



Utilização de sensores inerciais para a análise tridimensional durante a execução de agachamento com e sem barra: Uma análise Biomecânica e de Comportamento Motor

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Atividade Física em Populações Especiais

Bruno Pereira Aires

Orientador:

Professor Doutor Marco António Colaço Branco

2020

Dedicatória

Ao meu Pai e Mãe

Agradecimentos

A realização desta dissertação não teria sido possível sem a ajuda preciosa das seguintes pessoas em que um simples obrigado não é suficiente:

Ao Doutor Marco Branco pelo seu apoio incondicional e motivacional no desenvolvimento desta dissertação no tempo exigido;

À Doutora Rita Santos Rocha, pelo apoio moral numa fase difícil da minha vida pessoal e profissional e confiança depositada em mim;

Aos meus pais , pela sorte e pela força que transmitem e de tê-los presentes na minha vida mesmo na situação delicada em que se encontra o meu pai;

Aos meus praticantes de treino individualizado que estão sempre atentos ao meu percurso académico e profissional pelo vosso apoio e compreensão da minha eventual “ausência”;

A toda a minha família e dos meus amigos próximos que acreditaram que conseguisse chegar ao fim desta etapa;

A todos os participantes, pela vossa disponibilidade neste estudo.

Resumo

Utilização de sensores inerciais para a análise tridimensional durante a execução de agachamento com e sem barra: Uma análise Biomecânica e de Comportamento Motor

Introdução: O agachamento é um movimento funcional utilizado em várias ações motoras do nosso dia-a-dia, bem como na prescrição de treino de força. A sua análise quantitativa e qualitativa com recurso à utilização de sensores inerciais permite-nos compreender a individualidade de cada praticante durante a sua execução, utilizando tanto uma abordagem biomecânica, como de comportamento motor.

Objetivos: Verificar se com a utilização dos sensores inerciais do *smartphone* é possível identificar alterações no padrão de agachamento entre diferentes condições de execução e analisar a coordenação motora em diferentes grupos nas diferentes condições de agachamento, com e sem barra.

Metodologia: O nosso estudo envolveu uma amostra de 29 adultos do sexo masculino e feminino com idades compreendidas entre os 19 e os 49 anos ($26 \pm 7,23$ anos). Para uma análise biomecânica recorreremos às variáveis pico máximo, mínimo e amplitude para cada plano de movimento. Para uma análise em comportamento motor utilizámos a média, desvio-padrão e coeficiente de variação com e sem barra nos três planos de movimento. Em ambas as áreas, na biomecânica e no comportamento motor, foi ainda realizada uma análise qualitativa das curvas de dados.

Resultados: É possível recolher dados quantitativos de análise do movimento utilizando um *smartphone*. Verificamos diferenças significativas nos picos máximos, mínimos como nas amplitudes de movimento no padrão de movimento no plano sagital na flexão/extensão da coxa. Nos restantes planos de movimento, através de uma análise individual foi possível encontrar diferenças no padrão de movimento entre indivíduos. Encontramos também diferenças significativas em dois parâmetros de dispersão de dados entre condições, no plano sagital e transversal e na média no plano sagital entre condições de agachamento, mas não na experiência de cada indivíduo. Numa abordagem de comportamento motor é importante analisar todos os dados do

movimento sendo por isso necessário analisar individualmente cada indivíduo verificando algumas diferenças na coordenação entre grupos.

Conclusões: Analisar e recolher dados cinemáticos com o smartphone permite-nos adquirir informações cruciais sobre o movimento do agachamento com e sem barra, bem como, compreender o comportamento motor ao aplicar um constrangimento de tarefa.

Palavras-chave: agachamento, sensores inerciais, *smartphone*, coordenação

Abstract

Use of inertial sensors for three-dimensional analysis during the execution of squats with and without bars: A biomechanical and motor behavior analysis

Introduction: The squat is a functional movement used in many motor actions of our daily life activities, as also in the prescription of strength training. A quantitative and qualitative analysis using inertial sensors allows us to understand the individuality of each practitioner during back squat, using a biomechanical and motor behavior approach.

Objectives: With the use of the smartphone inertial sensors if it possible to identify changes in the squat pattern between different squat conditions and to analyze motor coordination in different groups of experience, with and without a barbell.

Methodology: A sample of 29 male and female adults aged between 19 and 49 years (26 ± 7.23 years). For a biomechanical analysis we used the maximum, minimum and amplitude variables for each plane of movement. For an analysis of motor behavior, we used the mean, standard-deviation and coefficient of variation with and without a barbell in the three planes of movement. In both aspects, in biomechanics and motor control, we analyzed the squat in a qualitative way.

Results: It is possible to collect quantitative data for analysis of movement using a smartphone. We verified significant differences in the maximum, minimum peaks and in the amplitudes in the movement pattern in the sagittal plane, related to flexion/extension of the thigh. In the remaining planes of motion, through an individual analysis it was possible to find differences in the movement pattern between individuals. We also found significant differences in two data dispersion parameters between conditions, in the sagittal and transversal plane and in the average in the sagittal plane between squatting conditions, but not in the experience of each individual. In a motor behavior approach, it is important to analyze all movement data and it is therefore necessary to analyze each individual singularity, checking for differences in coordination pattern between groups.

Conclusions: Analyzing and collecting kinematic data with the smartphone allows us to acquire crucial information about the movement of the squat with and without a bar, as well as to understand the motor behavior when applying a task constraint.

Keywords: squat, inertial sensors, smartphone, coordination

Índice

Agradecimentos.....	ii
Resumo	1
Abstract	3
Índice de Figuras.....	8
Índice de Tabelas	9
Quadro de Abreviaturas	10
Capítulo 1.....	11
1. Introdução	11
1.1 Enquadramento Geral	12
1.2 Variáveis	15
Capítulo 2.....	21
2. Utilização de sensores inerciais para análise cinemática tridimensional do segmento da coxa durante a execução do agachamento com e sem barra.....	21
Resumo	22
Abstract	23
2.1 Enquadramento	24
2.2 Problemática e Pertinência	26
2.3 Questões Experimentais	28
2.4 Objetivos	28
2.5 Hipóteses	29
2.6 Metodologia	29
2.6.1 Caracterização da Amostra	29
2.6.2 Instrumentos.....	30
2.6.3 Procedimentos	30
2.6.3.1 Procedimentos de Recolha	30

2.6.3.2 Procedimentos de tratamento dados.....	33
2.7 Resultados.....	37
2.7.1 Plano Sagital.....	38
2.7.2 Plano Frontal	39
2.7.3 Plano Transversal.....	41
2.8 Discussão.....	42
2.9 Conclusão	44
Capítulo 3.....	46
3. Análise da coordenação motora, baseada em sensores inerciais, durante a realização do agachamento com e sem barra	46
Resumo	47
Abstract.....	48
3.1. Enquadramento.....	49
3.2. Problemática e Pertinência.....	51
3.3. Questões experimentais	52
3.4. Objetivos.....	53
3.5. Hipóteses	53
3.6. Metodologia	53
3.6.1. Caracterização da Amostra.....	53
3.6.2. Instrumentos	54
3.6.3. Procedimentos.....	54
3.6.3.1. Procedimentos de Recolha	54
3.6.3.2. Procedimentos de tratamento de dados.....	55
3.7. Resultados	57
3.7.1. Plano Sagital	59
3.7.2. Plano Frontal.....	60

3.7.3. Plano Transversal.....	61
3.8. Discussão	62
Capítulo 4.....	66
4. Considerações Finais	66
4.1. Discussão e Conclusão Geral.....	67
4.2. Limitações.....	68
4.3. Recomendações para pesquisas futuras	69
4.4. Aplicações Práticas.....	69
Bibliografia.....	70
Anexos	76

Índice de Figuras

Figura 1. Estruturação sequencial do raciocínio do capítulo 2	19
Figura 2. Estruturação racional do Capítulo 3	20
Figura 3. Colocação do smartphone logo acima do ponto anatómico, o epicôndilo lateral do fémur	31
Figura 4. Passos para a recolha de dados na aplicação <i>Phyphox</i> no <i>smartphone</i> . a) O menu principal oferece acesso a um conjunto de sensores, seguidos por uma coleção de experimentos com análise de dados, categorizados por tópicos; b) Adicionar experimento simples; c) Introdução da identificação do sujeito (ex: Sujeito 1 – sem barra) bem como os sensores inerciais a utilizar; d) Preparação para a recolha de dados; e) Visualização gráfica dos dados em bruto da velocidade angular nos diferentes eixos da tarefa pretendida; f) Guardar e exportar dados recolhidos pelo <i>smartphone</i>	32
Figura 5. Visualização dos dados originais e dos dados filtrados, por eixo na condição de agachamento com barra.	34
Figura 6. Dados de deslocamento angular da coxa após a aplicação do integral aos dados do giroscópio.	34
Figura 7. Representação dos dados angulares antes (linha azul) e depois (linha amarela) da correção e respetiva reta de regressão (linha vermelha).	35
Figura 8. Identificação dos ciclos de agachamento detetados automaticamente através de autocorrelação. Linha azul representa dos valores de r à medida que a correlação do ciclo selecionado manualmente passa por toda a série temporal. Círculos verdes representam a máxima correlação encontrada.	36
Figura 9. Representação gráfica de cada ciclo, média e $\pm$ desvio-padrão.	36
Figura 10. Representação Gráfica do padrão médio de execução do agachamento com e sem barra no Plano Sagital.	38
Figura 11. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito 4 (esquerda) e do Sujeito 16 (direita)	39
Figura 12. Representação Gráfica do padrão médio de execução do agachamento com e sem barra no Plano Frontal	40

Figura 13. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito 1 (esquerda) e do Sujeito 15 (direita). Valores positivos representam a adução da coxa e os negativos representam abdução da coxa.....	40
Figura 14. Representação Gráfica do padrão médio de execução do agachamento com e sem barra no Plano Transversal	41
Figura 15. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito 18 (esquerda) e do Sujeito 29 (direita)	42
Figura 16. Dualidade entre coordenação e variabilidade	52
Figura 17. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito inexperiente 27 (esquerda) e do Sujeito experiente 13(direita)	59
Figura 18. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito inexperiente 6 (esquerda) e do Sujeito experiente 24(direita)	60
Figura 19. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito inexperiente 1 (esquerda) e do Sujeito experiente 24 (direita).....	61
Figura 20. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito 7 (experiente)	63
Figura 21. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito 13 (inexperiente)	63

Índice de Tabelas

Tabela 1. Tabela operacional das variáveis.....	15
Tabela 2. Caracterização da Amostra.....	29
Tabela 3. Estatística Descritiva e Inferencial dos picos máximo, mínimo e amplitude por plano de movimento e tipo de agachamento.	37
Tabela 4. Caracterização da Amostra.....	53
Tabela 5. Estatística Descritiva da média, desvio-padrão e coeficiente de variação por plano de movimento, tipo de agachamento e experiência.	58

Quadro de Abreviaturas

IMUs = sensores inerciais

ω = velocidade angular

S01(···) = Sujeito 1.2.3 (···)

Capítulo 1

1. Introdução

1.1 Enquadramento Geral

A inatividade física é um dos principais fatores de risco modificáveis à mortalidade (Fletcher et al., 2018). Normalmente a atividade física é definida como o movimento corporal produzido pela contração do músculo esquelético que resulta num aumento das necessidades calóricas em relação ao gasto energético em repouso (Fletcher et al., 2018; Riebe et al., 2018). Fletcher *et al* (2018) refere que a atividade física está associada as atividades da vida cotidiana como tarefas domésticas, trabalho, lazer, transporte. O exercício físico é definido como um tipo de atividade física que é planeada, repetitiva, e estruturada que visa promover a melhoria da saúde e da condição física (Fletcher et al., 2018; Riebe et al., 2018). A importância que tem a atividade física e exercício físico nos dias de hoje é deveras importante, com variados benefícios para a melhoria da saúde, logo deveremos ter uma melhor abordagem na avaliação e controlo dos exercícios físicos de modo a prevalecer a continuidade dos nossos praticantes à atividade, sem risco de lesões, desistências ou até a falta de motivação.

No treino de força, o agachamento é um exercício dinâmico e funcional cujos movimentos são parte integrante das atividades da vida diária. Geralmente é um exercício fundamental nos programas de treino de força e reabilitação (O'Reilly et al., 2017). O agachamento é um movimento poderoso que mede a força da parte inferior do corpo e do tronco de um indivíduo, sendo utilizado em programas de treino de atletas. A eficácia mecânica está relacionada à experiência do praticante e a sua técnica de agachamento pode determinar a vitória em uma competição de, por exemplo, *powerlifting* e/ou pode predispor um atleta a diversos tipos de lesões (Miletello et al., 2009). No exercício de agachamento é importante perceber as pequenas alterações na cinemática dos membros inferiores durante a realização da tarefa que afetam a carga articular interna do joelho (Hale et al., 2018).

A biomecânica é o estudo das forças que atuam internamente e externamente aos organismos vivos e dos efeitos dessas forças no tamanho, forma e estrutura dos movimentos. A biomecânica do desporto e exercício estudam as forças internas (força muscular, forças que atuam sobre os ossos e as articulações, ao qual resultam da transmissão de forças musculares através do sistema musculo esquelético), das forças

externas (forças de reação ao solo) resultante das forças internas e dos seus efeitos na estrutura musculoesquelética. A biomecânica do movimento é o ramo referente ao efeito das forças externas no movimento do corpo. No desporto e exercício, sempre que o *personal trainer*, treinador, instrutor visa a promoção da técnica do praticante, estes estão a tentar que o praticante tente mudar a aplicação das forças internas com o objetivo de alterar a magnitude, duração e ou tempo dessas forças externas que irão aprimorar a sua performance geral (Watkins, 2017).

A realização de movimentos adequados durante o treino e/ou competição poderão afetar a performance desportiva e/ou saúde do atleta. A maioria dos movimentos desportivos são repetidos inúmeras vezes em cada sessão de treino, e consequentemente uma técnica apropriada é fundamental para a otimização de resultados e na prevenção de lesões (Reuter & National Strength & Conditioning Association (U.S.), 2012; Wong et al., 2007). A avaliação dos padrões de movimento durante atividades funcionais, como agachar, tem sido um desafio enorme para os *personal trainers*. Normalmente, o teste físico é somente executado através da observação qualitativa pelo avaliador com o auxílio de escalas classificadas pelo avaliador e/ou pelo paciente (Al-Amri et al., 2018). Os sensores portáteis têm chamado a atenção nas últimas décadas pela sua capacidade de estimar de forma não invasiva o gasto energético e supervisionar remotamente o movimento dos praticantes (del Rosario et al., 2015; Pernek et al., 2013). A avaliação quantitativa da atividade física é relevante para os profissionais de saúde como para a prescrição de exercício, principalmente nas áreas de reabilitação e em contexto de ginásio. No entanto, é difícil obter resultados objetivos sobre a atividade física. Os dispositivos inerciais (IMUs) são uma ferramenta promissora para superar estas limitações, sendo utilizados para avaliar a condição física numa série de atividades tais como sentar, deitar, andar e levantar-se em ambientes controlados e domésticos (Petraglia et al., 2019).

O comportamento motor pode ser classificado de acordo com várias dimensões, como contínuo/discreto referindo-se à extensão em que o movimento começa e acaba e como aberto/fechado referindo à extensão em que o envolvimento é previsível (Schmidt et al., 2019). Estes autores dizem que os movimentos podem ser medidos através de vários métodos, porém os mais utilizados são através do cálculo de variáveis

cinemáticas (posição, velocidade e aceleração) e por registo da atividade elétrica dos músculos (EMG). Os sistemas dinâmicos são caracterizados pela interconexão de todas as variáveis, pelo que a alteração de uma dessas variáveis afetará todas as restantes que fazem parte do sistema (De Bot et al., 2007). No exercício do agachamento, o sistema pode encontrar várias soluções para o objetivo final que é agachar, derivado a vários constrangimentos de tarefa, envolvimento e do organismo. Os estudos intra-individuais são geralmente mais produtivos para esclarecer como os movimentos podem ser melhor coordenados, podendo ser encontradas diferenças nas velocidades de execução (Lamb & Bartlett, 2017) que podem dar-nos outras informações sobre o comportamento motor do praticante. O estudo do padrão de coordenação ajuda-nos a compreender o movimento do exercício, neste caso do agachamento, permitindo-nos avaliar as maneiras pelas quais as mudanças podem ser feitas com a finalidade de melhorar a sua performance (Lamb & Bartlett, 2017). Estes autores referem que cada indivíduo realiza o seu próprio padrão de coordenação em que se sente “atraído” a fazer, de acordo com os constrangimentos do organismo, da tarefa e do envolvimento, sendo que nenhum padrão é inerentemente certo ou errado.

Ultimamente, os *smartphones* são frequentemente usados como ferramentas de recolha de dados físicos, em laboratórios de universidades, bem como em salas de aulas (Pierratos & Polatoglou, 2020). Estes autores referem que estes dispositivos são equipados com diversos sensores: acelerómetro, giroscópio, magnetómetro, entre outros. A recolha de dados é realizada pelos sensores e pode ser exportada e tratada numa simples folha de cálculo em *Excel*. Contudo algumas configurações também podem ser visualizadas em tempo real, tanto pelo avaliador como pelo praticante, sendo possível fornecer *feedback* ao longo dos exercícios realizados e suceder à alteração imediata da sua correção (Pierratos & Polatoglou, 2020).

O uso de aplicações em *smartphones* para medir quantitativamente a cinemática da marcha (del Rosario et al., 2015) aumentou recentemente no terreno e em contexto laboratorial. Muitas pessoas, incluindo clínicos, pesquisadores, treinadores, *personal trainers*, utilizam estas aplicações para medir os ângulos articulares (Mousavi et al., 2020). As principais razões dos *smartphones* estarem a ter um crescimento exponencial é por serem pequenos, portáteis, onipresentes e uma ferramenta poderosa; podem

servir como assistentes de treino, como no caso em que existem inúmeras aplicações que auxiliam o praticante nos exercícios; a sua capacidade de recolher dados e analisá-los em tempo real; conseguir fornecer um feedback imediato sobre o seu desempenho no treino e até se pode armazenar os dados captados pelos mesmos para uma análise mais aprofundada e rigorosa (Pernek et al., 2013)

1.2 Variáveis

Na Tabela 1 apresentamos o plano operacional de variáveis com a exposição das características das variáveis, nomeadamente, designando a forma como serão denominadas durante a recolha, tratamento e apresentação.

Tabela 1. Tabela operacional das variáveis

Parâmetros	Nome	Descrição	Domínio	Unidades	Tipo	Função
Caracterização Pessoal	Idade	-	19 - 49	Anos	Quantitativa contínua	Caracterizadora
	Sexo	-	-	-	Quantitativa contínua	Moderadora
	Altura	-	157 - 190	Cm	Quantitativa contínua	Caracterizadora
	Peso	-	49 - 87	Kg	Quantitativa contínua	Caracterizadora
	Condição de Agachamento	Com e Sem barra	-	-	Qualitativo	Independente
	Experiência	-	-	Anos	Quantitativa contínua	Independente
Biomecânicas	Max_Sagital_Peak_NBAR	Pico máximo sem barra no plano sagital	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Max_Sagital_Peak_WBAR	Pico máximo com barra no plano sagital	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Min_Sagital_Peak_NBAR	Pico mínimo sem barra no plano sagital	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Min_Sagital_Peak_WBAR	Pico mínimo com barra no plano sagital	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Amp_Sagital_Peak_NBAR	Amplitude Pico sem barra no plano sagital	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Amp_Sagital_Peak_WBAR	Amplitude Pico com barra no plano sagital	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente

	Max_Frontal_Peak_NBAR	Pico máximo sem barra no plano frontal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Max_Frontal_Peak_WBAR	Pico máximo com barra no plano frontal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Min_Frontal_Peak_NBAR	Pico mínimo sem barra no plano frontal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Min_Frontal_Peak_WBAR	Pico mínimo com barra no plano frontal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Amp_Frontal_Peak_NBAR	Amplitude Pico sem barra no plano frontal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Amp_Frontal_Peak_WBAR	Amplitude Pico com barra no plano frontal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Max_Transversal_Peak_NBAR	Pico máximo sem barra no plano transversal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Max_Transversal_Peak_WBAR	Pico máximo com barra no plano transversal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Min_Transversal_Peak_NBAR	Pico mínimo sem barra no plano transversal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Min_Transversal_Peak_WBAR	Pico mínimo com barra no plano transversal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Amp_Transversal_Peak_NBAR	Amplitude Pico sem barra no plano transversal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Amp_Transversal_Peak_WBAR	Amplitude Pico com barra no plano transversal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
Comportamento Motor	Mean_NBAR_Sag	Média sem barra no plano sagital	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Mean_WBAR_Sag	Média com barra no plano sagital	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
	Mean_NBAR_Frt	Média sem barra no	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente

	plano frontal				
Mean_WBAR_Frt	Média com barra no plano frontal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
Mean_NBAR_Trsv	Média sem barra no plano transversal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
Mean_WBAR_Trsv	Média com barra no plano transversal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
SD_NBAR_Sag	Desvio-padrão sem barra no plano sagital	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
SD_WBAR_Sag	Desvio-padrão com barra no plano sagital	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
SD_NBAR_Frt	Desvio-padrão sem barra no plano frontal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
SD_WBAR_Frt	Desvio-padrão com barra no plano frontal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
SD_NBAR_Trsv	Desvio-padrão sem barra no plano transversal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
SD_WBAR_Trsv	Desvio-padrão com barra no plano transversal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
CV_NBAR_Sag	Coefficiente de variação sem barra no plano sagital	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
CV_WBAR_Sag	Coefficiente de variação com barra no plano sagital	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
CV_NBAR_Frt	Coefficiente de variação sem barra no plano frontal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
CV_WBAR_Frt	Coefficiente de variação com barra no plano frontal	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente
CV_NBAR_Trsv	Coefficiente de	- ∞ - $+\infty$	º/s	Quantitativa Contínua	Dependente

		variação sem barra no plano transversal				
	CV_WBAR_Tr	Coeficiente de variação com barra no plano transversal	- ∞ - $+\infty$	g/s	Quantitativa Contínua	Dependente

1.3 Organização da dissertação

Esta dissertação foi dividida em quatro capítulos, onde no capítulo 1, é feita uma abordagem global sobre a temática estudada e as variáveis analisadas. Nos capítulos 2 e 3 foram realizados dois estudos ligados entre si mas com finalidades diferentes, tendo o segundo capítulo uma finalidade de averiguar a capacidade dos sensores inerciais embutidos num *smartphone* recolher e analisar variáveis cinemáticas, numa perspetiva biomecânica (Figura 1. Estruturação sequencial do raciocínio do capítulo 2, e o terceiro capítulo com a finalidade de averiguar a capacidade destes aparelhos permitirem uma análise pormenorizada da coordenação motora, no campo do comportamento motor (Figura 2). Esta separação permite uma interpretação e uma compreensão simples, objetiva e direta sobre a finalidade de cada estudo.

Optou-se por um modelo anglo-saxónico com a intenção futura de publicar os resultados da investigação realizada. A organização estrutural de cada estudo seguirá uma lógica tradicional (resumo, introdução, enquadramento, problemática, questões experimentais, objetivos, hipóteses, metodologia, resultados, discussão e conclusões).

No capítulo 4, discutem-se de forma generalizada todos os resultados obtidos, as limitações existentes em ambos os estudos e, apresentaremos recomendações para pesquisas futuras.

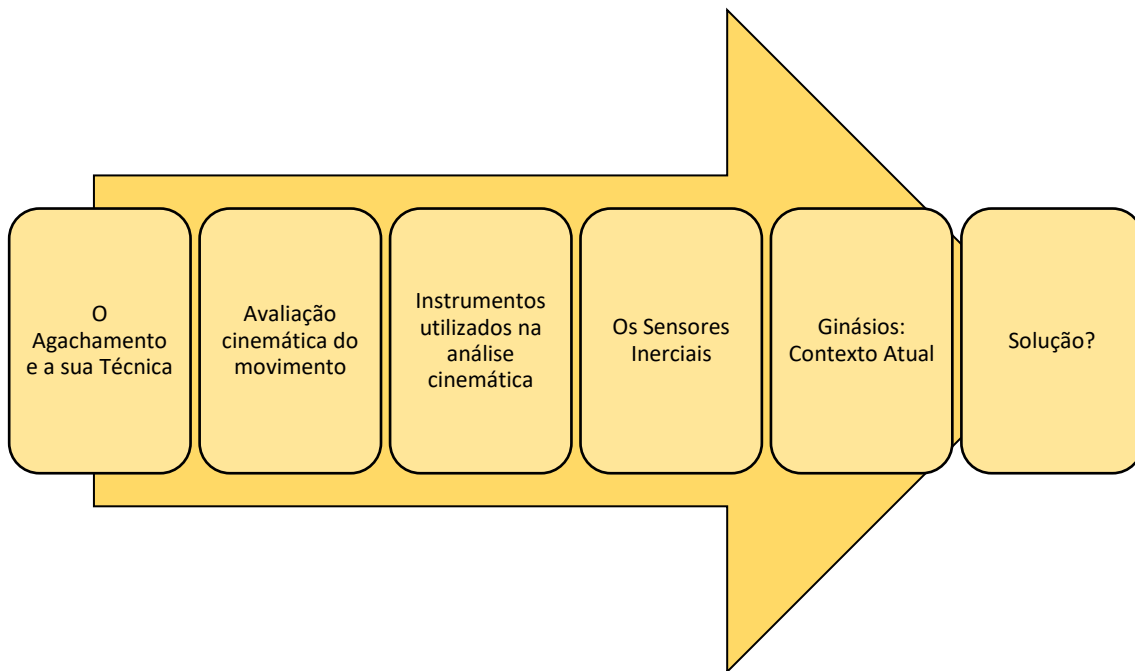


Figura 1. Estruturação sequencial do raciocínio do capítulo 2

Observando a Figura 1, abordaremos no capítulo 2, de forma breve, a importância da escolha do agachamento e a sua técnica. Falaremos de como é feita a avaliação cinemática do movimento (baseado em evidência científica) bem como os instrumentos utilizados para uma análise quantitativa. A inserção dos sensores inerciais numa análise simples e rigorosa do movimento, no contexto atual dos *personal trainer* e as suas dificuldades na análise do movimento de forma rápida e rigorosa, e apresentaremos uma possível solução para fazer face a essas limitações.

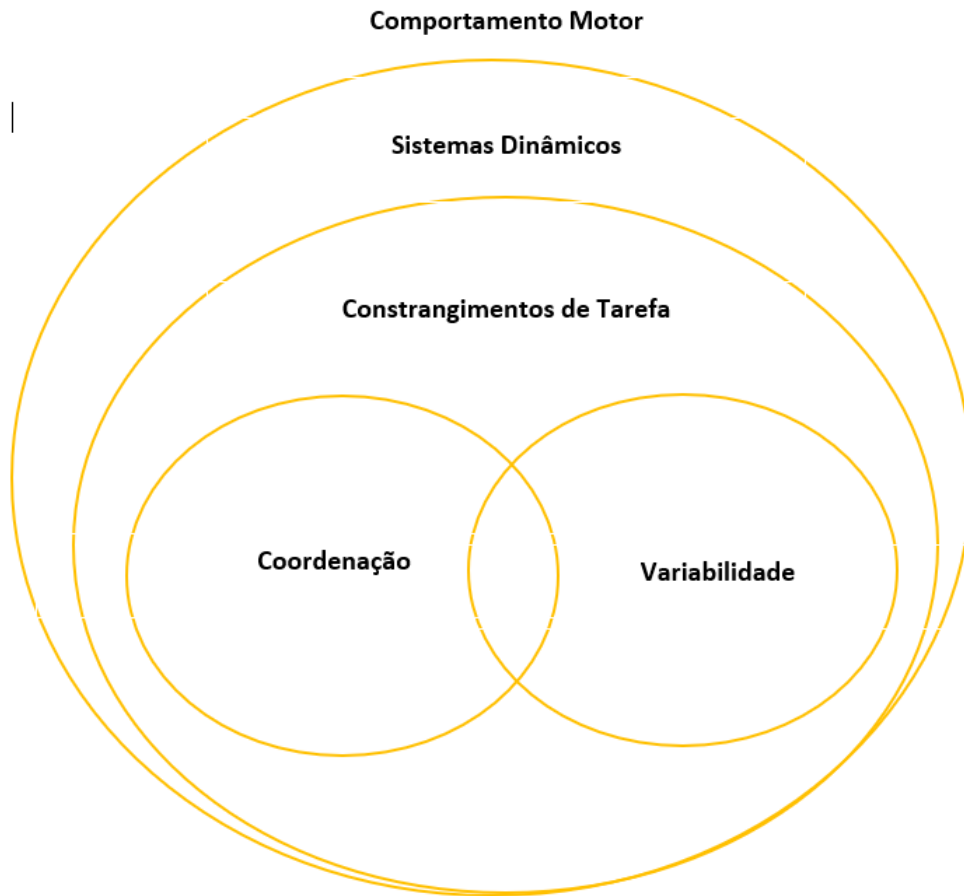


Figura 2. Estruturação racional do Capítulo 3

Referente ao capítulo 3, a Figura 2, representa de forma esquematizada como nos guiámos pelo processo de enquadrar as teorias e modelos de comportamento motor, até chegar à problemática do estudo.

Capítulo 2

2. Utilização de sensores inerciais para análise cinemática tridimensional do segmento da coxa durante a execução do agachamento com e sem barra

Resumo

Utilização de sensores inerciais para análise cinemática tridimensional do segmento da coxa durante a execução do agachamento com e sem barra

Introdução: Os sensores inerciais são uma ferramenta de análise tridimensional da cinemática do movimento podendo ser um substituto de fácil utilização e rigoroso na análise quantitativa do movimento.

Objetivos: O propósito deste estudo foi analisar se os sensores inerciais do *smartphone* permitem recolher e analisar dados de forma rigorosa e rápida sobre a execução do agachamento com e sem barra e se é possível identificar alterações no seu padrão nas diferentes condições de execução.

Metodologia: O nosso estudo envolveu uma amostra de 29 adultos do sexo masculino e feminino com idades compreendidas entre os 19 e os 49 anos. Todos os indivíduos realizaram um aquecimento de 5 min e executaram uma série de agachamento com e sem barra antes de serem feitas as recolhas.

Resultados: Somente no plano sagital foram encontradas diferenças significativas no pico máximo de flexão do segmento da coxa ($t=3,539$; $p\leq 0,001$), no pico mínimo referente à extensão do segmento da coxa ($t=2,563$; $p\leq 0,02$) e na amplitude angular do segmento coxa ($t=2,538$; $p\leq 0,02$). Nos restantes planos de movimento não foram encontradas diferenças significativas no pico máximo, no pico mínimo e na amplitude do segmento da coxa. Através de uma análise qualitativa individual encontramos diferenças no padrão de agachamento entre condições nos vários planos de movimento.

Conclusões: Este estudo fornece evidências de que é possível recolher e analisar dados de forma rigorosa e rápida pelo *smartphone*. Os resultados obtidos indicam que apenas existem diferenças significativas entre condições de agachamento no plano sagital, embora uma análise individualizada seja necessária para uma melhor compreensão das individualidades dos indivíduos.

Palavras-chave: agachamento, sensores inerciais, IMUs, padrão de movimento, coordenação

Abstract

Three-dimensional kinematic analysis of the thigh segment using inertial movement sensors in back squat with and without bar

Introduction: Inertial sensors are a useful tool for three-dimensional analysis of motion kinematics and can be an easy-to-use and rigorous substitute for quantitative analysis of movement.

Objectives: The purpose of this study was to analyze whether the smartphone's inertial sensors allow to collect and analyze data in a rigorous and fast way on the execution of the back squat with and without a barbell and if it is possible to identify changes in its pattern in the different execution conditions.

Methodology: Our study involved a total sample of 29 male and female adults aged between 19 and 49 years. All subjects performed a 5-minute warm-up and performed a series of squats with and without a barbell before the data collection.

Results: Only in the sagittal plane, significant differences were found in the maximum peak of flexion of the thigh segment ($t = 3.539$; $p \leq 0.001$), in the minimum peak of extension of the thigh segment ($t = 2.563$; $p \leq 0.02$) and in the angular amplitude of the thigh segment ($t = 2.538$; $p \leq 0.02$). In the remaining planes of movement, no significant differences were found in the maximum peak, minimum peak and amplitude of the thigh segment. Through an individual qualitative analysis, we found differences in the squat pattern between conditions in the various planes of movement.

Conclusions: This study provides evidence that it is possible to collect and analyze data accurately and quickly by a smartphone. The results indicate that there are only significant differences between squat conditions in the sagittal plane, although an individualized analysis is necessary for a better understanding of the subject's singularities.

Keywords: squat, inertial sensors, IMUs, movement pattern, coordination

2.1 Enquadramento

O agachamento é um dos exercícios mais utilizados no campo do treino de força, tendo um *transfer* direto para as atividades da vida diária (apanhar um objeto do chão, pegar uma criança ao colo, entre outros) exigindo o recrutamento e coordenação de vários grupos musculares numa simples tarefa, bem como têm uma correlação indireta com outras tarefas e hobbies (Schoenfeld, 2010).

Os métodos mais utilizados para executar o agachamento são, o agachamento com o peso corporal, agachamento com barra e na barra assistida (Escamilla, 2001). O agachamento começa com o sujeito na posição vertical com os joelhos e coxas em extensão, agachando num movimento contínuo até que a profundidade do agachamento desejada seja obtida e, em seguida, volta a posição inicial também num movimento contínuo (Escamilla, 2001). O agachamento com barra é realizado com a barra na parte de trás da cabeça, ligeiramente acima ou abaixo do nível do acrómio (Escamilla, 2001). O agachamento alcança uma flexão média de 135°, este nível de flexão ocorre simultaneamente com a translação posterior do epicôndilo femoral medial e lateral e rotação interna da tíbia (Galvin et al., 2018)

As medições cinemáticas são amplamente utilizadas por clínicos e investigadores (Cuesta-Vargas et al., 2010). Estas medições servem para quantificar os movimentos normais e os movimentos considerados patológicos, quantificar os graus de liberdade permitidos pela articulação, planejar estratégias de intervenção e reabilitação e para avaliar os efeitos dessas intervenções e futuras (Cuesta-Vargas et al., 2010). A avaliação do movimento pode ser realizada utilizando um olho bem treinado, pela captura de vídeo, pela utilização de um computador e/ou outros equipamentos especializados, tais como, as plataformas de pressão, as plataformas de forças e os programas de análise tridimensionais do movimento (Reuter & National Strength & Conditioning Association (U.S.), 2012). Com os avanços tecnológicos foram desenvolvidos sensores eletrónicos como acelerómetros, giroscópio, sensores angulares flexíveis, sistemas de rastreamento eletromagnético e sensores táteis para resolver os problemas da aplicação dos métodos baseados em imagem (Wong et al., 2007). As fitas métricas e goniómetros fornecem informações num único plano de movimento e somente em posições estáticas (Cuesta-Vargas et al., 2010; Goodvin et al., 2006). Os eletrogoniómetros e inclinómetros podem

oferecer soluções para múltiplos planos, embora, a forma destes sensores pode restringir o movimento (Cuesta-Vargas et al., 2010). A recolha de dados em movimentos dinâmicos tridimensionais permanece dificultada (Cuesta-Vargas et al., 2010).

Recentemente, as novas tecnologias obtidas através da engenharia aeroespacial, industrial e robótica parecem ser promissoras na análise do movimento (Cuesta-Vargas et al., 2010). Sensores eletromecânicos pequenos e de baixa potência usando tecnologias como acelerómetros, magnetómetros e giroscópios, podem preencher lacunas comparativamente aos *gold standart* fornecendo dados tridimensionais de movimentos dinâmicos sem algumas das restrições anteriormente citadas (Cuesta-Vargas et al., 2010). Segundo a literatura, os sensores inerciais podem ser utilizados como substituto prático e simples de análise de movimento comparativamente aos *gold standart* (Cuesta-Vargas et al., 2010; Min & Kim, 2015; Petraglia et al., 2019). Muitos estudos que têm utilizado diferentes tipos de sensores inerciais, baseados em acelerómetros (Amini et al., 2011; Jämsä et al., 2006; Kavanagh et al., 2006) e giroscópios (Coley et al., 2005; R. Y. W. Lee et al., 2003; Tong & Granat, 1999). Os sensores de aceleração linear medem exclusivamente a aceleração ao longo de uma direção específica (Petraglia et al., 2019). Quando são necessárias informações sobre a rotação do dispositivo, é necessário adicionar o sensor de velocidade angular (giroscópio). Os giroscópios calculam o deslocamento angular do dispositivo pela integração numérica dos dados da velocidade angular (Petraglia et al., 2019). Os IMUs atuais suportam a aquisição de dados em nove eixos utilizando acelerómetros, giroscópios e rastreadores magnéticos, podendo ser usados para medir o movimento e a cinemática dos segmentos corporais (J. Lee et al., 2020). Estes sistemas facilitam a construção de ambientes de medição confortáveis, compactos e de baixo custo (J. Lee et al., 2020). Os sensores inerciais (acelerómetro, giroscópio e magnetómetro) são usados para detetar e/ou calcular variáveis espaço-temporais (Pratt & Sigward, 2018). Eles podem ser fixados em diferentes segmentos do corpo para medir acelerações e/ou velocidades angulares do segmento (Pratt & Sigward, 2018). Por exemplo, as velocidades angulares do joelho, coxa e perna não só quantificam a velocidade de rotação de um segmento como também nos fornece uma compreensão preliminar do controlo neuromuscular das tarefas dinâmicas (Pratt & Sigward, 2018). Os sujeitos

podem aplicar mudanças subtis na cinemática articular de modo a alterar as forças e diminuir a carga no joelho durante essas tarefas (Pratt & Sigward, 2018). Os cálculos podem ser realizados para quantificar os ângulos do segmento/articulação utilizando múltiplos sensores (Pratt & Sigward, 2018). Estudos recentes têm destacado a sua importância na detecção das diferenças nos membros inferiores relativamente a carga aplicada ao joelho durante a marcha (Pratt & Sigward, 2018). Os IMUs permitem-nos recolher de forma simplificada, dados quantitativos relacionados com o movimento, permitindo também analisar desvios nos diferentes eixos e planos de movimentos (Al-Amri et al., 2018; J. Lee et al., 2020). A literatura considera que este tipo de sensores são confiáveis (Bonnet et al., 2012; del Rosario et al., 2015; Logar & Munih, 2015; Mousavi et al., 2020; Pernek et al., 2013; Petraglia et al., 2019) embora uma das limitações deste tipo de equipamento é que pode ser afetado pela presença de metais (Cuesta-Vargas et al., 2010)

2.2 Problemática e Pertinência

Os sistemas optoelectrónicos baseados em vídeo (com câmaras de infra-vermelhos) são vistas como os “*gold standart*” (Al-Amri et al., 2018; Cuesta-Vargas et al., 2010; Petraglia et al., 2019). No entanto, esses métodos exigem ambientes de medição grandes e complexos, incluindo várias câmaras e marcadores de rastreamento de movimento fixados aos corpos dos sujeitos (J. Lee et al., 2020) e alguns destes, podem ficar de fora do campo de visão, o que pode contribuir para a perda de dados (Mayagoitia et al., 2002). Estes sistemas demoram tempo para operarem (Esser et al., 2009; Wong et al., 2007) e normalmente são aplicados em ambientes laboratoriais (Al-Amri et al., 2018; Cuesta-Vargas et al., 2010; Esser et al., 2009; Wong et al., 2007). Os sistemas de movimento tridimensionais optoelectrónicos podem ser utilizadas para fornecer medições abrangentes e objetivas, contudo requer que o praticante execute a tarefa num laboratório especializado de análise de movimento requerendo um alto nível de conhecimento técnico e prático (Al-Amri et al., 2018) e todo o equipamento é dispendioso, não portátil (Al-Amri et al., 2018; Mousavi et al., 2020) e de difícil utilização no terreno (Mousavi et al., 2020). Um outro método utilizado em investigação é a videografia (Choppin & Wheat, 2013; Corazza et al., 2006; Escamilla et al., 2001; Gwynne

& Curran, 2014; Hadi et al., 2012; Sandau et al., 2014), de baixo custo financeiro, mas de elevado custo temporal, apresentando algumas limitações. O processo de recolha é relativamente demorado onde é necessário saber posicionar a(s) câmara(s) dependendo se queremos ter uma análise bidimensional (2D) ou tridimensional (3D), sincronizar as câmaras em análises 3D, fazer a marcação dos pontos anatómicos para a análise do movimento escolhido (Castro et al., 2006; Knudson, 2007), ter um cubo de calibração (Hadi et al., 2012), confirmar se todos os pontos estão visíveis, se a roupa utilizada pelos intervenientes é adequada, ter em atenção o ambiente onde é filmado para posterior análise em software (APAs, kinovea, Skillspector, entre outros) que demora a estar concluída, pelo número tempo despendido nas análises *frame* por *frame* de apenas uma recolha (Castro et al., 2006). Com os avanços tecnológicos relativamente aos sensores inerciais e plataformas de computação móvel, estas limitações relativas ao acompanhamento, permitiu a possibilidade de monitorizar remotamente as sessões de treino dos nossos praticantes em tempo real e consequentemente auxiliá-los na melhoria da performance desportiva ou técnica dos exercícios realizados (O'Reilly et al., 2017). A utilização de IMUs, permite-nos obter dados quantitativos da análise do movimento e observar os comportamentos motores não visíveis a olho nu nos diversos planos do movimento (O'Reilly et al., 2017). Al-Amri et al. (2018) apontam que é necessária uma abordagem mais rigorosa para quantificar o movimento articular em contexto desportivo e clínico. No paradigma atual, podemos então observar a existência de discrepâncias entre os sistemas clínicos de análise de movimento atualmente disponíveis e os utilizados em contexto laboratorial (Cuesta-Vargas et al., 2010).

Os profissionais de exercício físico devem fornecer uma orientação especializada para ajudar os seus clientes/praticantes a alcançarem as suas necessidades pessoais relativamente ao exercício físico. No entanto, nem sempre é prático operar sob a supervisão direta de um profissional de exercício físico e, consequentemente, os clientes recebem normalmente treinos sem qualquer supervisão qualificada (O'Reilly et al., 2017). O papel do profissional de exercício físico é providenciar segurança e orientação na eficácia dos exercícios (Clark et al., 2018) embora sabemos que nem sempre é possível nos períodos de maior afluência nos ginásios, um ou dois profissionais de

exercício físico não conseguem dar resposta em salas com cerca de 40 pessoas de forma eficiente.

No seguimento, habitualmente os profissionais de exercício não realizem qualquer tipo de análise quantitativa do movimento, muito derivado dos custos temporais que daí advêm, bem como dos métodos anteriormente descritos não serem práticos de executar. Sendo eu, um profissional do exercício, um dos meus principais objetivos é orientar os meus clientes para atingirem os seus resultados/necessidades, seja eles a nível de saúde ou performance. Por conseguinte, é importante encontrar soluções que permitem analisar de forma mais rápida, rigorosa e minuciosa o movimento e daí aplicarmos as correções necessárias na prescrição de treino.

2.3 Questões Experimentais

Baseado nesta problemática, propomos as seguintes questões experimentais:

1. Será que a utilização de sensores inerciais do *smartphone*, permite recolher e analisar dados de forma rigorosa e rápida?
2. Será que é possível utilizar este método para analisar a técnica de agachamento?
3. Será que é possível distinguir alterações, no padrão do agachamento, entre diferentes condições de execução?

2.4 Objetivos

Indo ao encontro destas questões experimentais, são propostos os seguintes objetivos para a elaboração deste estudo:

1. Verificar se é possível utilizar os dados recolhidos para uma análise rigorosa e rápida;
2. Verificar a possibilidade de avaliação da técnica do exercício de agachamento;
3. Verificar se existe diferenças no padrão de movimento entre diferentes condições de execução do agachamento.

2.5 Hipóteses

H1 – Os sensores inerciais do *smartphone* permitem recolher e analisar dados de forma rigorosa e mais rápida

H2 – Com os dados recolhidos pelos sensores inerciais do *smartphone*, é possível analisar de forma objetiva a técnica do agachamento

H3 - É possível distinguir alterações, no padrão do agachamento, entre diferentes condições de execução

2.6 Metodologia

2.6.1 Caracterização da Amostra

Para o presente estudo, recolhemos uma amostra de 29 pessoas, adultos masculinos e femininos com idades compreendidas entre os 19 e os 49 anos ($26 \pm 7,23$ anos), tendo como critérios de inclusão estarem livres de quaisquer distúrbios musculoesqueléticos no tempo de participação do estudo ou nos últimos 12 meses. (Migliaccio et al., 2018)

Tabela 2. Caracterização da Amostra

	N	Idade	Altura (cm)	Peso (kg)
Masculinos	16	$25 \pm 6,73$	$179 \pm 5,18$	$74 \pm 9,14$
Femininos	13	$27 \pm 7,87$	$163 \pm 3,97$	$58 \pm 7,23$
Total	29	$26 \pm 7,23$	$172 \pm 9,05$	$67 \pm 11,37$

Observando a **Tabela 2**, através dos valores médios e desvio-padrão verifica-se idades médias semelhantes entre o sexo masculino e feminino, salientando o valor médio de 25 anos para os adultos do sexo masculino e uma dispersão de dados menores do que para os adultos do sexo feminino com idade média de 27 anos. A amostra apresenta uma altura média de 179 cm para os adultos do sexo masculino e uma dispersão de dados maiores ($5,18 > 3,97$) comparativamente aos adultos do sexo feminino com altura média de 163 cm. Relativamente ao peso médio corporal, verifica-se uma dispersão de dados superior nos adultos do sexo masculino ($9,14$) com peso médio de 74 kg comparativamente aos adultos do sexo feminino ($7,23$) com peso médio de 58 kg.

2.6.2 Instrumentos

Os instrumentos utilizados no estudo foram os seguintes:

- Huawei P20 Mate Lite (China, HiSilicon, Huawei Symantec, Hubble Technologies) com sensor inercial tridimensional (STMicroelectronics, Suíça, Modelo LSM6DS3-C)
- 1 Barra em aço (1M75 28mm DOMYOS, Decathlon Portugal, referência: 8289899) 2 discos em ferro fundido 28mm de 5kg (DOMYOS, Decathlon Portugal, referência: 1042303) e 2 bloqueadores de discos
- 5 Elásticos e etiquetas brancas coláveis
- 1 Computador portátil Asus X505z
- MATLAB (MathWorks, Inc, Massachusetts, EUA)
- Microsoft Excel e Word 365
- IBM SPSS Statistics 26
- 1 Caneta para marcação de um ponto anatômico

2.6.3 Procedimentos

2.6.3.1 Procedimentos de Recolha

Os procedimentos e instruções a realizar com cada sujeito da amostra, em cada recolha foram as seguintes:

1. Receção das pessoas no seu local de treino;
2. Ambientar a pessoa ao local da recolha com piso plano e solo regular, explicando de seguida o que será feito: “A tarefa consistirá na realização de 2 séries de agachamento, 1 série sem barra e outra série com barra com 18,75kg da forma que estão habituados a realizar quando estão a treinar”;
3. Demonstração do agachamento sem e com barra para as pessoas sem experiência na tarefa pretendida;
4. Assinatura do consentimento informado (Anexo 1);
5. Realização de um aquecimento de 5 min realizando um *cardio* ligeiro ao ritmo da pessoa (Bell et al., 2013; Gullett et al., 2009; Yavuz & Erdag, 2017), no caso deste estudo, o aquecimento consistiu em 5 minutos de *jogging* e 2 séries de 15

repetições de agachamento, 1 série sem peso e outra série apenas com o peso da barra (8,75 kg);

6. Perguntar se posso realizar uma palpação e marcação do ponto anatômico, o epicôndilo lateral do fêmur do lado direito e proceder a marcação do mesmo com a utilização de uma caneta ou de uma etiqueta branca para as pessoas do sexo feminino que vieram de *leggings* e não calções;
7. Colocação do *smartphone* imediatamente acima do ponto anatômico no centro geométrico da extremidade inferior do *smartphone* (**Figura 3**)



Figura 3. Colocação do *smartphone* logo acima do ponto anatômico, o epicôndilo lateral do fêmur

8. Fixação do *smartphone* com elásticos
9. Abrir e utilização da aplicação *PhyPhox* (Pierratos & Polatoglou, 2020; Staacks et al., 2018); Preparação e seleção dos sensores inerciais pretendidos; começar a gravar; Esperar 3 segundos antes de realizar a tarefa de modo a facilitar o tratamento de dados e após concluir; carregar no botão Stop (**Figura 4**)

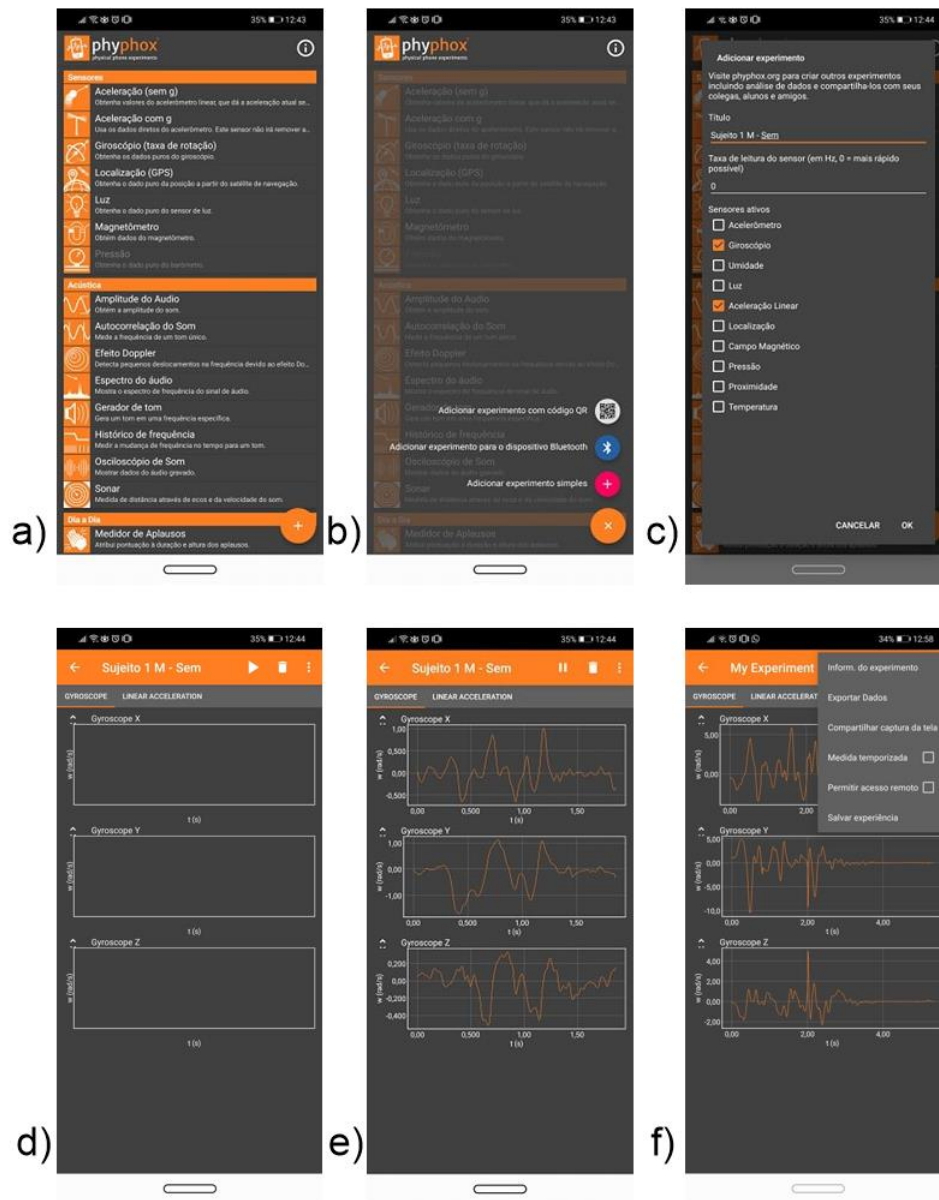


Figura 4. Passos para a recolha de dados na aplicação *Phyphox* no *smartphone*. a) O menu principal oferece acesso a um conjunto de sensores, seguidos por uma coleção de experimentos com análise de dados, categorizados por tópicos; b) Adicionar experimento simples; c) Introdução da identificação do sujeito (ex: Sujeito 1 – sem barra) bem como os sensores inerciais a utilizar; d) Preparação para a recolha de dados; e) Visualização gráfica dos dados em bruto da velocidade angular nos diferentes eixos da tarefa pretendida; f) Guardar e exportar dados recolhidos pelo *smartphone*

10. Exportar os dados da recolha em formato *excel* para o meu email;
11. Confirmar se o telemóvel permaneceu no mesmo sítio da recolha;
12. Auxiliar a colocação da barra nas costas da pessoa;
13. Realizar o mesmo procedimento do ponto nº 9 (exceto a abertura da aplicação) e do ponto nº 10;
14. Desligar a aplicação e retirar os elásticos e o *smartphone* da coxa da pessoa;

15. Agradecimento à pessoa envolvida no estudo;
16. Recolha de dados para caracterização da amostra, nomeadamente a altura.
17. Solicitar à pessoa que no dia seguinte se pese de manhã em jejum para a caracterização da amostra;
18. Liberar a pessoa

A recolha de dados de cada sujeito demorou cerca de 15 minutos para concluir e cerca de uma semana para realizar o tratamento de dados.

2.6.3.2 Procedimentos de tratamento dados

Os dados em bruto foram recolhidos no *software PhyPhox*, visualizados em *Excel* e tratados em *MATLAB*, no qual foram seguidos os seguintes procedimentos:

1. Visualização dos dados originais por eixo e condição de realização do agachamento;
2. Para melhor aplicação dos procedimentos de filtro, ajustou-se o tempo para um incremento fixo de 0,01 segundos/dado, através da interpolação por *cubic spline*;
3. Foi aplicado uma filtragem digital de fase zero processando os dados de entrada, do giroscópio, nas direções direta e reversa (Figura 5). Depois de filtrar os dados na direção direta, é revertida a sequência filtrada e executa de volta pelo filtro. O resultado possui características de distorção de fase zero, função de transferência de filtro igual à magnitude ao quadrado da função de transferência de filtro original e, minimiza os transientes de inicialização e finalização, correspondendo às condições iniciais (manual *Matlab* para a função *filtfilt*);

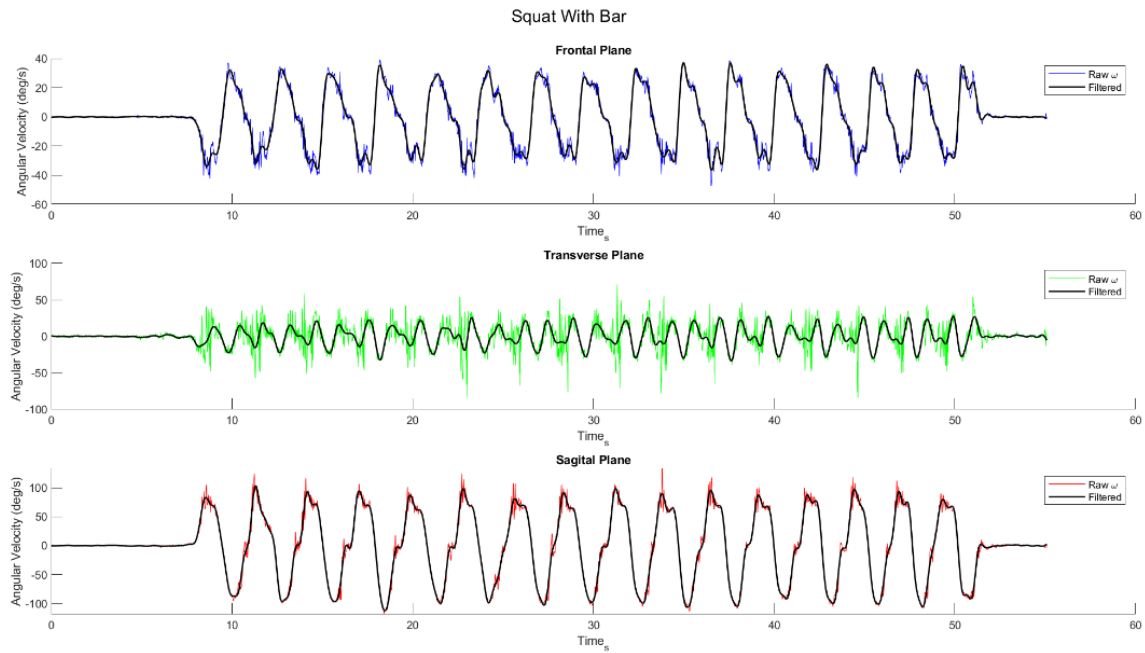


Figura 5. Visualização dos dados originais e dos dados filtrados, por eixo na condição de agachamento com barra.

4. Aplicado o integral aos dados filtrados do giroscópio para determinar o deslocamento angular da coxa durante a execução das duas condições de agachamento. Este algoritmo adiciona um enviesamento aos dados angulares, tal como pode ser verificado na Figura 6;

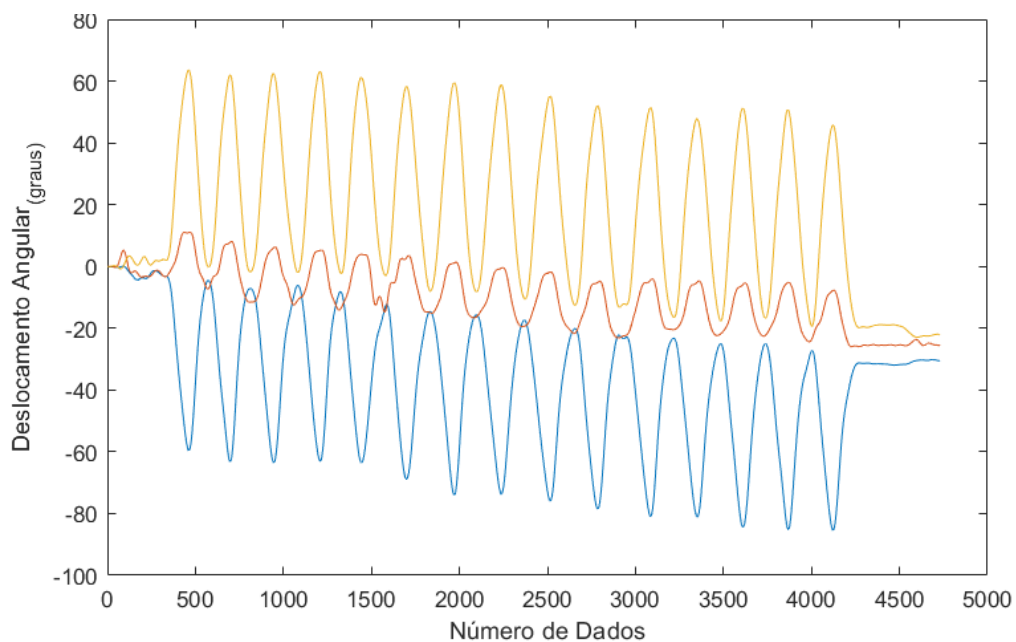


Figura 6. Dados de deslocamento angular da coxa após a aplicação do integral aos dados do giroscópio.

5. Calculada a reta de regressão para determinação do enviesamento/*drift* dos dados angulares, para posterior correção (Figura 7);

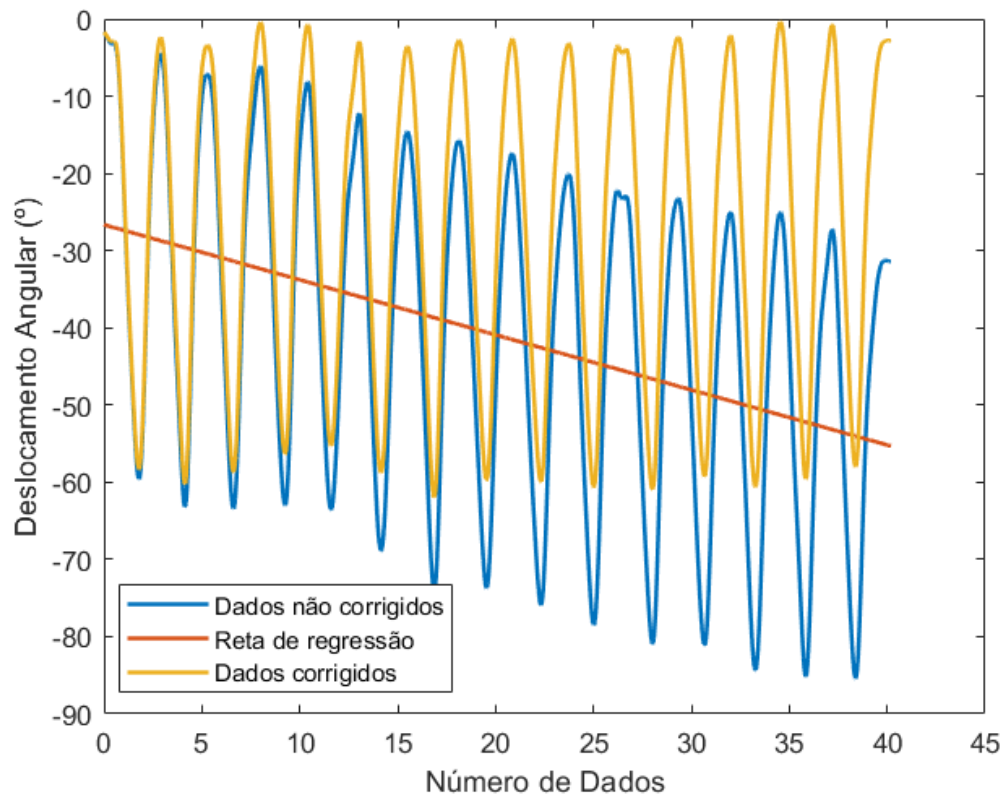


Figura 7. Representação dos dados angulares antes (linha azul) e depois (linha amarela) da correção e respetiva reta de regressão (linha vermelha).

6. Selecionar manualmente um ciclo de agachamento;
7. Determinação automática dos ciclos realizados durante a recolha, através de autocorrelação do ciclo selecionado com a restante série temporal. Foram selecionados os ciclos cuja correlação teve um valor superior a 0,9 (correlação elevada, Figura 8);

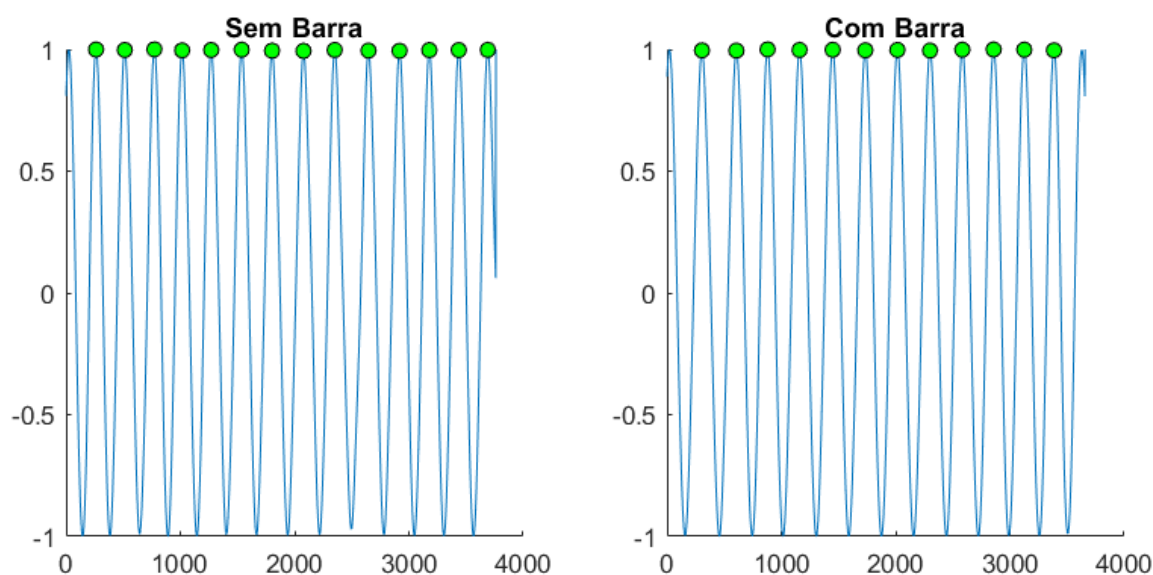


Figura 8. Identificação dos ciclos de agachamento detetados automaticamente através de autocorrelação. Linha azul representa dos valores de r à medida que a correlação do ciclo selecionado manualmente passa por toda a série temporal. Círculos verdes representam a máxima correlação encontrada.

8. Extração dos ciclos para nova tabela de dados;
9. Cálculo da média e desvio-padrão para representação gráfica e normalização de todos os ciclos para tempo relativo **Figura 9**;

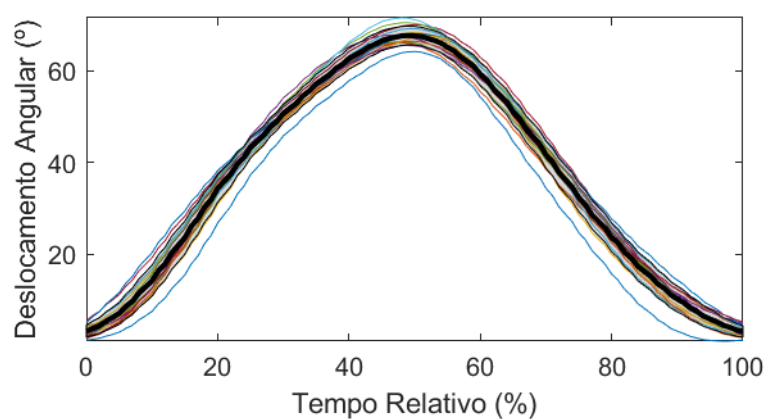


Figura 9. Representação gráfica de cada ciclo, média e $\pm$ desvio-padrão.

A análise estatística dos dados foi realizada através do software específico IBM SPSS, *Statistics* versão 26 para o Windows. Os procedimentos estatísticos, do presente estudo, consistiram numa análise descritiva, utilizando a média, mínimos, máximos e desvio-padrão, a fim de caracterizarmos a amostra relativamente às variáveis de estudo.

Foi testada a normalidade da distribuição para todas as variáveis, através do teste de *Shapiro-Wilk*, não sendo assumida para todas as variáveis. Relativamente à análise inferencial, foi realizado o teste paramétrico *T-Student* para comparação de duas amostras de modo a verificar se existia diferenças significativas entre os praticantes do sexo masculino e feminino (Anexo 2). No caso das variáveis sem normalidade foi utilizado o teste não-paramétrico de *U Mann-Whitney* (Anexo 3). O teste *T-Pares* (Anexo 4) foi a técnica paramétrica utilizada para comparar as duas condições de execução do agachamento e o teste de *Wilcoxon* (Anexo 5), o teste não-paramétrico. O nível de significância para a estatística inferencial é de 95%, tal como vem sendo habitual nos estudos realizados no âmbito das ciências do desporto, foi utilizado um grau de probabilidade de erro (p-value) $\leq 0,05$, que permitirá testar a significância dos valores relativos às técnicas estatísticas utilizadas.

2.7 Resultados

Considerando o pressuposto que poderiam existir diferenças entre os praticantes femininos e masculinos, foram realizados os testes de comparação entre amostras, nos quais se verificaram que não existem diferenças significativas entre sexos, para nenhuma das variáveis em estudo (Anexo 2 e Anexo 3). Desse modo, a análise continua para o conjunto da amostra.

Na Tabela 3 estão apresentados a estatística descritiva das variáveis em estudo.

Tabela 3. Estatística Descritiva e Inferencial dos picos máximo, mínimo e amplitude por plano de movimento e tipo de agachamento.

Planos	Variável	Sem Barra		Com Barra		Sig.
		Média	Desvio-Padrão	Média	Desvio-Padrão	
Sagital	Pico Máximo	67,96	9,51	62,36	7,87	0,001
	Pico Mínimo	1,87	5,20	-0,46	5,26	0,016
	Amplitude	66,10	9,48	62,83	8,21	0,017
Frontal	Pico Máximo	-0,39	3,05	-0,26	4,14	0,859
	Pico Mínimo	-24,31	14,63	-24,81	13,84	0,596
	Amplitude	23,92	14,16	24,55	13,96	0,415
Transversal	Pico Máximo	3,36	5,00	3,09	5,09	0,745
	Pico Mínimo	-5,53	3,79	-5,68	4,87	0,866
	Amplitude	8,89	3,42	8,77	3,38	0,673

2.7.1 Plano Sagital

Relativamente ao plano sagital, podemos observar que na execução do agachamento sem barra, os praticantes têm em média um pico máximo de flexão da coxa mais elevado comparativamente à execução com barra ($t=3,539$; $p\leq 0,001$). O mesmo pode ser verificado para o pico mínimo, referente à extensão máxima do segmento coxa ($t=2,563$; $p\leq 0,02$). Durante a execução, verifica-se também maiores amplitudes angulares da coxa, em média $3,27^\circ$ maior, quando o movimento é realizado sem barra ($t=2,538$; $p\leq 0,02$).

Durante as duas condições de execução de agachamento, podemos observar que o padrão de execução se mantém semelhante (Figura 10).

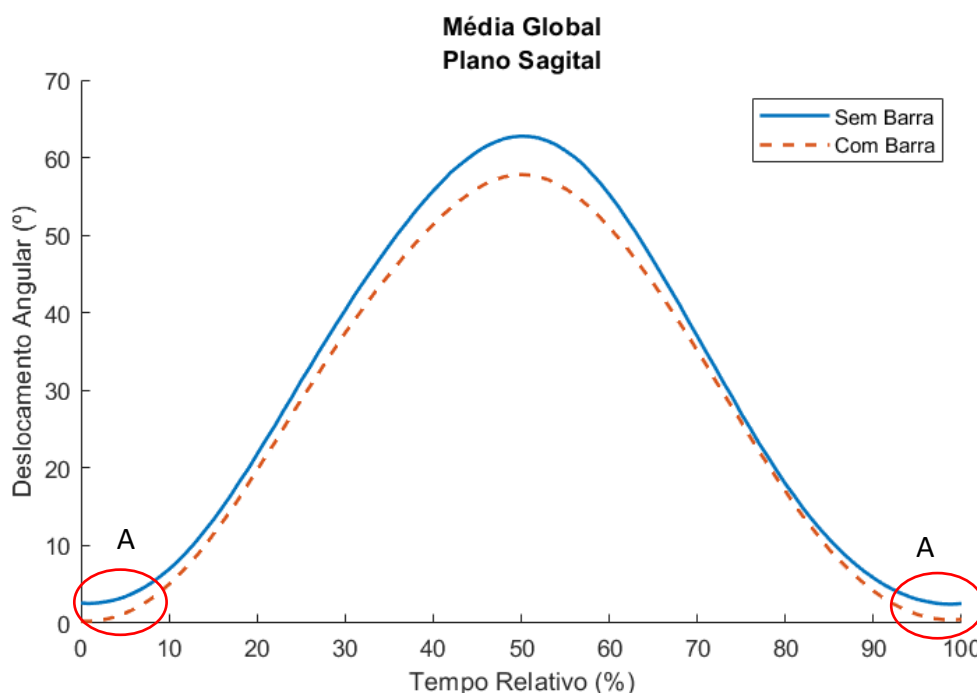


Figura 10. Representação Gráfica do padrão médio de execução do agachamento com e sem barra no Plano Sagital.

Embora o padrão tenha um comportamento semelhante ao longo da execução, é visível que no seu início e fim, quando executado sem barra, os praticantes mantêm

uma ligeira flexão da coxa (mas significativa) comparativamente à execução com barra (Figura 10 - A).

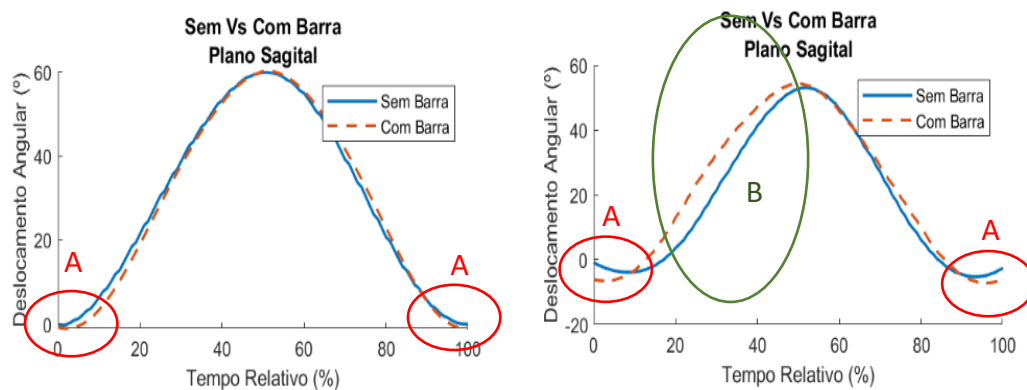


Figura 11. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito 4 (esquerda) e do Sujeito 16 (direita)

Numa análise individual, podemos verificar que os dados recolhidos permitem apurar que existe um padrão diferente ao longo da execução, entre as condições de execução com e sem barra. Especificamente o sujeito S04, no início e final do movimento, regressa à posição inicial da coxa, enquanto que o sujeito S16 inicia e termina o movimento com uma maior extensão da coxa, onde se torna mais evidente na execução com barra (Figura 11 – A). Podemos observar que o sujeito S04 tem um padrão de movimento muito semelhante com e sem barra, enquanto que o S16 tem um padrão diferente sem e com barra, ou seja, com barra a realizar a primeira parte do movimento (fase excêntrica) demora menos tempo do que a segunda parte do movimento (fase concêntrica) (Figura 11- B).

2.7.2 Plano Frontal

Relativamente ao plano frontal, não encontramos diferenças significativas no pico médio máximo da abdução da coxa ($t=-0,179$; $p=0,859$) e no pico médio mínimo ($p=-0,530$) na execução do agachamento com e sem barra. Relativamente a amplitude da abdução da coxa não encontramos diferenças significativas ($t=-0,827$; $p=0,145$) na execução do agachamento com e sem barra.

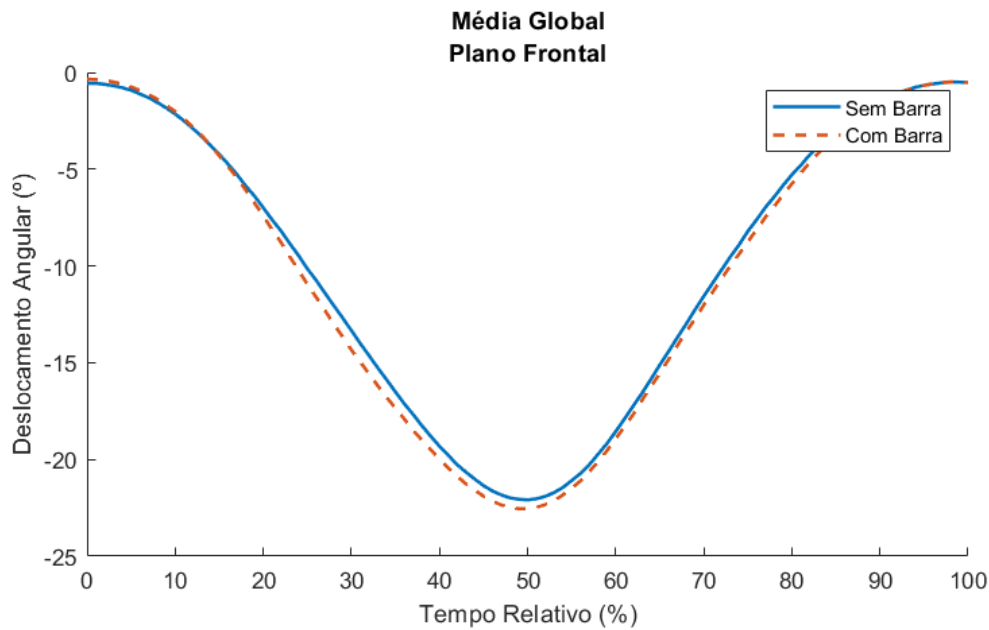


Figura 12. Representação Gráfica do padrão médio de execução do agachamento com e sem barra no Plano Frontal

Observando a Figura 12, verificamos um padrão de movimento quase idêntico realizando o agachamento com e sem barra.

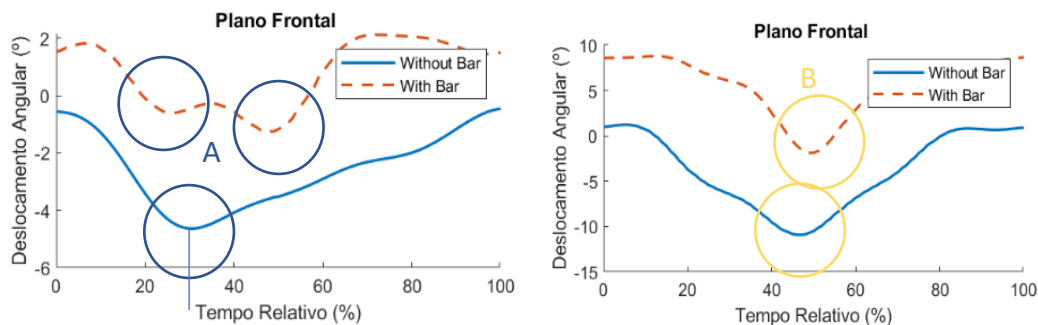


Figura 13. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito 1 (esquerda) e do Sujeito 15 (direita). Valores positivos representam a adução da coxa e os negativos representam abdução da coxa.

Apesar de no padrão global médio do plano frontal não haver diferenças significativas, a Figura 13 mostra a importância de analisar os dados individuais quando a execução técnica. No sujeito S01 observamos dois momentos em que ocorrem picos nas aduções da coxa com barra (movimento não contínuo), enquanto que sem barra, todo o movimento é realizado em abdução. No entanto, verifica-se que no agachamento sem barra, existe menor tempo na realização a abdução da coxa (cerca de 30% do tempo em termos relativos (Figura 13 – A). No sujeito S15 verificamos um padrão de

movimento semelhante, embora existam ações motoras diferentes, que ao realizar o agachamento sem barra a coxa mantém-se entre a posição neutra e a abdução, e quando realiza o agachamento com barra verificamos que a coxa se mantém entre a posição neutra e a adução (Figura 13 – B).

2.7.3 Plano Transversal

Relativamente ao plano transversal, não foram encontradas diferenças significativas no pico máximo da rotação externa da coxa ($t=0,328$; $p=0,745$), no pico mínimo ($t=0,170$; $p=0,866$) e na amplitude da rotação externa da coxa ($p=0,422$) durante a execução do agachamento com e sem barra. Observando a Figura 5, verificamos que não há alterações significativas na média do padrão global do plano transversal ao longo da execução ($p>0,05$), com e sem barra na rotação externa do segmento da coxa.

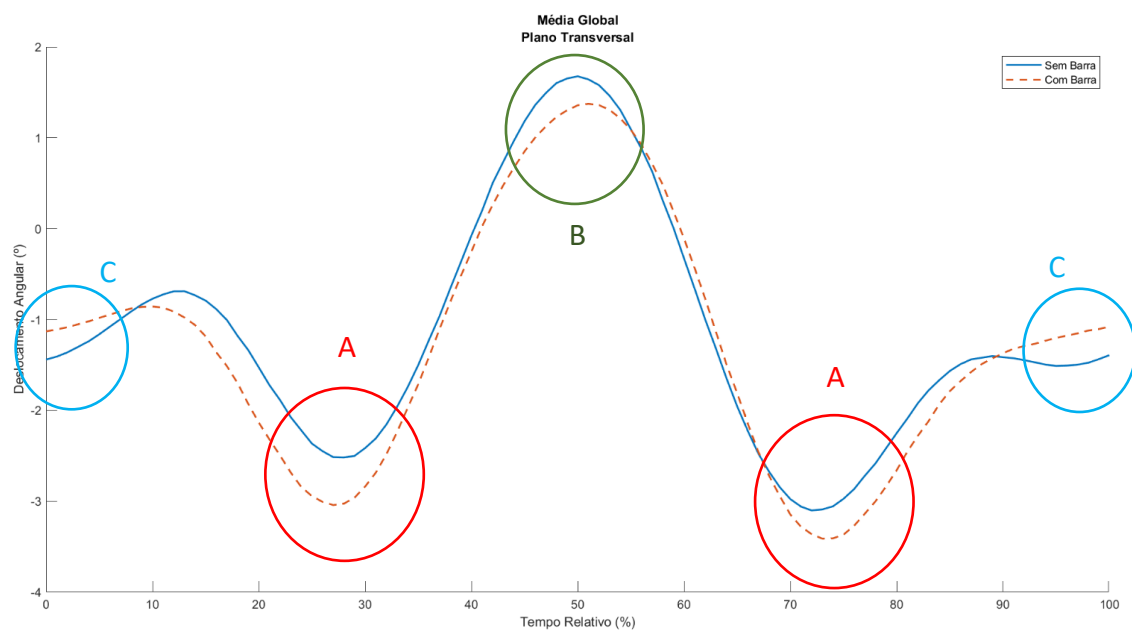


Figura 14. Representação Gráfica do padrão médio de execução do agachamento com e sem barra no Plano Transversal

No entanto, tanto a meio da fase excêntrica, como da fase concêntrica, podemos verificar uma tendência para realizar uma rotação externa ligeiramente superior quando executado com barra (Figura 14 - A). Quando realizado sem barra, a rotação interna apresenta um pico ligeiramente superior (Figura 14 - B).

Embora, ao analisar dois sujeitos diferentes, o padrão global médio do plano transversal não apresente diferenças significativas, é importante salientar estes dois sujeitos aquando a execução técnica. Ao visualizar o padrão do S18, podemos verificar um padrão semelhante ao longo do movimento, com e sem barra. Podemos ainda, verificar que a rotação externa é mais acentuada (cerca de 5°) na transição da fase excêntrica para a concêntrica e que sem barra esta rotação externa é mais reduzida na fase excêntrica do que concêntrica (Figura 15 - B).

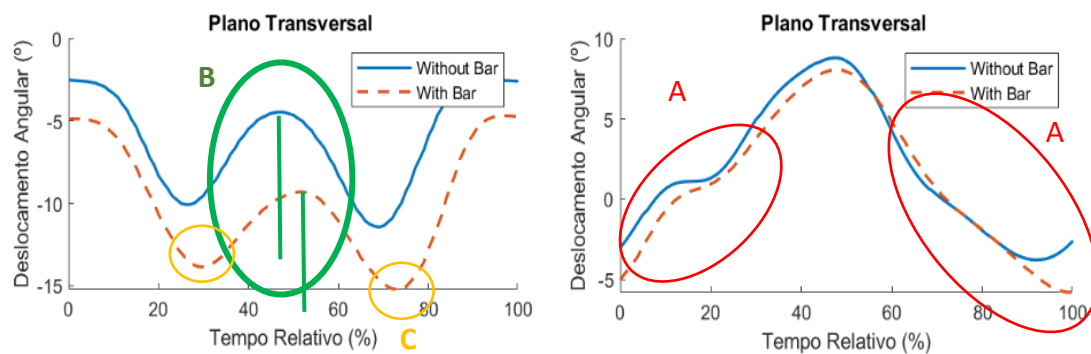


Figura 15. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito 18 (esquerda) e do Sujeito 29 (direita)

É importante referir ainda que existe um pico superior de rotação externa maior na fase concêntrica do movimento (Figura 15 - C). Enquanto que o S18 realiza sempre uma rotação externa da coxa comparativamente ao S29, este começa com uma rotação externa da coxa e no decorrer do exercício começa a realizar uma rotação interna da coxa, finalizando o movimento com uma rotação externa do segmento da coxa com e sem barra (Figura 15 – A). Embora os dois sujeitos apresentem padrões diferentes, ambos mantêm o padrão ao realizar as duas condições do exercício.

2.8 Discussão

Este estudo teve como primeiro objetivo verificar a possibilidade de utilizar instrumentos que se usam regularmente na recolha de dados durante a execução motora. Neste caso foi utilizado um smartphone com sensores inerciais, os quais, entre outros, também nos permite obter dados de velocidade angular (giroscópio) nos três planos de movimento do segmento da coxa (sagital, frontal e transversal). Como

verificámos, nos resultados deste estudo, os dados analisados permitiram-nos encontrar padrões de movimento que vão de encontro aos encontrados na literatura (Al-Amri et al., 2018; Almosnino et al., 2013; Bo et al., 2011; Bonnet et al., 2012, 2013; Escamilla et al., 2001; H. Lee et al., 2017; List et al., 2013; Wu et al., 2019). Deste modo é aceite a primeira hipótese (H1), que afirma que os sensores inerciais do *smartphone* permitem recolher e analisar dados de forma rigorosa e rápida.

Relativamente à segunda hipótese, verificou-se possibilidade de avaliação da técnica dos sujeitos da amostra, tanto de forma individual como global. A nossa análise teve em conta todos os desvios feitos pelos sujeitos sem fornecer nenhum feedback por parte do examinador (O'Reilly et al., 2017). Quando estes desvios ocorrem de forma natural, eles podem ter um *transfer* direto para as ações motoras realizadas na sua vida diária, tendo um perfil idiossincrático (O'Reilly et al., 2017). No plano sagital verificamos um maior pico máximo de flexão quando realizado sem barra o que significa uma maior flexão da coxa, o que para da Silva et al, (2017) significa uma maior ativação do grande glúteo e bíceps femoral comparativamente a uma menor flexão da coxa. Verificamos também que, na transição entre fase concêntrica e excêntrica, nem todos os sujeitos voltam aos 0° na realização do agachamento pois um dos nossos objetivos era recolher dados de um padrão de movimento natural (Dill et al., 2014). Na Figura 10 (A), um pico mínimo maior indica que a coxa não chega à posição inicial, logo não estende completamente (Dill et al., 2014), o que nos leva a dizer que quando executado sem barra o joelho não bloqueia na máxima extensão, logo o musculo mantém-se em contração entre repetições, ficando maior tempo em tensão, o que leva a um maior estímulo hipertrófico (volume) (Schoenfeld & Grgic, 2020). Quando observamos o sujeito 16, verificamos que existe uma extensão completa e forçada do joelho, o que leva a um stress enorme sobre a articulação do joelho levando à possibilidade de ocorrer lesão a nível meniscal (Fox et al., 2012) e/ou ligamento cruzado anterior (Escamilla, 2001). Realizar um agachamento com a máxima amplitude promove maiores aumentos na secção transversal comparativamente a menores amplitudes (da Silva et al., 2017). No plano frontal e transversal verificamos em alguns casos individuais, tempos de abdução/adução divergentes entre as duas fases de movimento, bem como rotações internas e externas durante o ciclo do agachamento. Como sabemos a musculatura dos

glúteos (pequeno e médio glúteo) funcionam como estabilizadores na extensão do joelho, logo, a incapacidade de manter o controlo dos membros inferiores evidenciado pela adução e rotação interna da coxa pode indicar que a musculatura dos glúteos não está a exercer a sua função, possivelmente, derivada à sua fraqueza muscular (Buckthorpe et al., 2019; Leetun et al., 2004; Nguyen et al., 2011), a qual é evidenciada por alguns sujeitos em partes do movimento onde existe uma maior tensão muscular (Figura 15- A) (Schoenfeld & Grgic, 2020). Estes resultados vão ao encontro do referido na H2, demonstrando que com este instrumento é possível avaliar de forma rigorosa a técnica do agachamento.

O terceiro objetivo deste estudo foi verificar se existem diferenças no padrão de movimento entre as diferentes condições de execução do agachamento (com e sem barra). A possibilidade de verificar se existe diferenças nos padrões tridimensionais bem como se é possível utilizar os dados recolhidos para uma análise rigorosa e rápida. Dito isto, tendo em conta os resultados obtidos na nossa análise aceitamos a H3 somente para o plano transversal, onde se verifica alterações mínimas onde distinguimos uma tendência para haver diferenças no padrão de movimento entre as duas condições. No começo e final do movimento (Figura 14 – C), na transição da fase excêntrica para a concêntrica (Figura 14 – B) e aproximadamente a meio de cada fase (Figura 14 – A). Relativamente ao início e final do movimento, podemos ver que sem barra parece que não é necessária uma rotação externa tão alta como com barra, possivelmente não há a necessidade de preparar o movimento, ou seja ativar os músculos estabilizadores da coxofemoral. Quando vamos aumentando a tensão muscular na coxa existe a tendência de rodar os joelhos para dentro por falta de força dos rotadores externos da coxa (Buckthorpe et al., 2019; Leetun et al., 2004) o que poderá levar a uma ligeira tendência a alterar o seu padrão seja a meio da fase da contração muscular como no seu pico máximo de flexão.

2.9 Conclusão

Os sensores inerciais para recolha e análise do movimento têm sido amplamente utilizados, principalmente para deteção de modos de locomoção e para avaliar a

atividade física da população (Amini et al., 2011; Coley et al., 2005; Jämsä et al., 2006; Kavanagh et al., 2006; Petraglia et al., 2019; Tong & Granat, 1999). No nosso estudo, justificado pela necessidade de ter instrumentos acessíveis e de fácil recolha para analisar dados quantitativos em contexto de ginásio, foi possível verificar que é possível utilizar estes sensores e respetivos dados para uma análise relativamente rápida e rigorosa. Embora ainda seja necessário utilizar algoritmos específicos para tratar os dados recolhidos, esta parecer ser uma alternativa bastante fiável e inteligível para utilizar em contexto profissional. Verificamos também ser possível realizar uma avaliação da técnica do agachamento tanto de forma global, como de forma individual, que nesta área se traduz em sessões de acompanhamento personalizado. Esta informação será crucial para apresentar indicadores de execução técnica da ação motora não visíveis a olho nu, melhorando assim a performance do movimento e/ou saúde articular dos nossos praticantes. Conseguimos também analisar as diferenças no padrão angular do agachamento nas diferentes condições estudadas. Ao analisar os dados recolhidos pelos sensores do *smartphone*, este permitiu-nos visualizar dados não perceptíveis à nossa capacidade visual permitindo-nos confirmar que somente no plano sagital haja diferenças significativas no pico máximo, pico mínimo e amplitude entre o agachamento sem e com barra mas não no padrão de movimento em nenhum dos planos. Relativamente aos planos frontal e transversal, embora numa perspetiva global não haja alterações significativas no padrão de agachamento entre condições é relevante em contexto laboral (principalmente em sessão de acompanhamento individualizado) analisar cada praticante para a obtenção de dados objetivos.

Capítulo 3

3. Análise da coordenação motora, baseada em sensores inerciais, durante a realização do agachamento com e sem barra

Resumo

Análise da coordenação motora durante a realização do agachamento com e sem barra em indivíduos inexperientes e experientes

Introdução: O agachamento é um exercício funcional que pode ser transferido para as atividades da vida diária. A coordenação do movimento corporal está sujeita a um conjunto de modificações e adaptações por meio de uma abordagem de constrangimentos de tarefa.

Objetivos: O propósito deste estudo foi analisar a coordenação motora durante o agachamento com e sem barra entre indivíduos inexperientes e experientes

Metodologia: O nosso estudo envolveu uma amostra de 29 adultos masculinos e femininos com idades compreendidas entre os 19 e os 49 anos, divididos por sexo e experiência. Adultos do sexo feminino (N=13) e adultos do sexo masculino (N=16), sendo 8 adultos do sexo feminino inexperientes e 5 experientes e 6 adultos do sexo masculino inexperientes e 10 experientes. Todos os indivíduos realizaram um aquecimento de 5 min e executaram uma série de agachamento com e sem barra antes de serem feitas as recolhas.

Resultados: Encontramos diferenças significativas em dois parâmetros da dispersão de dados entre condições, no plano sagital e transversal e na média no plano sagital ($p \leq 0,05$). Quanto à experiência, não foram encontradas quaisquer diferenças significativas. Relativamente aos padrões de coordenação, verificamos resultados interessantes na capacidade do sistema se auto-organizar e controlar nos diversos planos de movimento.

Conclusões: Este estudo fornece evidências de que não existem diferenças significativas entre condições de agachamento relativamente à coordenação, sendo necessário mais estudos sobre o comportamento motor durante à execução do exercício de agachamento em indivíduos inexperientes e experientes. Neste estudo são dadas algumas indicações que permitem definir melhor os indivíduos inexperientes e experientes.

Palavras-chave: agachamento, coordenação, sistema, movimento

Abstract

Analysis of motor coordination during squat with and without bar in inexperienced and experienced subjects

Introduction: The squat is a functional exercise that can be transferred to the activities of daily living. The coordination of body movement is susceptible to a set of modifications and adaptations through an approach to task constraints.

Objectives: The purpose of this study was to analyze motor coordination during squatting with and without bar between inexperienced and experienced subjects.

Methodology: Our study involved a sample of 29 male and female adults aged between 19 and 49 years, divided by gender and experience. There were thirteen female adults (N=13) and sixteen male adults (N=16). The sample consisted of eight inexperienced and five experienced female adults, ten experienced and six inexperienced male adults. All individuals performed a 5-minute warm-up and performed a series of squats with and without bar before data collection.

Results: We found significant differences in two parameters of data dispersion between conditions, in the sagittal and transverse plane and in the mean of the sagittal plane ($p \leq 0.05$). No significant differences were found in the individuals' experience. Regarding the coordination standards, we found interesting results in the ability of the system to self-organize and control in the various planes of motion.

Conclusions: This study provides evidence that there are no significant differences between squat conditions regarding coordination. Further studies are required on motor behavior analysis during the execution of the squat in inexperienced and experienced subjects. In this study, some indications are given for better definition of inexperienced and experienced subjects.

Keywords: squat, coordination, system, movement

3.1. Enquadramento

O campo de conhecimento de Controlo Motor centra-se num problema fulcral de como é gerido os graus de liberdade em movimentos funcionais coordenados (Catela, Branco, Seabra, & Mercê, 2015). Os estudos dos sistemas dinâmicos sobre desenvolvimento motor, tais como sobre coordenação dos membros, revelam que o processo é auto-organizado, cujo início está localizado nos membros, e não a partir de um plano codificado no cérebro (Catela et al., 2015). Todas as estruturas em natureza animada são dinâmicas, pensamos que algumas tendem a parecer estáticas, mas as estruturas e os comportamentos são padrões dinâmicos separados pelas escalas de tempo em que vivem (J. A. S. Kelso, 1995).

Bernstein manifestou como problema fundamental dos sistemas de movimento, o processo de dominar a redundância motora (Davids et al., 2003; M. Latash et al., 2010), ou de uma forma mais clara e direta, as diversas formas de organizar o controlo do aparelho motor (Davids et al., 2003). Bernstein (1967) usou o termo DOF (graus de liberdade) para se referir aos graus de liberdade biomecânicos que ultrapassam o número mínimo necessário para a realização de uma tarefa com sucesso (Davids et al., 2003). Newell e Vaillancourt (2001) propuseram que os graus de liberdade são o número de coordenações independentes necessárias para descrever a configuração de um sistema. Por exemplo, existem 7 graus de liberdade no braço humano, três no ombro, 1 no cotovelo e três no punho, mais do que os necessários para a maioria dos movimentos típicos do braço, fornecendo flexibilidade e mecanismos para se adaptarem aquando a existência de mudanças nas condições do envolvimento, isto é, vamos nos adaptando à tarefa exigida utilizando mais ou menos graus de liberdade dependendo da complexidade da mesma (Davids et al., 2003).

A coordenação do movimento é vista como um processo (processos neuromotores de integração) e como uma estrutura (sua forma observável), assim como os órgãos podem ser entendidos como processos e estruturas (Bongaardt & Meijer, 2000). Segundo Bernstein (1967), quando alguém tenta aprender pela primeira vez um gesto (coordenação), ele reage envolvendo o membro todo ou o corpo todo de maneira a reduzir o número de graus de liberdade que ele é obrigado a controlar, tendo dominado os primeiros graus de liberdade, o nosso organismo aumenta cada vez mais

a restrição de novos graus de liberdade. Podemos observar três sucessivos estágios: o primeiro, corresponde à redução do número de graus de liberdade a nível periférico, na tentativa de utilizar o corpo como um todo (Bernstein, 1967; Bongaardt & Meijer, 2000; Newell & Vaillancourt, 2001); o segundo estágio corresponde ao levantamento de todas as restrições, permitindo todas as possibilidades (Bernstein, 1967; Bongaardt & Meijer, 2000; Newell & Vaillancourt, 2001) e o terceiro estágio corresponde a um grau de coordenação mais elevado no qual o organismo aproveita aquilo que Bernstein define como fenómenos reativos num sistema com muitos graus de liberdade, ou seja, de modo a ser capaz de estruturar os seus movimentos em conjunto com os mecanismos de eficiência mecânica (propriedades mecânicas dos músculos, inércia de segmentos, etc.) (Bernstein, 1966; Bongaardt & Meijer, 2000; Newell & Vaillancourt, 2001).

O modelo teórico que suporta a análise de dados deste capítulo é a Teoria dos sistemas dinâmicos (J. A. S. Kelso, 1995). Na teoria dos sistemas dinâmicos, os padrões de movimento emergem através da auto organização dos sistemas biológicos e físicos (J. A. S. Kelso, 1995; J. S. Kelso & Schöner, 1988). Os movimentos dos animais, incluindo dos humanos, são estruturas metódicas espaço-temporais que surgem num sistema composto por muitas componentes neurais, musculares e metabólicas que operam em diferentes escalas temporais (J. A. S. Kelso, 1995; J. S. Kelso & Schöner, 1988). Estes autores referem que em sistemas físicos, químicos e bioquímicos tem sido demonstrado que a ordem dos padrões são produzidos de maneira auto-organizada. O fisiologista russo Bernstein (1967) definiu a coordenação como um problema de dominar os muitos graus de liberdade envolvidos num movimento particular, ou seja, de reduzir o número de variáveis independentes a serem controladas. A variabilidade indica que o ruído intrínseco inerente ao sistema motor resulta numa busca constante a estabilidade e equilíbrio dos movimentos (Davids et al., 2003). A variabilidade dos padrões de movimento, apesar da experiência do indivíduo, acontece mesmo em atletas de elite (Davids et al., 2003), tornando a invariabilidade exclusivo do comportamento de *robots*, que havendo por exemplo uma angulação no terreno em que foram programados a fazer (exemplo: realizar um agachamento) não conseguem alterar o processo coordenativo de modo a realizarem a tarefa com sucesso, e por isso, caem. Isto leva-nos a crer que não existe um padrão ótimo de movimento, ou existem vários padrões

ótimos, mesmo em indivíduos altamente treinados (Davids et al., 2003), pois dependerá dos diferentes constrangimentos impostos pelo organismo, pelo envolvimento e/ou pela tarefa.

3.2. Problemática e Pertinência

Newell (1986) Newell (1986) apresentou o primeiro modelo teórico propondo como o movimento emerge da interação dos constrangimentos existentes no organismo, do envolvimento e da tarefa. Latash et al (1996) referem que os padrões de movimento e as mudanças ocorridas nestes padrões observados acontecem em paralelo com outros padrões de organização fazendo com que haja uma flexibilidade do nosso sistema em adaptar os graus de liberdade de acordo com o objetivo da tarefa. Com a experiência prática, os indivíduos tornam-se sintonizados com as informações adquiridas pelo envolvimento, desenvolvendo a capacidade de organizar padrões funcionais coordenativos de acordo com a realização da tarefa (M. L. Latash et al., 1996; Oppici et al., 2018). Os constrangimentos da tarefa são uma forma de constrangimento do envolvimento que se relacionam diretamente com a finalidade que é realizar o movimento pretendido (Turner & Comfort, 2018). Por exemplo, realizar um agachamento com e sem barra. Estes autores referem que os *“constrangimentos da tarefa incluem o espaço que o movimento está sendo realizado, o tempo em que o movimento pode ser realizado e os objetivos, regras e equipamentos associados ao comportamento do movimento”*, portanto, a coordenação do movimento corporal está sujeito a variadas modificações por meio de uma abordagem conduzida por constrangimentos ao realizar o agachamento com e sem barra. O planeamento de um movimento com o objetivo de executar determinada tarefa permite a escolha de diferentes padrões de movimento, dentro de determinados limites, geralmente derivado ao número excessivo de graus de liberdade disponíveis para o sistema motor (Park et al., 2005). As coordenações existentes das tarefas podem seguir um controlo inicial que o leva a ser atraído por um determinado atrator (Goldfield, 1995). Um atrator é uma trajetória ou ponto pela qual o nosso sistema se sente atraído não divergindo ao ser colocado um constrangimento, sendo importante à obtenção da estabilidade do movimento (Yamamoto et al., 2020). A força deste atrator e o controlo da estrutura espaço-temporal é que nos permitirá realizar o exercício com mais ou menos

variabilidade, levando à estabilidade do movimento. Esta estabilidade permitirá ou não a coordenação do movimento (Yamamoto et al., 2020). A variabilidade será menor à medida que nos tornamos mais sensíveis à dinâmica da tarefa a realizar, localizando um atrator e realizando pequenos ajustes de encontro ao mesmo (Goldfield, 1995), neste caso do agachar. Posto isso podemos afirmar que a variabilidade dependerá da coordenação motora, e vice-versa (Figura 16).

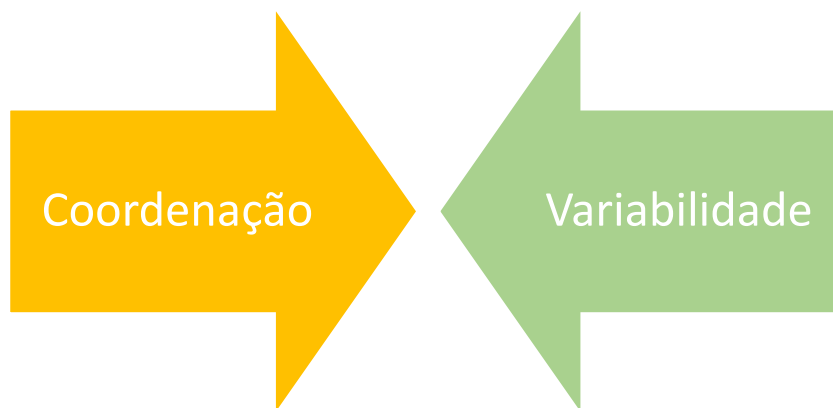


Figura 16. Dualidade entre coordenação e variabilidade

Numa análise de sistemas dinâmicos, o agachar independentemente do tempo, onde e como terá características definidas espacialmente por um atrator (Goldfield, 1995), isto é, somos atraídos a realizar de forma ecológica o movimento. Ao adicionar uma carga externa no agachamento podemos estar a aumentar o risco de lesão do praticante não havendo uma aplicação direta porque a variabilidade do movimento terá de ser reduzida, apenas podemos diminuir o peso ou as repetições no exercício de agachamento com barra.

3.3. Questões experimentais

Baseado nesta problemática, propomos as seguintes questões experimentais:

1. Será que existem diferenças nas duas condições de agachamento?
2. Será que se verificam diferenças na coordenação do segmento da coxa entre condições de execução?
3. Será que existem diferenças na variabilidade durante a execução do agachamento com e sem barra?

4. Será que a experiência dos praticantes influenciará a coordenação do movimento?

3.4. Objetivos

Indo ao encontro destas questões experimentais, são propostos os seguintes objetivos para a elaboração deste estudo:

1. Verificar a coordenação e variabilidade durante a execução do agachamento com e sem barra;
2. Verificar a coordenação e variabilidade entre indivíduos experientes e inexperientes.

3.5. Hipóteses

H1 – Com os dados recolhidos pelos sensores inerciais do smartphone é possível analisar a variabilidade durante a execução do agachamento com e sem barra;

H2 – É possível distinguir alterações na coordenação e variabilidade entre indivíduos experientes e inexperientes.

3.6. Metodologia

3.6.1. Caracterização da Amostra

Para o presente estudo, recolhemos uma amostra de 29 pessoas, adultos masculinos e femininos com idades compreendidas entre os 19 e os 49 anos ($26 \pm 7,23$ anos), tendo como critérios de inclusão: a) estarem livres de quaisquer distúrbios musculoesqueléticos no tempo de participação do estudo ou nos últimos 12 meses (Migliaccio et al., 2018), b) serem experientes e consistentes na execução do agachamento com barra atrás das costas por um período de 6 meses com um rácio de agachamento com peso atrás das costas / peso corporal ≥ 1 (Schoenfeld et al., 2016).

Tabela 4. Caracterização da Amostra

	N	Experientes	Inexperientes	Idade	Altura (cm)	Peso (kg)
Masculinos	16	10	6	$25 \pm 6,73$	$179 \pm 5,18$	$74 \pm 9,14$
Femininos	13	5	8	$27 \pm 7,87$	$163 \pm 3,97$	$58 \pm 7,23$
Total	29	15	14	$26 \pm 7,23$	$172 \pm 9,05$	$67 \pm 11,37$

3.6.2. Instrumentos

Os instrumentos utilizados no estudo foram os seguintes:

- Huawei P20 Mate Lite (China, HiSilicon, Huawei Symantec, Hubble Technologies) com sensor inercial tridimensional (STMicroelectronics, Suíça, Modelo LSM6DS3-C)
- 1 Barra em aço (1M75 28mm DOMYOS, Decathlon Portugal, referência: 8289899) 2 discos em ferro fundido 28mm de 5kg (DOMYOS, Decathlon Portugal, referência: 1042303) e 2 bloqueadores de discos
- 5 Elásticos e etiquetas brancas coláveis
- 1 Computador portátil Asus X505z
- MATLAB (MathWorks, Inc, Massachusetts, EUA)
- Microsoft *Excel* e *Word* 365
- IBM SPSS *Statistics* 26
- 1 Caneta para marcação de um ponto anatômico

3.6.3. Procedimentos

3.6.3.1. Procedimentos de Recolha

Os procedimentos e instruções a realizar com cada sujeito da amostra, em cada recolha foram as seguintes:

1. Receção das pessoas no seu local de treino;
2. Ambientar a pessoa ao local da recolha com piso plano e solo regular, explicando de seguida o que será feito: “A tarefa consistirá na realização de 2 séries de agachamento, 1 série sem barra e outra série com barra com 18,75kg da forma que estão habituados a realizar quando estão a treinar”;
3. Demonstração do agachamento sem e com barra para as pessoas sem experiência na tarefa pretendida;
4. Assinatura do consentimento informado (Anexo 1)
5. Realização de um aquecimento de 5 min realizando um cardio ligeiro ao ritmo da pessoa (Bell et al., 2013; Gullett et al., 2009; Yavuz & Erdag, 2017), no caso deste estudo, o aquecimento consistiu em 5 minutos de jogging e 2 séries de 15

repetições de agachamento, 1 série sem peso e outra série apenas com o peso da barra (8,75 kg);

6. Perguntar se posso realizar uma palpação e marcação do ponto anatómico, o epicôndilo lateral do fémur do lado direito e proceder a marcação do mesmo com a utilização de uma caneta ou de uma etiqueta branca para as pessoas do sexo feminino que vieram de *leggings* e não calções;
7. Colocação do smartphone imediatamente acima do ponto anatómico no centro geométrico da extremidade inferior do smartphone;
8. Fixação do smartphone com elásticos;
9. Abrir e utilização da aplicação *PhyPhox* (Pierratos & Polatoglou, 2020; Staacks et al., 2018); Preparação e seleção dos sensores inerciais pretendidos; começar a gravar; Esperar 3 segundos antes de realizar a tarefa de modo a facilitar o tratamento de dados e após concluir; carregar no botão *Stop*;
10. Exportar os dados da recolha em formato *Excel* para o meu email;
11. Confirmar se o telemóvel permaneceu no mesmo sítio da recolha;
12. Auxiliar a colocação da barra nas costas da pessoa;
13. Realizar o mesmo procedimento do ponto nº 9 (exceto a abertura da aplicação) e do ponto nº 10;
14. Desligar a aplicação e retirar os elásticos e o smartphone da coxa da pessoa;
15. Agradecimento à pessoa envolvida no estudo;
16. Recolha de dados para caracterização da amostra, nomeadamente a altura;
17. Solicitar à pessoa que no dia seguinte se pese de manhã em jejum para a caracterização da amostra;
18. Liberar a pessoa

A recolha de dados de cada sujeito demorou cerca de 15 minutos para concluir e cerca de uma semana para realizar o tratamento de dados.

3.6.3.2. Procedimentos de tratamento de dados

Os dados em bruto foram recolhidos no software *PhyPhox*, visualizados em *Excel* e tratados em *MATLAB*, no qual foram seguidos os seguintes procedimentos:

1. Visualização dos dados originais por eixo e condição de realização do agachamento;

2. Para melhor aplicação dos procedimentos de filtro, ajustou-se o tempo para um incremento fixo de 0,01 segundos/dado, através da interpolação por *cubic spline*;
3. Foi aplicado uma filtragem digital de fase zero processando os dados de entrada, do giroscópio, nas direções direta e reversa. Depois de filtrar os dados na direção direta, é revertida a sequência filtrada e executa de volta pelo filtro. O resultado possui características de distorção de fase zero, função de transferência de filtro igual à magnitude ao quadrado da função de transferência de filtro original e, minimiza os transientes de inicialização e finalização, correspondendo às condições iniciais (manual *Matlab* para a função *filtfilt*);
4. Aplicado o integral aos dados filtrados do giroscópio para determinar o deslocamento angular da coxa durante a execução das duas condições de agachamento. Este algoritmo adiciona um enviesamento aos dados angulares;
5. Calculada a reta de regressão para determinação do enviesamento/*drift* dos dados angulares, para posterior correção;
6. Selecionar manualmente um ciclo de agachamento;
7. Determinação automática dos ciclos realizados durante a recolha, através de autocorrelação do ciclo selecionado com a restante série temporal. Foram selecionados os ciclos cuja correlação teve um valor superior a 0,9 (correlação elevada);
8. Extração dos ciclos para nova tabela de dados;
9. Calculado o desvio-padrão e coeficiente de variação entre repetições por tempo relativo;
10. Criação de diagramas de fase para a série temporal de cada sujeito e condição de agachamento;
11. Criar diagramas de fase com a média das repetições de cada sujeito, utilizando a técnica de codificação vetorial;
12. Criação de diagramas de fase com normalização dos ângulos e dados de velocidade angular (Lamba & Barlett, 2018)

A análise estatística dos dados foi realizada através do software específico IBM SPSS, *Statistics* versão 26 para o Windows. Os procedimentos estatísticos, do presente

estudo, consistiram numa análise descritiva, utilizando a média, desvio-padrão e coeficiente de variação a fim de caracterizarmos a amostra relativamente às variáveis de estudo. Para a estatística inferencial, foi testada a normalidade da distribuição para todas as variáveis, através do teste de *Shapiro-Wilk*, não sendo assumida para todas as variáveis. O teste paramétrico *T-Student* foi utilizado para comparar as duas amostras de modo a verificar se existia diferenças significativas entre os praticantes do experientes e inexperientes. No caso das variáveis sem normalidade foi utilizado o teste não-paramétrico de *U Mann-Whitney*. O teste T-Pares foi a técnica paramétrica utilizada para comparar as duas condições de execução do agachamento e, a alternativa não paramétrica, o teste de *Wilcoxon*. O nível de significância para a estatística inferencial é de 95%, tal como vem sendo habitual nos estudos realizados no âmbito das ciências do desporto, foi utilizado um grau de probabilidade de erro (*p-value*) $\leq 0,05$, que permitirá testar a significância dos valores relativos às técnicas estatísticas utilizadas.

Além dos testes estatísticos foi realizada a análise qualitativa das curvas de dados representadas nos gráficos, de modo a diferenciar padrões de coordenação do movimento.

3.7. Resultados

Relativamente a análise estatística e inferencial, encontramos diferenças significativas em dois parâmetros da dispersão de dados entre condições, no plano sagital e transversal e na média no plano sagital, *p-value* $\leq 0,05$ (Anexo 6 e Anexo 7). Relativamente à experiência não foram encontradas quaisquer diferenças significativas (Anexo 8 e Anexo 9).

Na Tabela 5 estão apresentados a estatística descritiva das variáveis em estudo.

Tabela 5. Estatística Descritiva da média, desvio-padrão e coeficiente de variação por plano de movimento, tipo de agachamento e experiência.

		Sem Barra				Com Barra			
		Inexperientes		Experientes		Inexperientes		Experientes	
	Plano	Média	Desvio-Padrão	Média	Desvio-Padrão	Média	Desvio-Padrão	Média	Desvio-Padrão
Média	Sagital	28,434	7,529	32,074	4,126	27,004	4,445	28,157	5,514
	Frontal	-8,724	5,966	-11,257	6,893	-9,116	7,336	-11,592	5,792
	Transversal	-1,838	3,436	-0,516	3,562	-1,457	4,386	-1,165	4,270
Desvio-Padrão	Sagital	8,212	1,657	8,955	0,989	7,767	0,874	8,124	1,097
	Frontal	3,536	1,685	4,029	2,155	4,022	1,703	4,048	1,866
	Transversal	1,912	0,705	1,759	0,694	2,109	0,561	1,979	0,554
Coeficiente de Variação	Sagital	35,2%	20,8%	97,1%	176,5%	27,6%	13,8%	27,4%	16,2%
	Frontal	88,9%	93,4%	77,8%	115,3%	53,3%	47,6%	73,5%	90,7%
	Transversal	142,8%	286,6%	92,1%	127,7%	57,9%	28,3%	113,7%	144,0%

Através da observação da Tabela 5 verificamos dados que o coeficiente de variação, indicando-nos a variação na dispersão em termos de homogeneidade. Verificamos que os experientes são mais heterogéneos (97,1% vs 35,2%) no agachamento sem barra comparativamente aos indivíduos iniciados no plano sagital. Quanto ao agachamento com barra verificamos o oposto, embora seja mínimo (27,4% vs 27,6%). Verificamos também uma maior heterogeneidade dos indivíduos iniciados no plano frontal (88,9% vs 77,8%) e transversal (92,1% vs 142,8%) comparativamente aos indivíduos experientes no agachamento sem barra. No agachamento com barra verifica-se o oposto, uma maior heterogeneidade por parte dos indivíduos experientes no plano frontal (73,5% vs 53,3%) e transversal (113,7% vs 57,9%) no agachamento com barra.

Embora a estatística linear seja amplamente utilizada para caracterizar as variáveis em estudo, para estudos em comportamento motor parece ser redutora, pois existe uma redução de milhares de dados (em média 10 000 dados por recolha) para poucos dados. Desse modo, as observações seguintes referem-se a uma análise qualitativa dos padrões das séries temporais, para melhor verificar indicar o comportamento de cada indivíduo.

Normalmente, quando é estudada a coordenação, esta é analisada na perspetiva de coordenação entre segmentos, proximal e distal (Kurz et al., 2005; Lamb & Bartlett, 2017; Winstein & Garfinkel, 1989). Neste estudo porque a recolha recai apenas no

movimento de um segmento, daí que nos diagramas de fase, quando mencionamos a velocidade angular, referimo-nos que a coordenação é controlada pelo processo de contração muscular, na perspetiva de provocar o movimento do segmento, e quando observamos o deslocamento angular referimo-nos que a coordenação é principalmente controlada pelos fatores externos que provocam o movimento do segmento (e.g. força de aceleração da gravidade). Na literatura, a análise do processo de coordenação através de diagramas de fase, são atribuídos à liderança do segmento proximal sobre o distal ou vice-versa (Lamba & Barlett, 2018).

3.7.1. Plano Sagital

Através da observação dos diagramas de fase de todos os indivíduos, o padrão de movimento mais comum, tanto para indivíduos inexperientes como para experientes é o representado na Figura 17, onde se encontram poucas diferenças entre grupos, exceto na amplitude dos dados.

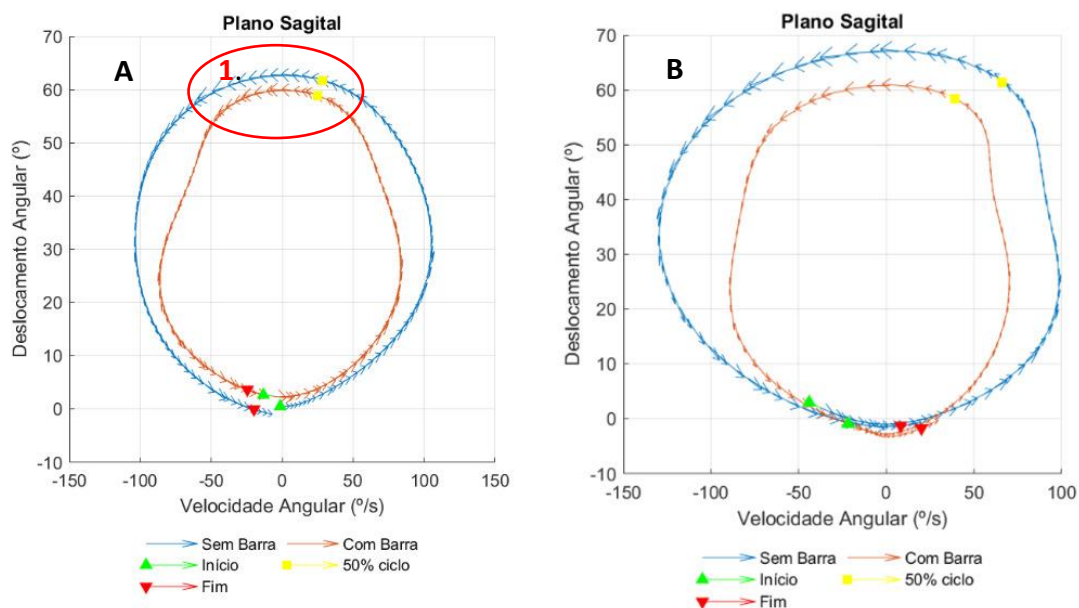


Figura 17. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito inexperiente 27 (esquerda) e do Sujeito experiente 13(direita)

Ao observar o evento 1 da Figura 17 verificamos que na flexão da coxa sem barra, existe um aumento positivo da velocidade angular (ω) que representa que o segmento se move mais rapidamente no espaço físico, ou seja, a coordenação é controlada principalmente pelo movimento da coxa. Observamos que ao começar a extensão da

coxa (Figura 17 -1), com ω negativas há uma tendência da pessoa descentralizar-se com o padrão, existindo a necessidade da intervenção do sistema, sendo que a coordenação é controlada principalmente pela vertente de contração muscular. Na representação dos indivíduos experientes verificamos uma maior liberdade no controlo do segmento (tendência dos vetores saírem da linha anterior) no agachamento sem barra, deixando o próprio sistema auto-organizar-se de forma autónoma. No agachamento com barra verificamos nos indivíduos experientes um maior controlo comparativamente ao agachamento sem barra, assim como verificamos também uma capacidade de auto-organização superior aos indivíduos inexperientes com barra.

3.7.2. Plano Frontal

No plano frontal, através da observação de todos os indivíduos, o padrão de movimento mais comum, tanto para indivíduos inexperientes como para experientes é o averiguado na Figura 18, onde se consegue encontrar algumas diferenças no padrão.

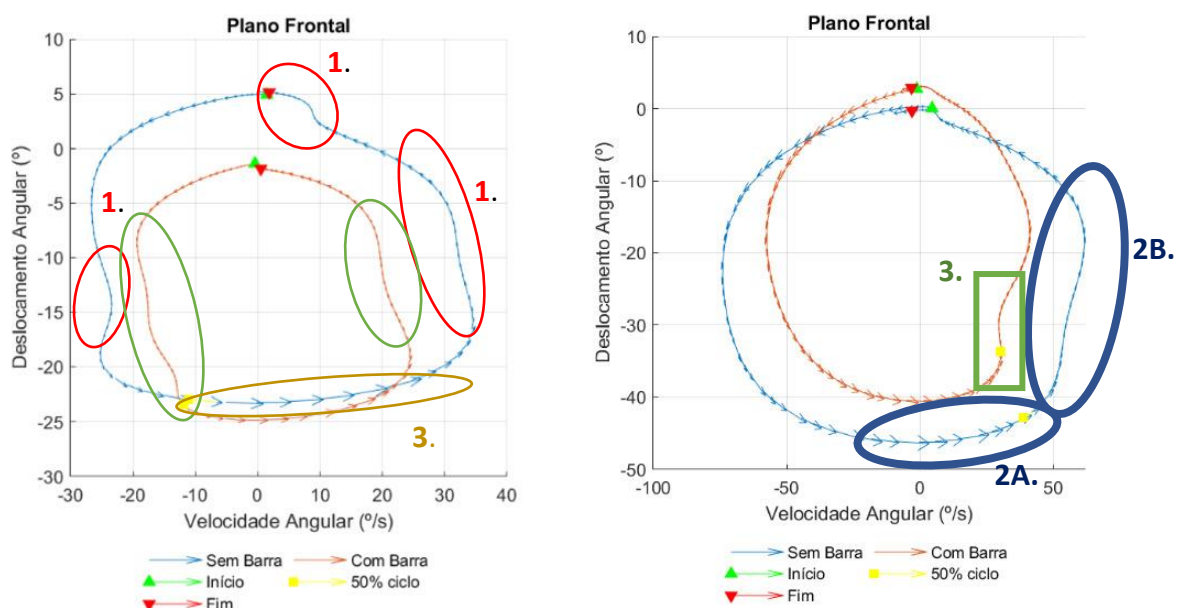


Figura 18. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito inexperiente 6 (esquerda) e do Sujeito experiente 24(direita)

O evento 1 da Figura 18 indica maiores graus de liberdade em ambos os sujeitos durante a realização do agachamento sem barra, contudo verificamos no sujeito inexperiente mudanças abruptas no deslocamento angular (verticalidade do gráfico)

que significa uma menor capacidade de controlar o movimento. Ao realizar o agachamento com barra verificamos que a amplitude física do movimento, tanto no eixo horizontal como no vertical, é maior o que parece indicar maior controlo. No entanto, também se verifica este facto no agachamento sem barra. Nos indivíduos experientes, aqui visualizado pelo sujeito 24, verificamos ω superiores nos primeiros 50% do ciclo, tanto com barra como sem barra, o que significa uma tendência em alterar o padrão de movimento, com uma maior liberdade no controlo do segmento. O deslocamento angular, no início da adução da coxa (+50% do ciclo) é rápida a retornar ao início do ciclo (Figura 18-2A e 2B), enquanto que logo após a abdução da coxa, os indivíduos inexperientes fazem o movimento com velocidades angulares mais rápidas, embora demorem mais tempo a realizar a adução da coxa, indicando uma possível necessidade do sistema se auto-organizar (Figura 18-3). No agachamento com barra, parece haver uma maior fluidez do movimento na abdução da coxa e na segunda metade da adução. Contudo, no início da adução, mais uma vez parece haver a necessidade do sistema se ajustar e controlar o movimento Figura 18-3.

3.7.3. Plano Transversal

No plano transversal, através da observação de todos os indivíduos, o padrão de movimento mais comum, tanto para indivíduos inexperientes como para experientes é o apresentado na Figura 19, onde se consegue distinguir algumas diferenças nos padrões.

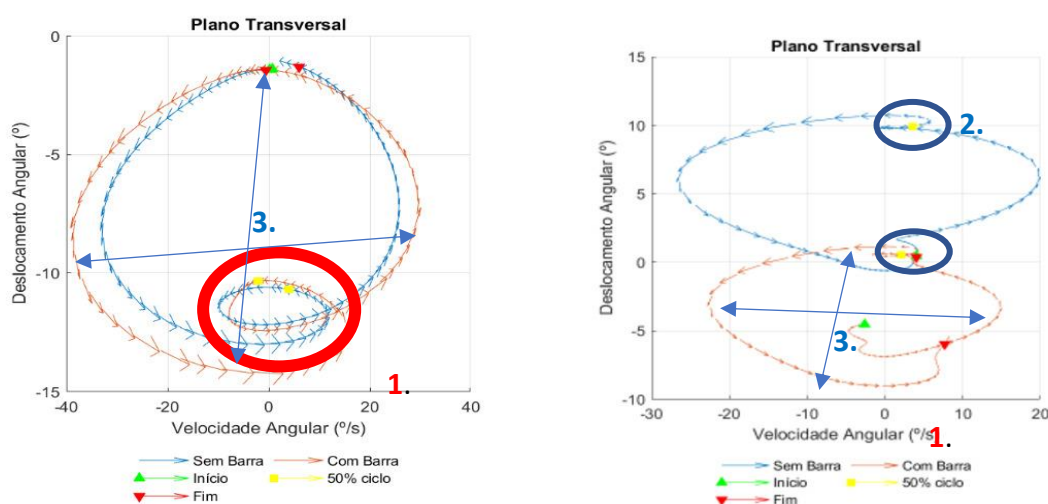


Figura 19. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito inexperiente 1 (esquerda) e do Sujeito experiente 24 (direita)

A primeira característica que verificamos com maior visibilidade é a presença de uma “espiral” Figura 19-1 que nos indica que o movimento teve acelerações e desacelerações de velocidade angulares suaves que normalmente acontecem no final do movimento para se reajustarem ao padrão e/ou se ajustarem ao ritmo de execução. Outra característica observável é a presença de “vincos” (Figura 19-2), indicando-nos oposições à direção do movimento pretendida, isto é, uma cessação repentina de forças que se opõem ao movimento e/ou retomada repentina do movimento (estava a realizar uma rotação externa da coxa, de seguida fez uma rotação interna e voltou a fazer rotação externa) provocando um descontrolo. Nos indivíduos inexperientes, identificado pelo sujeito 1, observamos um maior controlo do movimento sem barra sugerindo-nos que a coordenação é liderada pela vertente muscular. O mesmo é verificado nos indivíduos experientes, contudo observamos deslocamentos angulares superiores nos indivíduos inexperientes. Relativamente ao agachamento com barra verifica-se deslocamentos angulares e velocidades angulares inferiores, vetores mais condensados que nos indica uma tentativa de maior controlo do movimento comparativamente aos inexperientes.

3.8. Discussão

Schoenfeld et al. (2016) definiram os experientes como indivíduos que nos últimos 6 meses realizassem consistentemente o agachamento com barra atrás das costas e pela capacidade de levantar o seu peso em agachamento (rácio ≥ 1), contudo ao analisar os resultados dos experientes consegue-se destacar um nicho de indivíduos que tem maior dedicação ao treino, ou seja, que levam o treino de força de forma mais séria comparativamente aos que treinam regularmente mas por vertente de lazer, ambos com a capacidade de levantar o seu peso em agachamento. Na Figura 20 conseguimos identificar movimentos mais controlados, com menor tendência a saírem do padrão (vetores menores e mais condensados) nos três planos de movimento. Contudo, também são observados padrões com alterações abruptas de deslocamento angular e/ou velocidades angulares, sendo por isso necessário uma abordagem de individualização do comportamento motor.

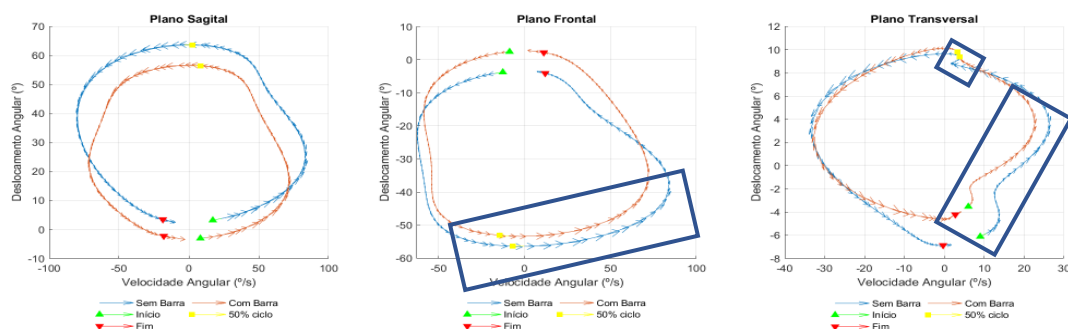


Figura 20. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito 7 (experiente)

Nos indivíduos considerados inexperientes também se conseguem identificar um nicho, tendo em conta que existem indivíduos que nunca executaram o movimento de agachamento com barra, como podemos observar através da Figura 21, que conseguem realizar uma coordenação controlada principalmente pelo movimento da coxa (vetores maiores a saírem da trajetória), principalmente no plano transversal. De acordo com os resultados obtidos por este tipo de análise (em comportamento motor), talvez seja necessária outra abordagem para a definição de inexperiente e experiente, que possa complementar aquela definida por Schoenfeld et al. (2016).

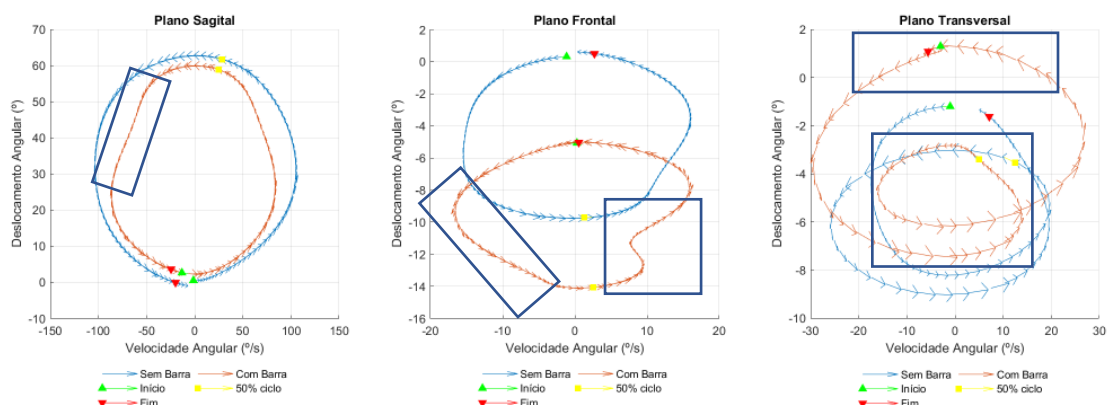


Figura 21. Representação Gráfica do padrão do agachamento com e sem barra do Sujeito 13 (inexperiente)

Ao analisar os dados recolhidos pelos sensores inerciais do *smartphone* conseguimos identificar o padrão das curvas de dados, bem como as diferenças nas duas condições de agachamento tanto em indivíduos inexperientes como experientes. No

plano sagital verificamos uma tendência dos indivíduos inexperientes se diferenciarem do padrão de coordenação, principalmente na fase concêntrica do agachamento (extensão da coxa), sendo verificado que nessa fase o sistema controla o movimento principalmente através da vertente de contração muscular. Já na fase excêntrica, verificam-se maiores amplitudes fásicas, o que pode significar que o sistema permite a utilização de maiores graus de liberdade. De acordo com Bernstein (1967), verificamos que ao aplicar uma restrição de movimento (utilização da barra), o sistema tende a controlar cada vez mais os graus de liberdade permitidos pelo segmento. No plano frontal, observamos uma necessidade superior do sistema controlar o movimento através da vertente muscular, o que pode indicar uma menor capacidade de ativação dos abdutores e adutores da coxa nos indivíduos inexperientes. Outro dado importante a destacar, são as mudanças abruptas de velocidade angular e deslocamento angular, esta fraca capacidade de ativação, continuada e controlada dos abdutores, poderá levar ao valgismo dos joelhos, a provocar dor ou a futuras lesões musculoesqueléticas (Petersen et al., 2017). O plano transversal parece ser o plano mais instável e com maiores amplitudes fásicas em ambos os grupos. Nos indivíduos experientes observamos vincos no padrão, o que significa que ocorrem mudanças de direção de movimento, embora consigam reajustarem-se e controlar o movimento. Já nos indivíduos inexperientes verificaram-se, principalmente, a presença de espirais, possivelmente na tentativa de se reajustarem ao seu próprio ritmo de execução. Numa abordagem de constrangimentos de tarefa, a utilização da barra permitiu aos indivíduos progredirem na execução do agachamento sem se aperceberem da razão por detrás dessa melhoria (Turner & Comfort, 2018).

O comportamento motor é constantemente desafiado por constrangimentos internos e externos ao nosso sistema. Desde do nosso nascimento, estas restrições influenciaram o nosso desenvolvimento (Goldfield, 1995) e daí a importância de existirem. Como dizem Turner e Comfort (2018): “o movimento surgiu muito antes de alguém ter a capacidade de pensar sobre o movimento”. Este tipo de abordagem permite-nos a nós, *personal trainers*, manipular estes constrangimentos da tarefa de modo a que os nossos clientes possam aprender com sucesso e não dependerem tanto da nossa ajuda para a realização dos movimentos com sucesso.

3.9. Conclusão

Com os dados recolhidos pelos sensores inerciais do *smartphone* foi possível recolher e analisar os dados nas diferentes condições de agachamento, nos diferentes grupos da amostra, e nas alterações na variabilidade dos diferentes planos de movimento. Indivíduos inexperientes tendem a necessitar de um maior controlo por parte do sistema comparativamente aos indivíduos treinados embora não se verifiquem alterações significativas do padrão de coordenação. Com base nos resultados deste estudo, os diagramas de fase relativa podem quantificar a coordenação do segmento da coxa durante o exercício de agachamento. Uma abordagem que vai ao encontro dos modelos de constrangimentos (da tarefa) de Newell (1986). O estudo da variabilidade da coordenação é essencial para uma melhor compreensão da capacidade coordenativa dos praticantes e como o sistema interage internamente e externamente na captação de informação, bem como na capacidade de modelar as ações a serem executadas.

Capítulo 4

4. Considerações Finais

4.1. Discussão e Conclusão Geral

Indo ao encontro do título da dissertação sobre a utilização de sensores inerciais para uma análise tridimensional durante a execução de agachamento com e sem barra, verificou-se que é possível, prático e simples, visto que só precisamos de um *smartphone* para obter dados individualizados sobre o nosso praticante, e com os mesmos orientar de forma apropriada o seu treino, não nos baseando só numa análise por tabelas de classificação, *feedback* do cliente e/ou olho nu, mas mostrando dados concretos sobre o seu estado atual.

Identificou-se que é possível verificar alterações ao padrão de movimento nas diferentes condições de agachamento e melhorar assim a técnica de agachamento do praticante, bem como numa abordagem de comportamento motor, conseguirmos verificar diferenças na variabilidade da coordenação do segmento da coxa. Além disso, numa perspetiva de investigação, também nos foi possível comparar grupos, tendo em conta o nível de experiência dos mesmos. No entanto, com a profundidade de análise conseguida, foram formuladas algumas questões que nos servirão de referência para o futuro, nomeadamente: Será que a definição de praticante experiente e inexperiente está bem formulada? Será que deveremos olhar com outros olhos para a importância da análise sob a alçada das teorias inerentes ao comportamento motor dos praticantes?

Nestes últimos anos muitos estudos têm sido realizados tendo por base sensores inerciais, no entanto, verificámos que no que diz respeito ao agachamento, este parece ser um estudo piloto em que são utilizados os sensores inerciais do *smartphone*. Considerando que estes aparelhos estão à disposição de qualquer pessoa, destacamos que os *smartphones* devem ser utilizados de forma mais exaustiva e para maior proveito, mesmo que se avalie apenas um segmento corporal de cada vez. Os dados recolhidos permitem extrair dados importantes e que sem eles não seria possível chegar a informação tão relevante para um melhor controlo movimento realizado durante os exercícios de treino.

4.2. Limitações

A investigação que fizemos apresenta algumas limitações que se prendem com questões tecnológicas e metodológicas:

Em termos tecnológicos

Utilizamos um aparelho *android* de gama média, o Huawei Mate 20 Lite de Setembro de 2018, existindo possivelmente sensores mais precisos em 2020. Derivados dos picos no sinal, os algoritmos dos *smartphones* devem ser melhorados de forma a minimizar o erro, bem como na deteção do início e fim das repetições (Pernek et al., 2013)

Em termos metodológicos

Em primeiro lugar a colocação do *smartphone* tendo como referência um ponto anatómico, tiveram em conta que o investigador não é certificado em antropometria (e.g.: *International Society for the Advancement of Kinanthropometry*) de nível 1 e/ou superior de forma a minimizar o erro. Em segundo lugar, deveremos ter cuidado com a generalização dos resultados a toda a população, visto que os resultados obtidos tiveram em conta uma amostra preferencialmente de indivíduos do sexo masculino e feminino entre os 19 e os 31 anos. Terceiro, os diferentes locais de recolha de dados (3), embora o investigador tivesse o cuidado de escolher um local com piso plano e liso, poderá haver alguma interferência nos resultados. Em quarto lugar, a aplicação de filtros para suavizar o sinal e ficar com as informações relevantes sobre o movimento também podem eliminar informações pertinentes para posterior análise. Em quinto, a maior parte dos estudos, analisam a articulação ou o conjunto de dois ou mais segmentos corporais (Almosnino et al., 2013; Castro et al., 2006; Goldfield, 1995; Hadi et al., 2012; Lamb & Bartlett, 2017; J. Lee et al., 2020; Mayagoitia et al., 2002; Mousavi et al., 2020) (normalmente adjacentes) e não só um segmento (Esser et al., 2009). Por fim, analisamos apenas um dos do segmento da coxa (lado direito), que embora se possa assumir a simetria dos resultados, devemos sempre considerar que poderá haver desequilíbrios entre membros.

4.3. Recomendações para pesquisas futuras

Como indicado nas limitações do estudo, nem todos os procedimentos foram realizados utilizando os *gold standards*, mas quando estamos inseridos num contexto profissional limitado ao equipamento ou ao tempo disponível, temos que encontrar outras soluções viáveis para obter os dados pretendidos para uma melhor análise sobre o movimento e subsequente prescrição de exercício.

É sugerida a análise de outros segmentos utilizando sensores inerciais do *smartphone*, e seria interessante analisar com mais aparelhos o padrão de movimento, bem como o comportamento motor de ambos os segmentos que possivelmente terão um comportamento e padrão simétrico. Recomendamos que a utilização dos sensores inerciais seja feita em forma de validação com *gold standards* de análise de movimento, para, por exemplo, verificar os resultados do segmento da coxa com dois métodos de análise quantitativa, permitindo haver mais evidência científica sobre a utilidade dos *smartphones*. Ao compararem indivíduos inexperientes com experientes deveria ser feita uma abordagem teórica e prática mais rigorosa e criteriosa sobre a distinção entre grupos, de modo a poder-se confirmar se existem diferenças significativas no plano tridimensional quanto ao padrão de movimento. Por último, seria interessante comparar os sensores inerciais do *smartphone* com outros sensores inerciais, isto é, pequenas caixas (IMUs) contendo apenas este tipo de sensores.

4.4. Aplicações Práticas

A utilização do *smartphone* permite uma recolha de dados quantitativos em tempo real do padrão de movimento do agachamento (bem como de outros movimentos), sendo úteis para uma análise mais rigorosa por parte dos *personal trainers*.

Podemos utilizar este tipo de equipamento para uma análise de comportamento motor e de seguida (noutra sessão de treino) proceder às correções necessárias impondo alguns constrangimentos adequados para uma melhoria na performance.

Bibliografia

- Al-Amri, M., Nicholas, K., Button, K., Sparkes, V., Sheeran, L., & Davies, J. (2018). Inertial Measurement Units for Clinical Movement Analysis: Reliability and Concurrent Validity. *Sensors*, 18(3), 719. <https://doi.org/10.3390/s18030719>
- Almosnino, S., Kingston, D., & Graham, R. B. (2013). Three-Dimensional Knee Joint Moments During Performance of the Bodyweight Squat: Effects of Stance Width and Foot Rotation. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(1), 33–43. <https://doi.org/10.1123/jab.29.1.33>
- Amini, N., Sarrafzadeh, M., Vahdatpour, A., & Xu, W. (2011). Accelerometer-based on-body sensor localization for health and medical monitoring applications. *Pervasive and Mobile Computing*, 7(6), 746–760. <https://doi.org/10.1016/j.pmcj.2011.09.002>
- Bell, D. R., Oates, D. C., Clark, M. A., & Padua, D. A. (2013). Two- and 3-Dimensional Knee Valgus Are Reduced After an Exercise Intervention in Young Adults With Demonstrable Valgus During Squatting. *Journal of Athletic Training*, 48(4), 442–449. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.3.16>
- Bernstein, N. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. Pergamon Press.
- Bo, A. P. L., Hayashibe, M., & Poignet, P. (2011). Joint angle estimation in rehabilitation with inertial sensors and its integration with Kinect. *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 3479–3483. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090940>
- Bongaardt, R., & Meijer, O. G. (2000). Bernstein's Theory of Movement Behavior: Historical Development and Contemporary Relevance. *Journal of Motor Behavior*, 32(1), 57–71. <https://doi.org/10.1080/00222890009601360>
- Bonnet, V., Mazzà, C., Fraisse, P., & Cappozzo, A. (2012). A least-squares identification algorithm for estimating squat exercise mechanics using a single inertial measurement unit. *Journal of Biomechanics*, 45(8), 1472–1477. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.02.014>
- Bonnet, V., Mazza, C., Fraisse, P., & Cappozzo, A. (2013). Real-time Estimate of Body Kinematics During a Planar Squat Task Using a Single Inertial Measurement Unit. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(7), 1920–1926. <https://doi.org/10.1109/TBME.2013.2245131>
- Buckthorpe, M., Stride, M., & Villa, F. D. (2019). Assessing and treating gluteus maximus weakness – a clinical commentary. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 14(4), 655–669. <https://doi.org/10.26603/ijspst20190655>
- Castro, J. L. G., Medina-Carnicer, R., & Galisteo, A. M. (2006). Design and evaluation of a new three-dimensional motion capture system based on video. *Gait & Posture*, 24(1), 126–129. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.08.001>
- Choppin, S., & Wheat, J. (2013). The potential of the Microsoft Kinect in sports analysis and biomechanics. *Sports Technology*, 6(2), 78–85. <https://doi.org/10.1080/19346182.2013.819008>

- Clark, M., McGill, E., Lucett, S., & National Academy of Sports Medicine (Eds.). (2018). *NASM essentials of personal fitness training* (Sixth edition). Jones & Bartlett Learning.
- Coley, B., Najafi, B., Paraschiv-Ionescu, A., & Aminian, K. (2005). Stair climbing detection during daily physical activity using a miniature gyroscope. *Gait & Posture*, 22(4), 287–294. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.08.008>
- Corazza, S., Mündermann, L., Chaudhari, A. M., Demattio, T., Cobelli, C., & Andriacchi, T. P. (2006). A Markerless Motion Capture System to Study Musculoskeletal Biomechanics: Visual Hull and Simulated Annealing Approach. *Annals of Biomedical Engineering*, 34(6), 1019–1029. <https://doi.org/10.1007/s10439-006-9122-8>
- Cuesta-Vargas, A. I., Galán-Mercant, A., & Williams, J. M. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews*, 15(6), 462–473. <https://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006>
- da Silva, J. J., Schoenfeld, B. J., Marchetti, P. N., Pecoraro, S. L., Greve, J. M. D., & Marchetti, P. H. (2017). Muscle Activation Differs Between Partial and Full Back Squat Exercise With External Load Equated: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(6), 1688–1693. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001713>
- Davids, K., Glazier, P., Ara??jo, D., & Bartlett, R. (2003). Movement Systems as Dynamical Systems: The Functional Role of Variability and its Implications for Sports Medicine. *Sports Medicine*, 33(4), 245–260. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333040-00001>
- De Bot, K., Lowie, W., & Verspoor, M. (2007). A Dynamic Systems Theory approach to second language acquisition. *Bilingualism: Language and Cognition*, 10(01), 7. <https://doi.org/10.1017/S1366728906002732>
- del Rosario, M., Redmond, S., & Lovell, N. (2015). Tracking the Evolution of Smartphone Sensing for Monitoring Human Movement. *Sensors*, 15(8), 18901–18933. <https://doi.org/10.3390/s150818901>
- Dill, K. E., Begalle, R. L., Frank, B. S., Zinder, S. M., & Padua, D. A. (2014). Altered Knee and Ankle Kinematics During Squatting in Those With Limited Weight-Bearing–Lunge Ankle-Dorsiflexion Range of Motion. *Journal of Athletic Training*, 49(6), 723–732. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.29>
- Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise: *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 127–141. <https://doi.org/10.1097/00005768-200101000-00020>
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Lowry, T. M., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths: *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6), 984–998. <https://doi.org/10.1097/00005768-200106000-00019>
- Esser, P., Dawes, H., Collett, J., & Howells, K. (2009). IMU: Inertial sensing of vertical CoM movement. *Journal of Biomechanics*, 42(10), 1578–1581. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.049>

- Fletcher, G. F., Landolfo, C., Niebauer, J., Ozemek, C., Arena, R., & Lavie, C. J. (2018). Reprint of: Promoting Physical Activity and Exercise. *Journal of the American College of Cardiology*, 72(23), 3053–3070. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2018.10.025>
- Fox, A. J. S., Bedi, A., & Rodeo, S. A. (2012). The Basic Science of Human Knee Menisci: Structure, Composition, and Function. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 4(4), 340–351. <https://doi.org/10.1177/1941738111429419>
- Galvin, C. R., Perriman, D. M., Newman, P. M., Lynch, J. T., Smith, P. N., & Scarvell, J. M. (2018). Squatting, lunging and kneeling provided similar kinematic profiles in healthy knees—A systematic review and meta-analysis of the literature on deep knee flexion kinematics. *The Knee*, 25(4), 514–530. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2018.04.015>
- Goldfield, E. C. (1995). *Emergent forms: Origins and early development of human action and perception*. Oxford University Press.
- Gullett, J. C., Tillman, M. D., Gutierrez, G. M., & Chow, J. W. (2009). A Biomechanical Comparison of Back and Front Squats in Healthy Trained Individuals: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 284–292. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818546bb>
- Gwynne, C. R., & Curran, S. A. (2014). *Quantifying frontal plane knee motion during single limb squats: Reliability and validity of 2-dimensional measures*. 9.
- Hadi, G., Akkuş, H., & Harbili, E. (2012). Three-Dimensional Kinematic Analysis of the Snatch Technique for Lifting Different Barbell Weights: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(6), 1568–1576. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318231abe9>
- Jämsä, T., Vainionpää, A., Korpelainen, R., Vihriälä, E., & Leppäluoto, J. (2006). Effect of daily physical activity on proximal femur. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.10.003>
- Kavanagh, J. J., Morrison, S., James, D. A., & Barrett, R. (2006). Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2863–2872. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.09.012>
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns: The self-organization of brain and behavior*. MIT Press.
- Kelso, J. S., & Schöner, G. (1988). Self-organization of coordinative movement patterns. *Human Movement Science*, 7(1), 27–46.
- Knudson, D. V. (2007). *Fundamentals of biomechanics* (2nd ed). Springer.
- Lamb, P. F., & Bartlett, R. M. (2017). Assessing movement coordination. Em C. J. Payton & A. Burden (Eds.), *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise* (2.^a ed., pp. 22–43). Routledge. <https://doi.org/10.4324/9780203095546-3>
- Lamba, P. F., & Barlett, R. M. (2018). Assessing Movement Coordination. Em *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise: The British Association of Sport and Exercise Sciences guide* (2nd edition, p. 259). Routledge, Taylor & Francis Group.

- Latash, M. L., Turvey, M. T., & Bernshteĭn, N. A. (Eds.). (1996). *Dexterity and its development*. L. Erlbaum Associates.
- Latash, M., Levin, M., Scholz, J., & Schöner, G. (2010). Motor control theories and their applications. *Medicina*, 46(6), 382. <https://doi.org/10.3390/medicina46060054>
- Lee, H., Jung, M., Lee, K.-K., & Lee, S. (2017). A 3D Human-Machine Integrated Design and Analysis Framework for Squat Exercises with a Smith Machine. *Sensors*, 17(2), 299. <https://doi.org/10.3390/s17020299>
- Lee, J., Joo, H., Lee, J., & Chee, Y. (2020). Automatic Classification of Squat Posture Using Inertial Sensors: Deep Learning Approach. *Sensors*, 20(2), 361. <https://doi.org/10.3390/s20020361>
- Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2004). Core Stability Measures as Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 926–934. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000128145.75199.C3>
- List, R., Gülay, T., Stoop, M., & Lorenzetti, S. (2013). Kinematics of the Trunk and the Lower Extremities During Restricted and Unrestricted Squats: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(6), 1529–1538. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182736034>
- Logar, G., & Munih, M. (2015). Estimation of Joint Forces and Moments for the In-Run and Take-Off in Ski Jumping Based on Measurements with Wearable Inertial Sensors. *Sensors*, 15(5), 11258–11276. <https://doi.org/10.3390/s150511258>
- Mayagoitia, R. E., Nene, A. V., & Veltink, P. H. (2002). Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: An inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 537–542. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00231-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00231-7)
- Mousavi, S. H., Hijmans, J. M., Moeini, F., Rajabi, R., Ferber, R., van der Worp, H., & Zwerver, J. (2020). Validity and reliability of a smartphone motion analysis app for lower limb kinematics during treadmill running. *Physical Therapy in Sport*, 43, 27–35. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.02.003>
- Newell, K. M., & Vaillancourt, D. E. (2001). Dimensional change in motor learning. *Human Movement Science*, 20(4–5), 695–715. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(01\)00073-2](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(01)00073-2)
- Nguyen, A.-D., Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Luecht, R. M., & Perrin, D. H. (2011). A Preliminary Multifactorial Approach Describing the Relationships Among Lower Extremity Alignment, Hip Muscle Activation, and Lower Extremity Joint Excursion. *Journal of Athletic Training*, 46(3), 246–256. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.3.246>
- Oppici, L., Panchuk, D., Serpiello, F. R., & Farrow, D. (2018). Futsal task constraints promote transfer of passing skill to soccer task constraints. *European Journal of Sport Science*, 18(7), 947–954. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1467490>
- O'Reilly, M. A., Whelan, D. F., Ward, T. E., Delahunt, E., & Caulfield, B. M. (2017). Technology in Strength and Conditioning: Assessing Bodyweight Squat Technique

- With Wearable Sensors. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(8), 2303–2312. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001957>
- Park, W., Martin, B. J., Choe, S., Chaffin, D. B., & Reed, M. P. (2005). Representing and identifying alternative movement techniques for goal-directed manual tasks. *Journal of Biomechanics*, 38(3), 519–527. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.04.014>
- Pernek, I., Hummel, K. A., & Kokol, P. (2013). Exercise repetition detection for resistance training based on smartphones. *Personal and Ubiquitous Computing*, 17(4), 771–782. <https://doi.org/10.1007/s00779-012-0626-y>
- Petersen, W., Rembitzki, I., & Liebau, C. (2017). Patellofemoral pain in athletes. *Open Access Journal of Sports Medicine, Volume 8*, 143–154. <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S133406>
- Petraglia, F., Scarcella, L., Pedrazzi, G., Brancato, L., Puers, R., & Costantino, C. (2019). Inertial sensors versus standard systems in gait analysis: A systematic review and meta-analysis. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 55(2). <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.18.05306-6>
- Pierratos, T., & Polatoglou, H. M. (2020). Utilizing the phyphox app for measuring kinematics variables with a smartphone. *Physics Education*, 55(2), 025019. <https://doi.org/10.1088/1361-6552/ab6951>
- Pratt, K., & Sigward, S. (2018). Inertial Sensor Angular Velocities Reflect Dynamic Knee Loading during Single Limb Loading in Individuals Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Sensors*, 18(10), 3460. <https://doi.org/10.3390/s18103460>
- Riebe, D., Liguori, G., & Magal, M. (Eds.). (2018). *ACSM's guidelines for exercise testing and prescription* (Tenth edition). Wolters Kluwer.
- Sandau, M., Koblauch, H., Moeslund, T. B., Aanæs, H., Alkjær, T., & Simonsen, E. B. (2014). Markerless motion capture can provide reliable 3D gait kinematics in the sagittal and frontal plane. *Medical Engineering & Physics*, 36(9), 1168–1175. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.07.007>
- Schmidt, R. A., Lee, T. D., Winstein, C. J., Wulf, G., & Zelaznik, H. N. (2019). *Motor control and learning: A behavioral emphasis* (Sixth edition). Human Kinetics.
- Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting Kinematics and Kinetics and Their Application to Exercise Performance: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3497–3506. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7>
- Schoenfeld, B. J., & Grgic, J. (2020). Effects of range of motion on muscle development during resistance training interventions: A systematic review. *SAGE Open Medicine*, 8, 205031212090155. <https://doi.org/10.1177/2050312120901559>
- Schoenfeld, B. J., Pope, Z. K., Benik, F. M., Hester, G. M., Sellers, J., Nooner, J. L., Schnaiter, J. A., Bond-Williams, K. E., Carter, A. S., Ross, C. L., Just, B. L., Henselmans, M., & Krieger, J. W. (2016). Longer Interset Rest Periods Enhance Muscle Strength and Hypertrophy in Resistance-Trained Men: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(7), 1805–1812. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001272>

- Staacks, S., Hütz, S., Heinke, H., & Stampfer, C. (2018). Advanced tools for smartphone-based experiments: Phyphox. *Physics Education*, 53(4), 045009. <https://doi.org/10.1088/1361-6552/aac05e>
- Tong, K., & Granat, M. H. (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering & Physics*, 21(2), 87–94. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(99\)00030-2](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(99)00030-2)
- Turner, A., & Comfort, P. (Eds.). (2018). *Advanced strength and conditioning: An evidence-based approach*. Routledge, Taylor & Francis Group.
- Watkins, J. (2017). *Laboratory and Field Exercises in Sport and Exercise Biomechanics* (1.^a ed.). Routledge. <https://doi.org/10.4324/9781315306315>
- Wong, W. Y., Wong, M. S., & Lo, K. H. (2007). Clinical Applications of Sensors for Human Posture and Movement Analysis: A Review. *Prosthetics and Orthotics International*, 31(1), 62–75. <https://doi.org/10.1080/03093640600983949>
- Wu, J. Z., Sinsel, E. W., Carey, R. E., Zheng, L., Warren, C. M., & Breloff, S. P. (2019). Biomechanical modeling of deep squatting: Effects of the interface contact between posterior thigh and shank. *Journal of Biomechanics*, 96, 109333. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109333>
- Yamamoto, K., Shinya, M., & Kudo, K. (2020). The influence of attractor stability of intrinsic coordination patterns on the adaptation to new constraints. *Scientific Reports*, 10(1), 3058. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-60066-7>
- Yavuz, H. U., & Erdag, D. (2017). Kinematic and Electromyographic Activity Changes during Back Squat with Submaximal and Maximal Loading. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2017, 1–8. <https://doi.org/10.1155/2017/9084725>

Anexos

Anexo 1. Consentimento Informado



Escola Superior
de Desporto de
Rio Maior
[IPSantarém]



[IPSantarém]
INSTITUTO POLITÉCNICO DE SANTARÉM

Instituto Politécnico de Santarém

Escola Superior de Desporto de Rio Maior

Exm.º/ª Sr.(ª)

A Escola Superior de Desporto de Rio Maior do Instituto Politécnico de Santarém, através do estudante de mestrado em Atividade Física Saúde, Bruno Pereira Aires e o seu orientador Professor Doutor Marco Branco estão a desenvolver uma dissertação de mestrado subordinada ao tema: Utilização de sensores inerciais para a análise tridimensional durante a execução de agachamento com e sem barra. As recolhas serão realizadas, após o consentimento informado de V. Ex.ª. Na ficha de registo dos dados, não constará o nome e a sua identificação será realizada através de uma letra e um número (por exemplo: S01). O nome e respetiva identificação serão guardados pelo responsável do estudo, para eventuais informações posteriores. Os dados recolhidos só serão utilizados para o estudo e as identificações serão destruídas 3 anos após o término do estudo. Durante este período, e se solicitado pelos interessados, os resultados serão disponibilizados e esclarecidos. Se publicados, os dados só serão apresentados em valores estatísticos, por exemplo, a média e com as identificações codificadas.

Deste modo, venho por este meio solicitar o seu consentimento para a sua participação no referido estudo

Antecipadamente grato pela atenção dispensada,

Rio Maior, em 8 de junho de 2020

Contactos: marcobranco@esdrm.ipsantarém.pt
bruno_aires_123@hotmail.com

O Mestrando

✂ -----(Separar por aqui e ficar com Pedido de Consentimento Informado) -----

Consentimento

Eu, _____, li a informação e autorizo a recolha e tratamento de dados no estudo acima descrito.

Declaro ter lido e compreendido este documento. Foi-me garantida a possibilidade de, em qualquer altura, recusar participar neste trabalho sem qualquer tipo de consequências. Desta forma, aceito participar neste estudo e permito a utilização dos dados que de forma voluntária forneço, confiando em que apenas serão utilizados para esta investigação e nas garantias de confidencialidade e anonimato que me são dadas pelos investigadores.

Assinatura: _____ Data: ____/____/____

Anexo 2. Teste paramétrico *T-Student* para comparação entre sexos

Independent Samples Test										
		Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
Max_Sagittal_Peak_NBAR	Equal variances assumed	0,267	0,610	-0,877	27	0,388	-3,128	3,566	-10,446	4,190
	Equal variances not assumed			-0,867	24,512	0,394	-3,128	3,607	-10,563	4,307
Max_Sagittal_Peak_WBAR	Equal variances assumed	0,473	0,498	-0,844	27	0,406	-2,494	2,954	-8,554	3,567
	Equal variances not assumed			-0,856	26,823	0,399	-2,494	2,912	-8,470	3,483
Min_Sagittal_Peak_NBAR	Equal variances assumed	0,000	0,991	-0,742	27	0,464	-1,454	1,959	-5,472	2,565
	Equal variances not assumed			-0,737	25,005	0,468	-1,454	1,973	-5,517	2,609
Min_Sagittal_Peak_WBAR	Equal variances assumed	0,533	0,472	-1,506	27	0,144	-2,891	1,920	-6,830	1,047
	Equal variances not assumed			-1,512	26,179	0,142	-2,891	1,912	-6,819	1,037
Amp_Sagittal_Peak_NBAR	Equal variances assumed	0,000	0,989	-0,466	27	0,645	-1,674	3,590	-9,040	5,692
	Equal variances not assumed			-0,462	24,620	0,648	-1,674	3,627	-9,151	5,802
Amp_Sagittal_Peak_WBAR	Equal variances assumed	0,756	0,392	0,127	27	0,900	0,398	3,120	-6,004	6,799
	Equal variances not assumed			0,131	26,986	0,897	0,398	3,043	-5,846	6,641
Max_Frontal_Peak_NBAR	Equal variances assumed	0,512	0,481	-0,911	27	0,370	-1,040	1,142	-3,382	1,303
	Equal variances not assumed			-0,892	23,228	0,381	-1,040	1,165	-3,449	1,370
Max_Frontal_Peak_WBAR	Equal variances assumed	0,258	0,616	-1,497	27	0,146	-2,267	1,514	-5,373	0,840
	Equal variances not assumed			-1,473	23,848	0,154	-2,267	1,539	-5,444	0,910
Amp_Frontal_Peak_NBAR	Equal variances assumed	3,447	0,074	0,869	27	0,392	4,614	5,309	-6,279	15,506
	Equal variances not assumed			0,831	19,538	0,416	4,614	5,555	-6,991	16,218
Amp_Frontal_Peak_WBAR	Equal variances assumed	4,728	0,039	1,403	27	0,172	7,187	5,123	-3,324	17,699
	Equal variances not assumed			1,335	18,913	0,198	7,187	5,384	-4,084	18,459
Max_Transversal_Peak_NBAR	Equal variances assumed	0,429	0,518	0,274	27	0,786	0,520	1,899	-3,377	4,416
	Equal variances not assumed			0,272	25,364	0,787	0,520	1,907	-3,405	4,444
Max_Transversal_Peak_WBAR	Equal variances assumed	0,200	0,658	-0,359	27	0,722	-0,694	1,930	-4,654	3,267
	Equal variances not assumed			-0,363	26,674	0,719	-0,694	1,909	-4,612	3,225
Min_Transversal_Peak_NBAR	Equal variances assumed	0,062	0,806	0,068	27	0,946	0,099	1,442	-2,860	3,057
	Equal variances not assumed			0,070	26,999	0,945	0,099	1,409	-2,792	2,989
Min_Transversal_Peak_WBAR	Equal variances assumed	5,817	0,023	-0,347	27	0,731	-0,642	1,848	-4,433	3,149
	Equal variances not assumed			-0,372	22,405	0,714	-0,642	1,727	-4,221	2,937

Anexo 3. Teste não paramétrico *U Mann-Whitney* para comparação entre sexos.

Test Statistics ^a				
	Min_Frontal_Peak_NB_AR	Min_Frontal_Peak_WB_AR	Amp_Transversal_Peak_NBAR	Amp_Transversal_Peak_WBAR
Mann-Whitney U	93,000	73,000	98,000	100,000
Wilcoxon W	184,000	164,000	234,000	191,000
Z	-0,482	-1,359	-0,263	-0,175
Asymp. Sig. (2-tailed)	0,630	0,174	0,792	0,861
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,650 ^b	,184 ^b	,812 ^b	,880 ^b
a. Grouping Variable: Sexo				
b. Not corrected for ties.				

Anexo 4. Teste paramétrico *T-Pares* para comparação das duas condições de execução do agachamento

Paired Samples Test									
		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference Lower Upper				
Pair 1	Max_Sagittal_Peak_NB_AR - Max_Sagittal_Peak_WBAR	5,600	8,522	1,582	2,358 8,841	3,539	28,000	0,001	
Pair 2	Min_Sagittal_Peak_NB_AR - Min_Sagittal_Peak_WBAR	2,329	4,893	0,909	0,468 4,190	2,563	28,000	0,016	
Pair 3	Amp_Sagittal_Peak_NB_AR - Amp_Sagittal_Peak_WBAR	3,271	6,940	1,289	0,631 5,911	2,538	28,000	0,017	
Pair 4	Max_Frontal_Peak_NB_AR - Max_Frontal_Peak_WBAR	-0,127	3,825	0,710	-1,582 1,328	-0,179	28,000	0,859	
Pair 5	Amp_Frontal_Peak_NB_AR - Amp_Frontal_Peak_WBAR	-0,626	4,079	0,757	-2,177 0,925	-0,827	28,000	0,415	
Pair 6	Max_Transversal_Peak_NBAR - Max_Transversal_Peak_WBAR	0,273	4,476	0,831	-1,430 1,975	0,328	28,000	0,745	
Pair 7	Min_Transversal_Peak_NBAR - Min_Transversal_Peak_WBAR	0,149	4,732	0,879	-1,651 1,950	0,170	28,000	0,866	

Anexo 5. Teste não paramétrico *Wilcoxon* para comparação das duas condições de execução do agachamento

Test Statistics ^a		
	Min_Frontal_Peak_WBAR - Min_Frontal_Peak_NBAR	Amp_Transversal_Peak_NBAR
Z	-,530 ^b	-,422 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	0,596	0,673

Anexo 6. Teste paramétrico *T-Pares* para comparação das duas condições de execução do agachamento

		Paired Differences			the Difference				
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	Lower	Upper	t	df	Sig. (2-tailed)
Pair 1	Mean_NBAR_Triv - Mean_WBAR_Triv	0,152	4,069	0,756	-1,396	1,700	0,201	28	0,842
Pair 2	SD_NBAR_Sag - SD_WBAR_Sag	0,645	1,194	0,222	0,191	1,099	2,909	28	0,007
Pair 3	SD_NBAR_Frt - SD_WBAR_Frt	-0,245	0,905	0,168	-0,589	0,100	-1,455	28	0,157
Pair 4	SD_NBAR_Triv - SD_WBAR_Triv	-0,209	0,548	0,102	-0,418	-0,001	-2,055	28	0,049

Anexo 7. Teste não paramétrico *Wilcoxon* para comparação das duas condições de execução do agachamento

Test Statistics ^a					
	Mean_WBAR_Sag - Mean_NBAR_Sag	WBAR_Frt - Mean_NBAR_Sag - CV_NBAR_Sag	CV_WBAR_Frt - CV_NBAR_Frt	WBAR_Triv - CV_NBAR_Triv	
Z	-2,324 ^b	-,616 ^b	-1,503 ^b	-,746 ^b	-,097 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	0,020	0,538	0,133	0,456	0,922

a. Wilcoxon Signed Ranks Test

b. Based on positive ranks.

Anexo 8. Teste paramétrico *T-Student* para comparação entre experientes e inexperientes na execução do agachamento

Independent Samples Test									
		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means		Interval of the Difference			
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Error Difference	
Mean_WBAR_Sag	Equal variances assumed	0,401	0,532	-0,618	27	0,542	-1,154	1,868	-4,988
	Equal variances not assumed			-0,622	26,465	0,539	-1,154	1,854	-4,962
Mean_WBAR_Frt	Equal variances assumed	0,013	0,912	1,013	27	0,320	2,476	2,445	-2,541
	Equal variances not assumed			1,004	24,749	0,325	2,476	2,466	-2,605
Mean_NBAR_Triv	Equal variances assumed	0,074	0,788	-1,016	27	0,319	-1,322	1,301	-3,992
	Equal variances not assumed			-1,017	26,966	0,318	-1,322	1,300	-3,989
Mean_WBAR_Triv	Equal variances assumed	0,001	0,971	-0,182	27	0,857	-0,292	1,608	-3,591
	Equal variances not assumed			-0,182	26,742	0,857	-0,292	1,609	-3,596
SD_NBAR_Sag	Equal variances assumed	3,452	0,074	-1,479	27	0,151	-0,743	0,503	-1,775
	Equal variances not assumed			-1,454	20,936	0,161	-0,743	0,511	-1,807
SD_WBAR_Sag	Equal variances assumed	0,892	0,353	-0,965	27	0,343	-0,357	0,370	-1,117
	Equal variances not assumed			-0,973	26,377	0,339	-0,357	0,367	-1,111
SD_NBAR_Frt	Equal variances assumed	0,417	0,524	-0,683	27	0,501	-0,493	0,722	-1,974
	Equal variances not assumed			-0,689	26,229	0,497	-0,493	0,716	-1,964
SD_WBAR_Frt	Equal variances assumed	0,491	0,490	-0,039	27	0,969	-0,026	0,665	-1,391
	Equal variances not assumed			-0,039	26,989	0,969	-0,026	0,663	-1,386
SD_NBAR_Triv	Equal variances assumed	0,130	0,722	0,590	27	0,560	0,153	0,260	-0,380
	Equal variances not assumed			0,589	26,796	0,560	0,153	0,260	-0,381
SD_WBAR_Triv	Equal variances assumed	0,129	0,723	0,627	27	0,536	0,130	0,207	-0,295
	Equal variances not assumed			0,626	26,816	0,536	0,130	0,207	-0,296
CV_WBAR_Sag	Equal variances assumed	0,111	0,741	0,047	27	0,963	0,003	0,056	-0,112
	Equal variances not assumed			0,048	26,782	0,962	0,003	0,056	-0,112

Anexo 9. Teste não paramétrico U Mann-Whitney para comparação entre experientes e inexperientes

Test Statistics ^a							
	Mean_NBAR_Sag	Mean_NBAR_Frt	CV_NBAR_Sag	CV_NBAR	CV_WBAR	CV_NBAR_Tr	CV_WBAR_Tr
Mann-Whitney U	80,0	75,0	101,0	87,0	96,0	92,0	101,0
Wilcoxon W	185,0	195,0	206,0	207,0	201,0	212,0	206,0
Z	-1,091	-1,309	-0,175	-0,786	-0,393	-0,567	-0,175
Asymp. Sig. (2-tailed)	0,275	0,190	0,861	0,432	0,694	0,570	0,861
Exact Sig. [2*(1-tailed)]	,290 ^b	,201 ^b	,880 ^b	,451 ^b	,715 ^b	,591 ^b	,880 ^b

a. Grouping Variable: Experiência

b. Not corrected for ties.