidas para a participação voluntária do(a) senhor(a) _____, para realizar as capturas dos movimentos a serem estudados, não tendo nenhuma atividade que vai requerer treinamento ou aprendizagem do mesmo para a execução durante as coletas. A coleta de dados será realizada pelo pesquisador

Prof. Ricardo Pablo Passos, sob orientação, supervisão e responsabilidade do Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior.

Existem riscos de lesão física durante a execução do agachamento, entre tanto os mesmos serão minimizados através da explicação detalhada da técnica adequada para que o mesmo seja realizado e os responsáveis pela pesquisa estarão monitorando a coleta de dados para auxiliar na segurança durante a mesma. Eventuais constrangimentos serão evitados com uma coleta norteada por princípios éticos e humanistas. Na eventualidade de alguma lesão o sujeito será prontamente atendido e se necessário encaminhado para o hospital, sendo solicitado uma ambulância pelo número 192.

Os benefícios decorrentes da participação desta pesquisa são: 1) compreender a técnica mais eficiente de execução do movimento agachamento; 2) através da execução adequada do movimento minimizar o risco de lesões durante sua prática; 3) promover e incentivar hábitos de vida saudáveis e a promoção da saúde decorrente do exercício físico regular.

Os(As) senhores(as) serão informados dos resultados de todos os processos, etapas de avaliação, bem como dos resultados do estudo. Se houver qualquer dúvida em relação aos procedimentos, etapas, resultados, os(as) senhores(as) podem e devem procurar pelo Prof. Ricardo Pablo Passos, tel.: (19) 994058000 / (19) 32396530, e pelo Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior, do programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Metodista de Piracicaba, São Paulo, nos tel.: (19) 3124-1515 – Ramal 1239 e (19) 3124-1609 / 3124-1659.

Os(As) senhores(as) podem desistir de participar desse estudo a qualquer momento, sem quaisquer prejuízos aos mesmos. Todas as informações serão mantidas em sigilo e os dados utilizados apenas para fins didáticos, acadêmicos e científicos.

Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior
Professor Responsável

Acredito ter sido suficientemente esclarecido a respeito das informações que foram lidas por mim, descrevendo o estudo que visa analisar movimentos simples. Os propósitos desse estudo, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes ficaram claros para mim. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso aos dados da pesquisa quando julgar necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e posso retirar meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades, prejuízos ou perdas e se decidir desistir, informarei o pesquisador Prof. Ricardo Pablo Passos e/ou o professor Dr. Guanis de Barros Vilela Junior.

“Eu _____,
residente à _____,
telefone: _____, declaro que também tomei conhecimento do estudo e decidi dele participar, dando meu consentimento livre e esclarecido para efetuação do estudo”.

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste responsável do voluntário para a participação neste estudo.

Data: ____/____/____

Assinatura do(a) Voluntário(a)