

UNIVERSIDADE ANHEMBI MORUMBI

VANESSA CARDOSO MALTA RIBEIRO

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL
PARA CLASSIFICAÇÃO DO DESEMPENHO DE CORRIDA
EMPREGANDO A LÓGICA DIFUSA**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU**

São José dos Campos, dezembro/2020

UNIVERSIDADE ANHEMBI MORUMBI
VANESSA CARDOSO MALTA RIBEIRO

ANÁLISE BIOMECÂNICA DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL
PARA CLASSIFICAÇÃO DO DESEMPENHO DE CORRIDA
EMPREGANDO A LÓGICA DIFUSA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Engenharia Biomédica – Mestrado, da Universidade Anhembi Morumbi, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. José Ernesto de Araujo Filho

São José dos Campos, dezembro/2020

UNIVERSIDADE ANHEMBI MORUMBI
VANESSA CARDOSO MALTA RIBEIRO

ANÁLISE BIOMECÂNICA DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL
PARA CLASSIFICAÇÃO DO DESEMPENHO DE CORRIDA
EMPREGANDO A LÓGICA DIFUSA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Engenharia Biomédica – Mestrado, da Universidade Anhembi Morumbi, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica aprovada pela seguinte Banca Examinadora:

Prof. Dr. José Ernesto de Araujo Filho

Orientador

Universidade Anhembi Morumbi

Prof. Dr. Rodrigo Alexis Lazo-Osório (Interno)

Universidade Anhembi Morumbi

Prof. Dr. Leandro dos Santos Coelho (Externo)

Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Universidade Federal do Paraná

Prof. Dr. Renato Amaro Zangaro (Coordenação)

Universidade Anhembi Morumbi

Prof. Dr. Osmar Pinto Neto (Suplente Interno)

Universidade Anhembi Morumbi

Prof. Dr. Reinaldo Gen Ichiro Arakaki (Suplente Externo)

Faculdade de Tecnologia de São Paulo

São José dos Campos, dezembro/2020

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem autorização da Universidade, do autor e do orientador.

VANESSA CARDOSO MALTA RIBEIRO

Graduada em Educação física, pós-graduação lato senso em condicionamento físico para grupos especiais e reabilitação cardíaca, educadora perinatal, especialização no trabalho com gestantes, formação em pilates, e especialização no treinamento de corrida.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca UAM
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

484a Cardoso Malta Ribeiro, Vanessa
Análise biomecânica da articulação coxofemoral para
classificação do desempenho de corrida empregando a lógica
difusa / Vanessa Cardoso Malta Ribeiro. - 2020.
127f. : il.; 30cm.

Orientador: José Ernesto de Araujo Filho.
Dissertação (Mestrado em Mestrado em Engenharia
Biomédica) - Universidade Anhembi Morumbi, São José Dos
Campos, 2020.
Bibliografia: f.107

1. Biomecânica . 2. Articulação coxofemoral. 3. Corrida. 4.
Desempenho. 5. Lógica difusa (fuzzy).

CDD 610.28

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Agradeço imensamente a minha filha Júlia e ao meu marido Artur que aguentaram o meu mau humor, ansiedade, foram dormir tarde tantas vezes nas madrugadas em que varei a noite estudando e escrevendo, abriram mão de muitos passeios e oportunidades para ficar em casa comigo quando eu não podia acompanhá-los por causa dos estudos, por me ouvirem falar das pesquisas e dos meus estudos, ouvir minhas teorias, desabafos e por fim compartilhar as vitórias da pesquisa.

AGRADECIMENTO

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. José Ernesto de Araujo Filho pela orientação, por acreditar em minha capacidade e por me fazer acreditar que eu seria capaz de chegar ao fim do mestrado.

Agradeço pelos ensinamentos, por compartilhar o seu conhecimento, por ser sempre solícito e disponível para as nossas reuniões, para as revisões dos textos até mesmo aos finais de semana e por me ouvir falar muitas vezes (ainda bem que falo pouco, né?).

Apreendi com o Sr. entre tantas coisas a pesquisar o que eu não sei, a entender a etimologia das palavras e agora para tudo exatamente tudo que faço, leio ou escuto paro e me pergunto: o que, porque, quando e onde estou lendo, fazendo ou escutando determinadas coisas em minha vida.

Eu sempre fui muito detalhista, organizada e disciplinada, mas aprendi com o Sr. que às vezes o caos é essencial em alguns momentos em nossa vida se quisermos avançar, crescer ou buscar algo a mais, sem perder a organização e o raciocínio.

E para terminar quero agradecer por me apresentar um lado que eu jamais imaginava que existisse e que pudesse ser tão importante, de que não devemos desprezar ou discriminar a subjetividade, a imprecisão, o incerto e o vago, pois isso tudo quando utilizado de forma inteligente faz todo o sentido, ajuda muito na saúde e pode ser muito bonito também. Então Prof. Dr. José Ernesto de Araujo Filho, muito obrigada.

AGRADECIMENTO

A Universidade Anhembi Morumbi, na pessoa do Dr. Zangaro, pela bolsa de estudos de estudos e por todo auxílio recebido.

Agradeço a Maria que foi quem me falou do mestrado em engenharia biomédica e me apresentou ao meu orientador Dr. José Ernesto de Araujo Filho.

Ao SESC por me liberar para fazer as disciplinas, em especial ao Oswaldo, Daniela Savastano, Jhony, Claudia, Fernanda, Carlos, Lilian, Zeno, Adan e Clarisse.

A todos os meus colegas de trabalho que cobriram a minha grade de trabalho no SESC, para que eu pudesse frequentar o curso. Obrigada Ana Paula, Juliana e Maria por me ajudarem com minhas dúvidas eternas.

Aos professores da Universidade Anhembi Morumbi, em especial aos Professores. Dr. Leandro e Dr. Rodrigo por me auxiliarem no laboratório de biomecânica quando precisei. A secretária de Programa de pós-graduação, Nídia por ser sempre solícita e gentil comigo e com todos os alunos e professores sempre.

Aos colegas e amigos que fiz durante o mestrado, especialmente a Elizabete, com quem chorei, ri, desabafei e brindamos.

Agradeço imensamente a minha amiga Thabata que sempre me ajudou durante todo o mestrado, a ler e revisar meus textos me ajudou a fazer contas e a entender fórmulas, sem dia e horário certo para isso.

Agradeço a todos os meus alunos e voluntários que se disponibilizaram a participar do meu estudo e contribuir para a ciência.

Agradeço ao Prof. Hericson que cedeu seu espaço no estúdio MOVER para eu pudesse coletar os dados, muito obrigada pela parceria professor.

Agradeço a minha amiga Michelle Teles que me ajudou do começo ao fim na coleta de dados, foi minha secretária, amiga e parceira.

E por fim agradeço aos meus pais Hélio e Gildete por me ajudarem sempre que precisei e por estarem ao meu lado sempre, agradeço também a minha sogra Ivete por toda ajuda e incentivo sempre.

RESUMO

A corrida é um esporte que cresce a cada ano, sendo praticada por corredores em busca de melhoria de desempenho. A variação angular da articulação coxofemoral pode afetar diretamente o desempenho do corredor assim como causar lesões. **Objetivo:** Desenvolver um sistema de avaliação de corrida para analisar as habilidades e o desempenho, bem como o risco de lesões, baseado na lógica difusa e deslocamento angular na articulação coxofemoral por meio da flexibilidade dinâmica. **Metodologia:** O sistema difuso de avaliação da articulação coxofemoral para desempenho de corrida é caracterizado por uma estrutura em cascata, sendo subdividido em dois subsistemas. O primeiro subsistema classifica a condição de lateralidade do desempenho de corrida, baseado nos movimentos da articulação coxofemoral de extensão e flexão do lado direito e extensão e flexão do lado esquerdo, no ciclo de passada da corrida, usando um conjunto de regras difusas SE-ENTÃO. O segundo subsistema avalia agregação da condição de lateralidade do desempenho de corrida avaliando assim o desempenho e habilidades totais dos corredores. O deslocamento angular da articulação coxofemoral nos movimentos de extensão e flexão no plano sagital compõe as variáveis de entrada para avaliar o perfil de desempenho de lateralidade da corrida para o subsistema 1. As saídas dos subsistemas 1 direito e esquerdo compõem as entradas do subsistema 2 agregador. Para o teste e validação do sistema difuso proposto, este estudo envolveu 25 corredores com idades entre 25 e 75 anos, independente do sexo, com prática de corrida. Seus perfis de desempenho são obtidos com um teste de velocidade progressiva de corrida variando de 8 a 14 km/h com uma taxa de 1,2 km/h, amostrado a cada minuto, durante cinco minutos em esteira. O sistema de avaliação fuzzy proposto é comparado com especialistas em execução usando o critério Kappa. **Resultados:** A goniometria dinâmica direita e esquerda apresenta relativa simetria para medidas de extensão para avaliação do desempenho de lateralidade de corrida obtida é $23,20^\circ \pm 4,29$ e $23,96^\circ \pm 5,35$, respectivamente, enquanto para a flexão são $39,88^\circ \pm 5,84$ e $38,28^\circ \pm 4,29$ é caracterizada por assimetria. A avaliação comparativa da condição de lateralidade entre o primeiro especialista e o segundo especialista consultados alcançou a classificação de *Desprezível*, $Kappa_{Especialista\ 1 \times Especialista\ 2} = [0,04]$. Por sua vez, a análise comparativa do sistema difuso proposto e do primeiro especialista alcançou um maior valor de concordância para a lateral direita que inclui o intervalo de múltiplas classes *Moderada*, *Suave*, e *Desprezível*, $Kappa_{Fuzzy \times Especialista\ 1}^D = [0,15, 0,55]$, bem como as classificações *Moderada* e *Suave*, $Kappa_{Fuzzy \times Especialista\ 1}^E = [0,32, 0,45]$, para o lado esquerdo da articulação coxofemoral. Quando comparado ao segundo especialista, o sistema difuso também alcançou uma maior concordância para o lado direito que inclui o intervalo de *Moderada*, *Suave*, e *Desprezível*, $Kappa_{Fuzzy \times Especialista\ 2}^D = [0,22, 0,46]$, bem como *Moderada* e *Suave* concordância para o lado esquerdo, $Kappa_{Fuzzy \times Especialista\ 2}^E = [0,31, 0,56]$. As medidas de amplitude total alcançadas nos movimentos de flexão e extensão para o lado direito foi $48,2^\circ$, o lado esquerdo atingiu $62,4^\circ$. A avaliação do desempenho total de corrida entre o primeiro especialista e o segundo especialista é a mesma da avaliação do desempenho de lateralidade - i.e., *Desprezível*, $Kappa_{Especialista\ 1 \times Especialista\ 2} = [0,04]$, uma vez que o especialista em corrida não diferencia as etapas do processo de corrida. Desta forma, a análise do sistema difuso proposto e do primeiro especialista alcançou uma concordância ainda maior que inclui o intervalo de *Grande*, *Substancial*, e *Moderado*, $Kappa_{Especialista\ 1}^{Fuzzy} = [0,52, 0,67]$. Quando a comparação com o segundo especialista, entre o sistema difuso também compreende uma maior concordância de avaliação, ativando as classes *Grande*, *Substancial*, e *Moderado*,

$Kappa_{Especialista\ 2}^{Fuzzy} = [0,47, 0,61]$. Esses resultados apontam a discordância entre os especialistas enfatizando a diferença de interpretação e a influência do ponto de vista dos observadores. Simultaneamente, destaca o sistema fuzzy sendo capaz de absorver essa subjetividade inter observador na determinação de uma avaliação de desempenho de corrida de adequada. **Conclusão:** O sistema difuso em cascata para avaliação do desempenho da corrida proposto pode permitir a identificação do nível de desempenho e potencial de corrida. Tem a vantagem de usar variáveis linguísticas para estratificar o deslocamento angular da flexão e extensão coxofemoral sagital e para fazer uma avaliação abrangente do desempenho da lateralidade na corrida. Em especial, o subsistema 1 para análise da articulação coxofemoral no plano sagital permite identificar (as)simetrias na extensão sagital direita e esquerda e deslocamento angular de flexão e, assim, o risco de lesão e potenciais oportunidades de melhoria de desempenho. Assim, ao identificar movimentos de desequilíbrios nos ângulos de flexão e extensão, o sistema de avaliação fuzzy pode minimizar ou reduzir o risco de lesões, proporcionando prática de corrida segura. Além disso, a avaliação da articulação coxofemoral difusa também permite realizar uma avaliação quantitativa (pontuação). Nesse sentido, pode ser uma ferramenta promissora no campo da biomecânica da corrida e do treinamento esportivo, servindo assim como um modelo para orientação da prática segura da corrida, minimizando o risco de lesões dos corredores recreacionais ou profissionais.

PALAVRAS CHAVE: Corrida; Biomecânica; Medição de Desempenho; Risco de Lesão; Articulação Coxofemoral; Deslocamento Angular; Lógica Difusa (*Fuzzy*)

ABSTRACT

Running is a sport that grows every year, being practiced by runners in search of improved performance. The angular variation of the coxofemoral joint can directly affect the runner's performance as well as cause injuries. **Objective:** To develop a running assessment system to analyze skills and performance, as well as the risk of injury, based on fuzzy logic and angular displacement in the coxofemoral joint through dynamic flexibility. **Methodology:** The fuzzy coxofemoral joint assessment system for running performance is characterized as a cascade structure, being subdivided into two subsystems. The first subsystem classifies the condition of laterality of running performance, based on the movements of the coxofemoral joint of extension and flexion on the right side and extension and flexion on the left side, in the stride cycle of the run, using a set of fuzzy IF-THEN rules. The second subsystem assesses the aggregation of the laterality condition of running performance, thus evaluating the runners' total performance and skills. The angular displacement of the coxofemoral joint in the sagittal extension and flexion movements composes the input variables to evaluate the laterality performance profile of the runner for subsystem 1. The outputs of subsystems 1 right and left compose the inputs of subsystem 2 aggregator. For the testing and validation of the proposed fuzzy system, this study involved 25 runners aged between 25 and 75 years old, regardless of gender, with running practice. Their performance profiles are obtained with a progressive running speed test ranging from 8 to 14 km/h with a rate of 1.2 km/h, sampled every minute, for five minutes on a treadmill. The proposed fuzzy evaluation system is compared with specialists in execution using the Kappa criterion. Results: The right and left dynamic goniometry presents relative symmetry for measures of extension to evaluate the running laterality performance obtained is $23.20^\circ \pm 4.29$ and $23.96^\circ \pm 5.35$, respectively, while for flexion they are $39.88^\circ \pm 5.84$ and $38.28^\circ \pm 4.29$ is characterized by asymmetry. The comparative assessment of the condition of laterality between specialist 1 and specialist 2 consulted reached the rank of Despicable, $Kappa_{specialist\ 1 \times specialist\ 2} = [0.04]$. In turn, the comparative analysis of the proposed fuzzy system and that of specialist 1 achieved a higher agreement value for the right side that includes the multiple class interval Moderate, Smooth, and Despicable interval, $Kappa_{Fuzzy \times Specialist\ 1}^D = [0.15, 0.55]$, as well as the Moderate and Smooth classifications, $Kappa_{Fuzzy \times Specialist\ 1}^E = [0.32, 0.45]$, for the left side of the coxofemoral joint. When compared to specialist 2, the fuzzy system also achieved greater agreement for the right side which includes the Moderate, Smooth, and Despicable range, $Kappa_{Fuzzy \times Specialist\ 2}^D = [0.22, 0.46]$, as well as Moderate and Gentle agreement for the left side, $Kappa_{Fuzzy \times Specialist\ 2}^E = [0.31, 0.56]$. The measures of total amplitude achieved in the flexion and extension movements for the right side were 48.2° ; the left side reached 62.4° . The evaluation of the total running performance between expert 1 and expert 2 is the same as the evaluation of laterality performance – i.e., Despicable, $Kappa_{specialist\ 1 \times specialist\ 2} = [0.04]$, since the running specialist does not differentiate the stages of the running process. In this way, the analysis of the proposed fuzzy system and that of specialist 1 reached an even greater agreement that includes the interval of Large, Substantial, and Moderate, $Kappa_{Specialist\ 1}^{Fuzzy} = [0.52, 0.67]$. When comparing with specialist 2, the fuzzy system also comprises a greater agreement of evaluation, activating the Large, Substantial, and Moderate classes, $Kappa_{Specialist\ 2}^{Fuzzy} = [0.47, 0.61]$. These results point to the disagreement among experts, emphasizing the difference in interpretation and the influence from the point of view of the observers. Simultaneously, it highlights the fuzzy system being able to absorb this inter-observer subjectivity in determining an adequate running performance assessment. Conclusion: The fuzzy cascade system for evaluating the performance of the proposed race can allow the identification of the level of performance and potential of the race. It has the advantage of using linguistic variables to stratify the angular displacement of sagittal coxofemoral joint flexion and extension and to make a comprehensive assessment of the performance of laterality in running. In particular, subsystem 1 for analysis of the coxofemoral joint in the sagittal plane allows the identification of symmetries in the right and left sagittal extension and angular flexion displacement and, thus, the risk of injury and

potential opportunities for performance improvement. Thus, by identifying imbalance movements in flexion and extension in the hip, the fuzzy assessment system can minimize or reduce the risk of injury, providing safe running practice. In addition, the fuzzy coxofemoral joint assessment also allows to perform a quantitative assessment (scoring). In this sense, it can be a promising tool in the field of running biomechanics and sports training, thus serving as a model for guiding safe running practice, minimizing the risk of injury for recreational or professional runners.

KEYWORDS: Running; Biomechanics; Performance Measurement; Injury Risk; Coxofemoral Joint; Angular Displacement; Fuzzy Logic

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
1.1 JUSTIFICATIVA	20
1.2 ABRANGÊNCIA	22
1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO	22
2 OBJETIVO	24
2.1 OBJETIVO GERAL	24
2.2 OBJETIVO ESPECÍFICO	24
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	25
3.1 LOCOMOÇÃO HUMANA	25
3.2 PLANOS E EIXOS DE MOVIMENTO DE MEMBROS INFERIORES NA CORRIDA	25
3.3 ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL	26
3.4 CINEMÁTICA DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL	27
3.5 CICLOS DA MARCHA	29
3.6 PASSO E PASSADA	31
3.7 CORRIDA	32
3.8 CAPACIDADES FÍSICAS E A CORRIDA	35
3.9 VARIAÇÃO ANGULAR DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL NA CORRIDA	37
3.10 LÓGICA DIFUSA NA CORRIDA	40
3.10.1 Conjuntos Difusos	41
3.10.2 Variáveis e Termos Linguísticos	43
3.10.3 Sistemas baseado na Lógica Difusa	43
3.10.4 Sistemas Difusos e Aplicações em Corrida	44
4 MATERIAL E MÉTODO	46
4.1 POPULAÇÃO E AMOSTRA	46
4.2 CRITÉRIO DE INCLUSÃO/ EXCLUSÃO	46
4.3 DELINEAMENTO	46
4.4 ÉTICA	47
4.5 EQUIPAMENTO	47
4.6 PROGRAMAS	48
4.7 PROTOCOLO DE COLETA DE DADOS	49
4.8 SISTEMA DE INFERÊNCIA DIFUSA NA AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO EM CORRIDA	53
4.8.1 Sistema Difuso do Tipo Mamdani	53
4.8.2 Conjuntos Difusos de Entrada e Saída	54
4.8.3 Sistema Difuso em Cascata de Avaliação da Articulação Coxofemoral	55
4.9 ANÁLISE DE DADOS	57
4.9.1 Estatística Descritiva	57
4.9.2 Índice Kappa	57
5 RESULTADOS	59
5.1 SISTEMA 1 – CONDIÇÃO DE LATERALIDADE	72
5.1.1 Variáveis Linguísticas de Entrada e Termos Linguísticos: Sistema 1	73
5.1.2 Variável Linguística de Saída e Termos Linguísticos: Sistema 1	74
5.1.3 Regras Difusas do Sistema 1	75
5.2 SISTEMA 2 – AGREGAÇÃO DA CONDIÇÃO DE LATERALIDADE NA AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE CORRIDA	80
5.2.1 Variáveis Linguísticas de Entrada e Termos Linguísticos: Sistema 2	81
5.2.2 Variável Linguística de Saída e Termos Linguísticos: Sistema 2	81
5.2.3 Regras Difusas do Sistema 2	82

5.3	EXEMPLOS DA APLICAÇÃO DO SISTEMA PROPOSTO CONSIDERANDO RESULTADOS EXPERIMENTAIS DE CORREDORES VOLUNTÁRIOS.....	88
5.3.1	<i>Exemplo Ilustrativo para o Subsistema de Avaliação de Desempenho da Lateralidade em Corrida.....</i>	88
5.3.2	<i>Exemplo para o Subsistema de Avaliação de Desempenho Total em Corrida</i>	88
5.4	VALIDAÇÃO DO SISTEMA PROPOSTO PELA COMPARAÇÃO COM ESPECIALISTAS	88
5.4.1	<i>Validação para o Subsistema de Avaliação de Desempenho da Lateralidade em Corrida.....</i>	88
5.4.2	<i>Validação para o Subsistema de Avaliação de Desempenho da Lateralidade em Corrida.....</i>	88
6	DISCUSSÃO E RESULTADO EXPERIMENTAL.....	92
6.1	ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS DOS VOLUNTÁRIOS NA AVALIAÇÃO DE CORRIDA RESULTANTE.....	92
6.2	ANÁLISE DO SISTEMA DIFUSO EM CASCATA DE AVALIAÇÃO DE CORRIDA RESULTANTE.....	96
6.2.1	<i>Sistema 1 de Avaliação de Desempenho da Lateralidade em Corrida</i>	96
6.2.2	<i>Sistema 2 de Avaliação de Desempenho Total em Corrida</i>	98
6.3	AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DO DESEMPENHO DE CORRIDA	100
6.3.1	<i>Sistema 1 de Avaliação de Desempenho da Lateralidade em Corrida</i>	100
6.3.2	<i>Sistema 2 de Avaliação de Desempenho Total em Corrida</i>	102
6.4	ANÁLISE E VALIDAÇÃO DO SISTEMA DIFUSO PARA AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO EM CORRIDA	102
6.4.1	<i>Validação do Sistema 1 de Avaliação de Desempenho da Lateralidade em Corrida</i>	102
6.4.2	<i>Validação do Sistema 2 de Avaliação de Desempenho Total em Corrida</i>	104
7	CONCLUSÃO	106
8	REFERÊNCIAS	107
	APÊNDICES.....	116
	APÊNDICE A.....	117
	ANEXOS.....	121
	ANEXO A.....	122
	ANEXO B.....	124
	ANEXO C.....	125

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Os três planos cardeais na posição anatômica	26
Figura 2 - Planos de Movimento	26
Figura 3 - Anatomia da articulação coxofemoral	27
Figura 4 - Movimentos da articulação coxofemoral	28
Figura 5 - Goniometria com goniômetro manual, nos movimentos de flexão e extensão.....	29
Figura 6 - Exemplos de ângulos de extensão da articulação coxofemoral na corrida.	29
Figura 7 - Variação angular do quadril, joelho e tornozelo que ocorre no plano sagital durante o ciclo da marcha	30
Figura 8 - Ciclo da Marcha.....	31
Figura 9 - Ciclo da Marcha: passo e passada	32
Figura 10 - Ciclo da corrida	33
Figura 11 - Capacidades Físicas	36
Figura 12 - Flexibilidade	37
Figura 13 - Ângulos articulares nos três planos (sagital, transversal e frontal) durante a corrid.38	
Figura 14 - Cinemática das articulações quadril, joelho, tornozelo e três vetores de cada articulação.	39
Figura 15 – Exemplos de função de pertinência.	42
Figura 16 - Variável Linguística Temperatura.....	43
Figura 17 - Estrutura Básica de um Sistema baseado na Lógica Difusa	44
Figura 18 - Balança antropométrica e Fita métrica antropométrica	47
Figura 19 - Instrumento utilizado para medir manualmente os movimentos de flexão e extensão pelo uso de um goniômetro da marca	48
Figura 20 - Esteira ergométrica da marca KIKOS para a corrida em esteira	48
Figura 21 - Programa MyoMotion	49
Figura 22 - Goniometria estacionária para verificação do grau da articulação coxofemoral	51
Figura 23 - Exemplo de ângulo de flexão da articulação coxofemoral direita na corrida	52
Figura 24 - Sensores do programa MyoMotion posicionados no voluntário e programa MyoMotion para goniometria virtual	53
Figura 25 - Representação ilustrativa da disposição dos sensores para cinematria tridimensional	53
Figura 26 - Sistema Difuso de Avaliação da articulação coxofemoral do Desempenho de Corrida	55
Figura 27 - Plano Sagital Direito e Esquerdo empregados no Sistema de Avaliação de Desempenho de Lateralidade em Corrida (Subsistema : Módulo 1A e Módulo 1B).	56
Figura 28 – Comparação do IMC e a velocidade de corrida.....	61

Figura 29 – Comparação da estatura dos voluntários em relação à velocidade de corrida	61
Figura 30 - Comparação da estatura dos voluntários e comprimento das coxas	62
Figura 31 - Comparação do comprimento das coxas e a velocidade de corrida.....	62
Figura 32 – Comparação da velocidade de corrida e a flexibilidade estática – Flexão e Extensão	63
Figura 33 – Comparação da velocidade de corrida e a flexibilidade dinâmica – Flexão e Extensão	63
Figura 34 – Comparação do comprimento das coxas e a flexibilidade estática – Flexão e Extensão.....	64
Figura 35 - Comparação do comprimento das coxas e a flexibilidade dinâmica – Flexão e Extensão.....	64
Figura 36 - Comparativo da assimetria da coxa com a velocidade de corrida	65
Figura 37 - Comparativo da simetria da coxa com a velocidade de corrida.....	65
Figura 38 - Comparativo da assimetria e simetria de flexibilidade estática - flexão com a velocidade de corrida	66
Figura 39 - Comparativo da assimetria e simetria de flexibilidade estática - extensão com a velocidade de corrida	67
Figura 40 - Comparativo da assimetria e simetria de flexibilidade dinâmica - flexão com a velocidade de corrida	68
Figura 41 - Comparativo da assimetria e simetria de flexibilidade dinâmica - extensão com a velocidade de corrida	69
Figura 42 - Comparativo da flexibilidade estática e dinâmica	70
Figura 43 - Comparativo da flexibilidade estática e dinâmica – Flexão e Extensão	71
Figura 44 - Espaço premissa de entrada, associado aos termos linguísticos das variáveis de entrada do sistema 1, mapeado nos termos linguísticos da variável de saída.....	72
Figura 45 - $X_{\text{Extensão}}$: Variável de entrada do sistema 1 condição do domínio da lateralidade	73
Figura 46 - $X_{\text{Flexão}}$: Variável de entrada do sistema 1 condição do domínio da lateralidade.....	74
Figura 47 - Variável de saída do sistema 1 condição do domínio da lateralidade, que corresponde também às variáveis de entrada, $X_{L.\text{Esquerdo}}$ e $X_{L.\text{Direita}}$ do sistema 2 na agregação da condição de desempenho total de corrida	75
Figura 48 - Superfície do sistema 1 - condição do domínio da lateralidade.....	76
Figura 49 - Eixos X_1 extensão e X_2 flexão na análise do desempenho de corrida	77
Figura 50 - Movimentos de Extensão e Flexão da articulação coxofemoral.....	78
Figura 51 - Regras do sistema 1 - condição do domínio da lateralidade, representando simultaneamente dados qualitativos e quantitativos, valores inerentes ao sistema difuso.	78
Figura 52 - Medidas dos ângulos máximos da articulação coxofemoral dos 25 corredores – Extensão e	79

Figura 53 - Características dinâmicas das medidas angulares da articulação coxofemoral durante a corrida, incluindo deslocamentos angulares de flexão e extensão do quadril no plano sagital do corredor R21	80
Figura 54 - Espaço premissa de entrada, associando os termos linguísticos de entrada do sistema 2 - agregação da condição de lateralidade do desempenho de corrida, à variável de saída empregando regras do tipo SE-ENTÃO.....	80
Figura 55 - Variável de saída do sistema 2 - agregação da condição de lateralidade do desempenho de corrida.....	82
Figura 56 - Superfície do sistema difuso de avaliação da articulação coxofemoral do desempenho de corrida em cascata, contendo o subsistema 1 condição do domínio da lateralidade e o sistema 2 agregação da condição de lateralidade do desempenho de corrida	84
Figura 57 - Eixos $X_{\text{lado-direito}}$ e $Y_{\text{lado-esquerdo}}$	85
Figura 58 - Desempenho de corrida	85
Figura 59 - Regras do sistema 2 - agregação da condição de lateralidade do desempenho corrida, representando simultaneamente dados qualitativos e quantitativos, valores inerentes ao sistema difuso	86
Figura 60 - Medidas dos ângulos máximos da articulação coxofemoral que agregam a condição da lateralidade do desempenho total de corrida, para os lados direito e esquerdo nos movimentos de extensão e flexão	87

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores em graus dos movimentos da articulação coxofemoral normal	28
Tabela 2 - Classificação do índice kappa.	58
Tabela 3 – Dados dos Voluntários para a Avaliação do Desempenho de corrida em Esteira.	59
Tabela 4 - Comparação ângulos estático e dinâmico dos movimentos de extensão e flexão	60
Tabela 5 - Resultados do Sistema 1 - Condição de Lateralidade -Qualitativo (estratificação) e Quantitativo (escore)	89
Tabela 6 - Classificação Fuzzy do deslocamento angular da articulação coxofemoral no plano sagital: extensão e flexão.....	89
Tabela 7 - Resultados do Sistema 2 - Agregação da Condição de Lateralidade do Desempenho de Corrida - Qualitativo (estratificação) e Quantitativo (escore)	90
Tabela 8 - Análise do coeficiente Kappa do Sistema 1 – Condição de Lateralidade: Resumo dos resultados.	90
Tabela 9 - Análise do coeficiente Kappa do Sistema 2 – Agregação da Condição de Lateralidade do Desempenho de Corrida: Resumo dos resultados.....	91

LISTA DE ABREVIATURAS

AA	Adução Femoral
AF	Atividade Física
AIMS	Associação Internacional de Maratonas e Corridas de Rua
BMCLAB	Laboratório de Biomecânica e Controle Motor
CCD	Comprimento da coxa direita
CCE	Comprimento da coxa esquerda
CCI	Correlação Intercalasse
CEP	Centro de Emagrecimento
CITÉ	Centro de Inovação, Tecnologia e Educação
CITS	Centro de Inovação Tecnológica em Saúde
CORPORE	Corredores Paulistas Reunidos
DPC	Inclinação Pélvica Contralateral
EST	Estatura
FES	Sistema Especialista
FIAA	Associação Internacional das Federações de Atletismo
FPA	Federação Paulista de Atletismo
HA	Adução de Quadril
IMC	Índice de Massa Corporal
IMU	Unidade de Medição Inercial
KV	Joelho Valgo
MC	Massa Corporal
MR3	MyoResearch3
MS	Ministério da Saúde
OMS	Organização Mundial de Saúde
PAR-Q	Questionário de Prontidão para Atividade Física
SESC	Serviço Social do Comércio
WMA	Associação Médica Mundial
ZMP	Ponto de Momento Zero

1 INTRODUÇÃO

Correr é uma forma de locomoção primária para os seres humanos, que se tornou uma prática esportiva que cresce no mundo, desencadeando mudanças no perfil dos corredores que compreendem recreacionais, amadores, profissionais e de elite^{1,2,3,4,5,6,7,8}. Desde a disseminação deste esporte na maratona olímpica ocorrida em Atenas 1896, a corrida virou uma prática esportiva de tradição^{1,2,3,4,5,6}. Esta atividade e interesse aumentaram desde o século XVII na Inglaterra, quando a corrida de rua passou a ser um popular evento desportivo^{9,10}.

Apesar de popular, até o início dos anos 1970, a corrida de rua não era praticada por atletas amadores. A maioria destes corredores era composta de atletas profissionais ou atletas com o intuito de se profissionalizar. Esse conceito mudou quando, em 1968, o médico Kenneth Cooper associou o esporte e a atividade física à saúde, sendo responsável pela transição da corrida das raias profissionais para as ruas, parques e academias^{5,6,11,12,13}. Atualmente, a Federação Internacional das Associações de Atletismo (FIAA) define as corridas de rua, também designadas por provas de pedestrianismo, como aquelas disputadas em circuitos de rua, avenidas e estradas com distâncias oficiais variando entre 5 e 10 km¹⁴. Segundo a Associação Internacional de Maratonas e Corridas de Rua (AIMS), as maratonas, assim como as corridas de rua, vêm crescendo mais como participação, do que como competição¹⁵.

Por ser acessível e demandar baixo custo, a adesão e o número de adeptos na prática de corrida apresentam um aumento contínuo, seja por corredores recreacionais que almejam qualidade de vida, seja por corredores semiprofissionais ou profissionais que tem como objetivo melhorar seu desempenho^{6,16,17}. Todavia, a popularidade e o acesso fácil a corrida, levando corredores a treinarem sem orientação e conhecimento biomecânico, podendo acarretar lesões com incidência maior em membros inferiores^{15,18,19}.

Ao contrário da marcha, a corrida não possui uma fase em que há apoio duplo, sendo caracterizada por uma série de saltos, que apresentam a fase de apoio simples e a fase aérea. Adicionalmente, o ciclo de passada acontece majoritariamente no plano sagital e é composta pelas fases de apoio, impulsão e recuperação^{20,21,22,23}. A corrida é também descrita por parâmetros como a variação angular dos segmentos envolvidos na realização do ciclo de passada e tamanho do passo. A variação angular da articulação coxofemoral que ocorre em cada fase da corrida é um elemento importante para

avaliação do desempenho da corrida.

Na literatura são apontados diferentes tipos de avaliações biomecânicas para avaliar o desempenho da marcha humana e da corrida, porém muitas vezes podem produzir interpretações diferenciadas, podendo induzir a erros. Os critérios de avaliação para o desempenho na corrida são relatados de diversas formas, compreendendo os aspectos neuromusculares, posturais, metabólicos e psicológicos. Dada esta diversidade de elementos de avaliação que leva a uma dificuldade de se classificar o desempenho de corrida, o presente estudo propõe um modelo empregando a teoria de conjuntos difusos e lógica difusa para classificar o desempenho de corrida. Neste trabalho é proposta uma abordagem para analisar e comparar os dados de uma avaliação goniométrica e da cinemetria tridimensional com análise da amplitude angular da articulação coxofemoral no plano sagital, nos movimentos de flexão e extensão.

No modelo matemático proposto se analisa os dados da flexibilidade dinâmica de deslocamento angular no plano sagital obtido com a corrida em esteira, que foi adaptado em um conjunto de regras do tipo difuso SE-ENTÃO. A lógica difusa (*fuzzy*), uma área da inteligência artificial, é empregada para compor um sistema inteligente para a avaliação e análise quantitativa e qualitativa da corrida, a fim de se verificar tanto a condição atual do desempenho e, como tal, a possibilidade de incrementar melhorias e aperfeiçoamento, assim como a identificação de riscos de lesões desta prática esportiva. Este sistema de avaliação e análise biomecânica da articulação coxofemoral do desempenho de corrida empregando a lógica difusa tem como propósito ser aplicada a qualquer nível de praticante de corrida, seja corredor amador, seja em atletas recreacionais e profissionais considerando curta, média e longa distância.

1.1 JUSTIFICATIVA

O sedentarismo é uma das principais causas das doenças não transmissíveis, tais como doenças cardiovasculares, depressão, diabetes tipo 2, câncer de mama e de cólon, sendo a quarta principal causa de mortes no mundo²⁴. Estudos apontam uma porcentagem de 20% a 30% a mais para o risco de morte dos indivíduos pouco ativos em relação aos indivíduos fisicamente ativos. A fim de reduzir o risco de morte por sedentarismo, a Organização Mundial de Saúde (OMS) desenvolveu recomendações internacionais quanto à prática de atividade física (AF), incluindo um mínimo de 150

minutos de exercício aeróbico de intensidade moderada, preferencialmente dividida em 5 dias por semana por no mínimo 30 minutos^{23,24,25,26,27,28}.

Atualmente, a falta de prática de exercício (ociosidade) leva risco de saúde a 1,4 bilhões de pessoas no mundo²³. Em 2018 a Organização Mundial de Saúde (OMS) divulgou o levantamento feito com dados coletados nos últimos quinze anos, revelando que aproximadamente uma em cada duas pessoas em idade adulta, 47%, no país não pratica suficientemente atividades físicas¹⁹. Entre as mulheres, a ociosidade é maior que a média, 53,3%, em vista aos homens onde a prevalência de inatividade é de 40,4%. Segundo o Ministério da Saúde (MS), 26,3% da população brasileira em 2008 era considerada sedentária¹⁹.

Com o intuito de reduzir o alto índice de sedentarismo no Brasil, alguns programas de incentivo à prática de atividade física têm atraído muitas pessoas para a prática de corridas de rua²³. Nos últimos dez anos, as corridas de rua aumentaram em 218% e o número de participantes inscritos em corridas de rua aumentou em 275%, passando de 146.022 pessoas para 401.465 pessoas em provas de corrida²⁸. Dados da Federação Paulista de Atletismo (FPA) apontam para o crescimento da quantidade de corridas promovidas, assim como da quantidade de pessoas inscritas. De acordo com a FPA, 70% dos participantes de corrida de rua estão na faixa etária acima dos 40 anos, enquanto menos de 1% destes participantes são considerados corredores de elite. Esse alto índice de adesão é importante, pois tem sido demonstrado que a corrida de rua proporciona benefícios cardiovasculares, metabólicos e psicossociais promovidos pela prática regular, sendo recomendada pelo Colégio Americano de Medicina Esportiva^{29,30,31}.

Todavia, mesmo trazendo benéficos à saúde, tem se observado um índice elevado de lesões musculoesqueléticas resultantes desta prática esportiva, principalmente nos membros inferiores que englobam joelhos, quadril, tornozelos e pés. A falta de orientação profissional para a prática da corrida, índice de massa corporal (IMC) inadequado, e a falta de experiência na corrida são alguns dos fatores de risco que contribuem para as lesões, atinge entre 29% e 37,7% dos praticantes^{6,29,31,32,33} apontando para prevalência de lesões com frequência anual de 24% a 65% em corredores de rua³³. Neste sentido, por se tratar de uma atividade cíclica e por ocorrer uma variação angular das articulações em cada fase do ciclo de passada, se faz necessária a identificação de falhas no gesto motor da corrida, orientação adequada para a prática segura, avaliação de desempenho da corrida e o estudo da biomecânica.

Este estudo contempla, assim, o desenvolvimento de um modelo de medição e avaliação da dinâmica do corpo humano durante a corrida. Considera-se aqui a biomecânica da corrida por meio da goniometria e cinemetria tridimensional no plano sagital, para avaliar a variação angular da articulação coxofemoral.

Ao avaliar estas variáveis e classificar o desempenho de corrida do atleta por meio da flexibilidade dinâmica, pode-se identificar como melhorar o seu desempenho e minimizar as lesões decorrentes da corrida. Essa avaliação pode ainda contribuir para que os profissionais da área possam aplicar em atividades diversas com seus alunos, como na transição da caminhada para a corrida e no treinamento esportivo, pois a classificação do desempenho de corrida pode identificar o nível de desempenho do corredor através da flexibilidade dinâmica, direcionando para o melhor treinamento ou periodização da corrida.

1.2 ABRANGÊNCIA

O foco deste trabalho está na variação angular da articulação coxofemoral que ocorre em cada fase do ciclo de passada em corredores. A avaliação tem aplicabilidade para corredores de diferentes perfis como os recreacionais, profissionais e os de elite, de curta, média ou longa distância. Todavia, neste estudo serão avaliados corredores na faixa etária de 20 a 70 anos, independente do sexo e origem, e com experiência em corridas.

1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO

O trabalho está estruturado em sete capítulos. No capítulo um é descrita a introdução do assunto abordado neste estudo.

No capítulo dois são apresentados os objetivos da pesquisa.

No capítulo três é apresentado o levantamento bibliográfico necessário para entender a proposta deste estudo, compreendendo conceitos de corrida, o comprimento e frequência de passadas, variação angular da articulação coxofemoral nos movimentos de extensão e flexão no ciclo de passada, goniometria, cinemetria tridimensional e a utilização da lógica difusa para avaliar o desempenho dos corredores na corrida em esteira. Neste capítulo é descrito o tipo de sistema difuso empregado na avaliação do desempenho de corrida através de indicadores goniométricos e cinemáticos.

No capítulo quatro a metodologia utilizada é descrita, assim como as técnicas de tratamento dos dados coletados e a forma como serão empregados no sistema.

No capítulo cinco são mostrados os resultados obtidos por diferentes indicadores, assim como as avaliações de desempenho de corrida fornecidas pelo sistema inteligente proposto baseado na lógica difusa.

No capítulo seis é realizada a discussão sobre o sistema de avaliação do desempenho de corrida por meio do método Kappa para validar o sistema onde é verificada a concordância entre os observadores e o resultado do sistema difuso.

No capítulo sete é apresentada a conclusão do trabalho.

2 OBJETIVO

2.1 OBJETIVO GERAL

- Propor um critério de avaliação biomecânica da corrida por meio de uma medida de cinemetria da flexibilidade dinâmica e deslocamento angular da articulação coxofemoral, no plano sagital, no ciclo de passada em corredores, empregando a lógica difusa para análise do desempenho de corrida.

2.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

- Analisar parâmetros angulares da articulação coxofemoral no plano sagital dos movimentos de extensão e flexão para avaliação de lateralidade de desempenho da corrida;

- Analisar parâmetros angulares da articulação coxofemoral no plano sagital dos movimentos de extensão e flexão para avaliação total do desempenho da corrida;

- Estudar a viabilidade do uso da lógica difusa na análise biomecânica da capacidade e desempenho de corrida;

- Estudar a viabilidade do uso da lógica difusa empregando um sistema composto em cascata na análise biomecânica da capacidade e desempenho de corrida;

- Empregar o critério proposto para classificação de desempenho de corrida em atletas recreacionais experientes, neste trabalho.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Corredores de todas as categorias requerem avaliação e treinamento adequados para evitar lesões e aumentar o desempenho na prática do esporte. Compreender os planos, eixos e os termos de movimentos do corpo é fundamental para o estudo das articulações e útil para descrever os principais movimentos do corpo ao projetar programas de exercícios eficazes^{34,35,36}. O presente trabalho concentra-se na articulação coxofemoral.

3.1 LOCOMOÇÃO HUMANA

O andar e o correr são duas habilidades motoras distintas para a locomoção humana, respectivamente, realizadas em baixa e alta velocidade³⁰. Este tipo de locomoção é caracterizado pelo deslocamento realizado através da alternância de apoios no chão, e considerada como a capacidade de deslocamento do corpo como um todo. Cada sujeito adapta uma velocidade de locomoção de forma a desprender o mínimo de energia em cada passada, e adapta padrões cinéticos e cinemáticos tendo em vista esta economia de esforço^{33,37,38,39}. A velocidade no andar e no correr é um parâmetro fundamental na análise da marcha e é considerado um indicador importante de saúde e estado funcional^{40,41,42}.

3.2 PLANOS E EIXOS DE MOVIMENTO DE MEMBROS INFERIORES NA CORRIDA

O corpo humano e seus segmentos se movem em três planos anatômicos conhecidos como planos cardinais denominados sagital, frontal e transversal, conforme ilustrados na Fig.1^{13,33,43}. O plano sagital passa paralelamente à linha sagital do crânio e divide o corpo em direito e esquerdo; o plano frontal, também conhecido como coronal, passa paralelamente à coronária do crânio e divide o corpo em anterior e posterior; enquanto o plano transversal, também conhecido como horizontal, divide o corpo nas porções superior e inferior (Fig.1). Cada plano é perpendicular ao outro, sendo que, quando ocorre o movimento num plano, deve-se rodar em torno de um eixo que tem uma relação de 90° em relação ao plano (Fig.2). Os movimentos nas atividades diárias, exercícios e esportes ocorrem em mais de um plano.

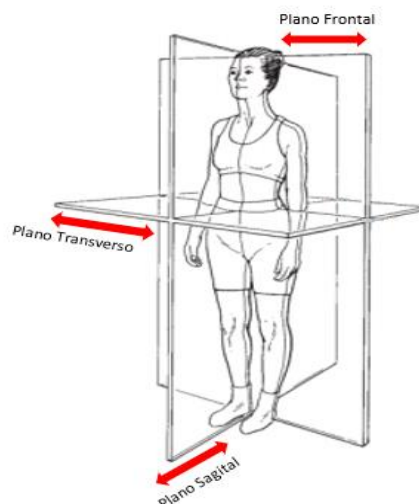


Figura 1 - Os três planos cardeais na posição anatômica (Adaptado⁴⁴).

3.3 ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL

A articulação coxofemoral tem como função dar suporte de peso do corpo e de locomoção assumida pelo membro inferior^{45,46}. Ela é formada pela articulação proximal do membro inferior, sendo composta pela esfera da cabeça do fêmur e o encaixe do acetábulo da pélvis, possuindo três graus de liberdade (Fig.2)^{39,42,44}. Movimentos extremos são prevenidos por uma série de ligamentos presentes entre a pélvis e o fêmur, por uma cápsula que circunda a articulação e por um pequeno ligamento que junta o centro da cabeça do fêmur ao centro do acetábulo. A dinâmica da articulação coxofemoral é formada pelo deslocamento angular da articulação entre a cabeça do fêmur e o acetábulo⁴⁵.

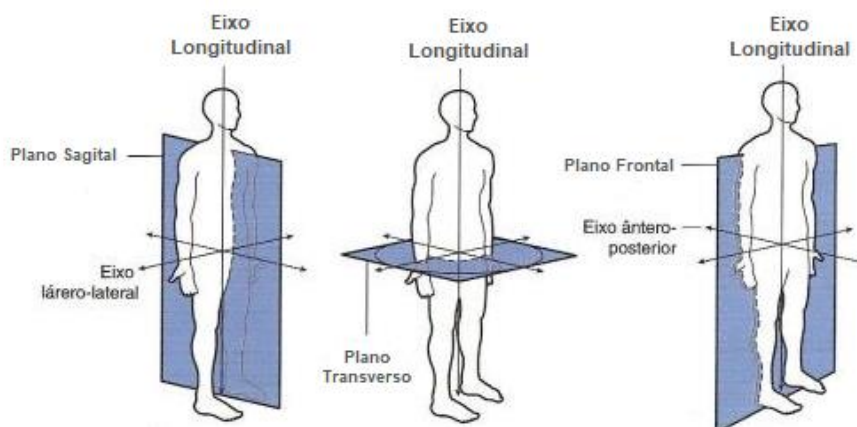


Figura 2 - Planos de Movimento (Adaptado⁴⁷).

O ponto de base para o movimento das articulações do corpo é denominado eixo de rotação. Para a maioria das articulações, o eixo de rotação está localizado no interior da estrutura da articulação. Em particular, os movimentos do quadril ocorrem em uma única articulação (Fig.3). Sendo uma articulação esférica do corpo e tendo o eixo de rotação localizado na sua extremidade, ela permite ao membro inferior assumir qualquer posição no espaço. Os eixos de rotação da articulação coxofemoral são nomeados como eixo médio lateral, que permite os movimentos de flexão e extensão; eixo anteroposterior, que permite os movimentos de adução e abdução, e eixo longitudinal, também conhecido como vertical, que permite rotação interna e externa (Fig.4)^{22,33,35,43}.

As faixas de valores de amplitudes da articulação coxofemoral consideradas normais serão apresentados na Tabela 1.

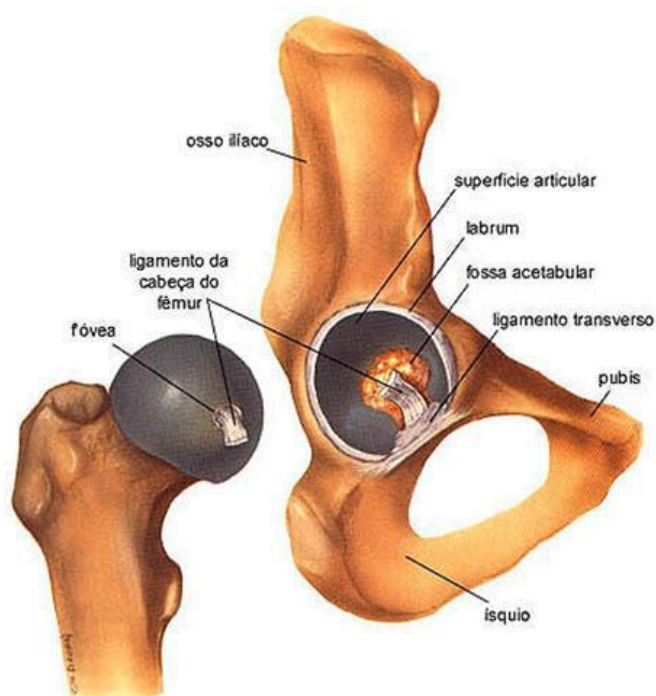


Figura 3 -Anatomia da articulação coxofemoral⁴⁸.

3.4 CINEMÁTICA DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL

A biomecânica é uma ciência que estuda os aspectos mecânicos do corpo humano em movimento, por meio de métodos da mecânica clássica, como cinemática e cinética⁴⁹.

A mensuração da variação angular da articulação coxofemoral pode ser feita de diferentes formas, por exemplo, pela goniometria e pela cinemetria tridimensional para

a obtenção das variáveis cinemáticas^{50,51,52}. Neste trabalho será empregado a goniometria no movimento articular dos segmentos, antes da corrida, pela medição estática goniométrica (Fig.5), e durante a corrida, pela medição dinâmica na corrida em esteira no plano sagital (Fig.6).



Figura 4 -Movimentos da articulação coxofemoral (Adaptado⁵³).

A goniometria é a medição dos ângulos articulares presentes nas articulações humanas. Este método é amplamente empregado na prática clínica para a avaliação da amplitude de movimento e postura por médicos, terapeutas ocupacionais, ergonomistas, fisioterapeutas e educadores físicos. Algumas vantagens como o baixo custo do instrumento tornam a goniometria manual bem acessível na prática clínica, além de ser fácil a manipulação e mensuração, dependendo apenas da experiência do avaliador⁵⁴. A goniometria é realizada com o corpo alinhado em decúbito dorsal para a flexão de quadril e decúbito ventral para a extensão do quadril. O indivíduo é orientado a movimentar a articulação em toda a sua amplitude, a fim de localizar o eixo aproximado do movimento⁵⁵.

Tabela 1 -Valores em graus dos movimentos da articulação coxofemoral normal⁵⁶.

ARTICULAÇÃO	MOVIMENTO	GRAU DE MOVIMENTO
Coxofemoral	Flexão	0-125
	Extensão	0-10
	Adução	0-15
	Abdução	0-45
	Rotação medial	0-45
	Rotação Lateral	0-45



Figura 5 - Goniometria com goniômetro manual, nos movimentos de flexão e extensão (Adaptado⁵⁷).

Por sua vez, a cinemetria tridimensional permite a medida simultânea dos três movimentos angulares independentes, com respeito aos três eixos de rotação especialmente orientados^{58,59}. A descrição da orientação angular relativa a dois corpos rígidos conectados por uma articulação é geralmente obtida pelos ângulos de Euler⁵⁸. Qualquer orientação da base do segmento distal em relação à base do segmento proximal, pode ser obtida através do resultado de três rotações sucessivas. Os três ângulos obtidos são usados para descrever a orientação instantânea da articulação^{52,58}.

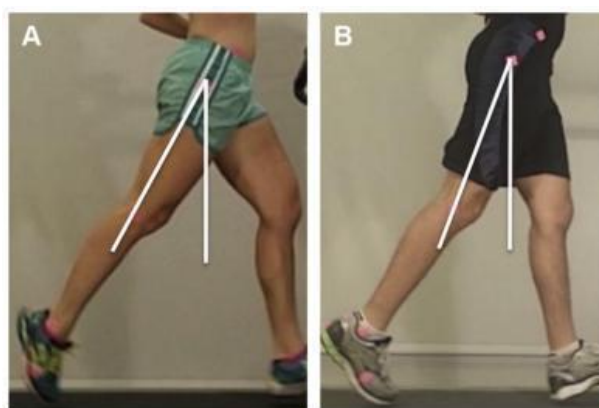


Figura 6 - Exemplos de ângulos de extensão da articulação coxofemoral na corrida. Na imagem (A) o ângulo de extensão é maior e no (B) o ângulo de extensão é menor⁶⁰.

3.5 CICLOS DA MARCHA

O ciclo da marcha é definido como o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas, desde o primeiro toque do pé de um dos membros inferiores no solo até o próximo toque do mesmo pé mais adiante. Esses toques dos pés se repetem de forma contínua e definem as diferentes fases do ciclo da marcha de apoio e de balanço (ou oscilação)^{3,35,61}.

O andar e o correr são descritos na literatura através de parâmetros tais como (i) variação angular dos segmentos (membros do corpo humano ou modelos destes) envolvidos na realização do movimento, (ii) variação do sinal eletromiográfico de músculos que atuam na realização do movimento, e (iii) distribuição de pressão estimada ou medida diretamente. Todas essas variáveis são descritas em função do total percentual do ciclo da passada e podem ser observadas sobre diferentes perspectivas (plano sagital, frontal e transversal) ou gráficos para demonstrar essa variação em função total do ciclo. Os ângulos do quadril na neste trabalho se refere aos ângulos da articulação coxofemoral no plano sagital e estão ilustrados, de maneira geral na Fig.7^{39,41,62}.

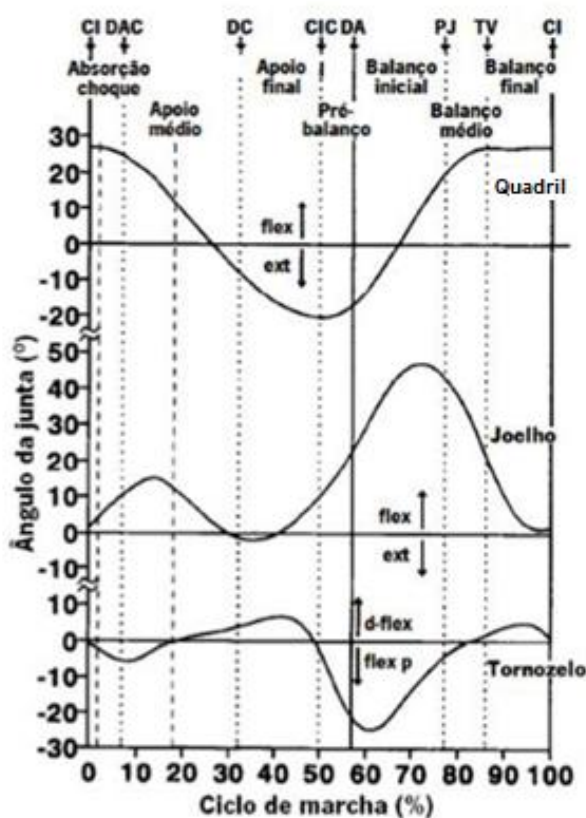


Figura 7 - Variação angular do quadril, joelho e tornozelo que ocorre no plano sagital durante o ciclo da marcha³⁵.

A nomenclatura dos termos utilizados para identificar os ciclos da marcha são importantes para o estudo de todos os aspectos da marcha. O ciclo da marcha é composto por fases: 1. contato inicial; 2. decolagem do antepé contralateral; 3.

decolagem do calcanhar; 4. contato inicial contralateral; 5. decolagem do ante pé; 6. pés juntos e 7. Tíbia vertical (1. Contato inicial), durante o ciclo da marcha acontece à variação angular do quadril como ilustrado na Fig.7. Esses componentes descritos são fases isoladas, e ocorrem de forma ordenada e simultânea⁶³. O ciclo da marcha representado na Fig.8, caracteriza-se assim uma sequência simples de duplo apoio. Existe ainda uma fase em que um dos apoios não está em contato com o solo, denominada oscilação ou balanço^{3,63,64,65,66}.

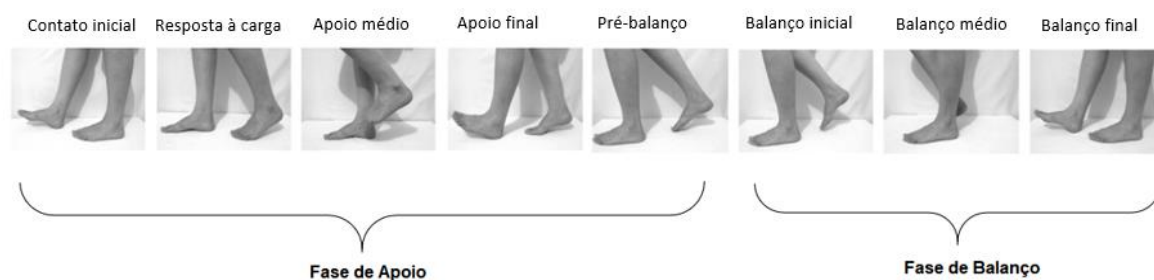


Figura 8 - Ciclo da Marcha (Adaptado⁶⁷).

3.6 PASSO E PASSADA

Os termos passo e passada têm sido usados por diferentes profissionais para expressar a mesma condição da atividade de deslocamento, contudo são definições diferentes. O ciclo da marcha também pode ser chamado de passada, de forma que um ciclo de marcha completo compreende dois passos. Neste caso, a passada é a distância entre o apoio de um pé, até seu próximo toque ao solo, ou seja, intervalo entre os sucessivos contatos do mesmo pé^{35,66}. O passo, por sua vez, é a unidade que consiste em dois contatos consecutivos de pés diferentes, sendo, portanto, a metade de uma passada, ou seja, para cada passada têm-se dois passos^{35,66}. O posicionamento dos pés é representado na Fig.9^{62,68}. Vale ressaltar ainda que o comprimento dos membros inferiores deva ser também mensurado, uma vez que têm influência direta nas variáveis cinemáticas ao analisar passo e passada.

3.7 CORRIDA

A corrida é uma atividade motora complexa, que requer acentuada coordenação da amplitude de movimento. Ela incorpora a ação de vários níveis do sistema nervoso envolvendo a contribuição de parte dos músculos do corpo⁶⁴. Ela é caracterizada por uma série de saltos, onde existem basicamente duas fases: a fase de apoio simples e a fase aérea, e não possui uma fase em que há apoio duplo no solo^{20,21,22,23,69}.

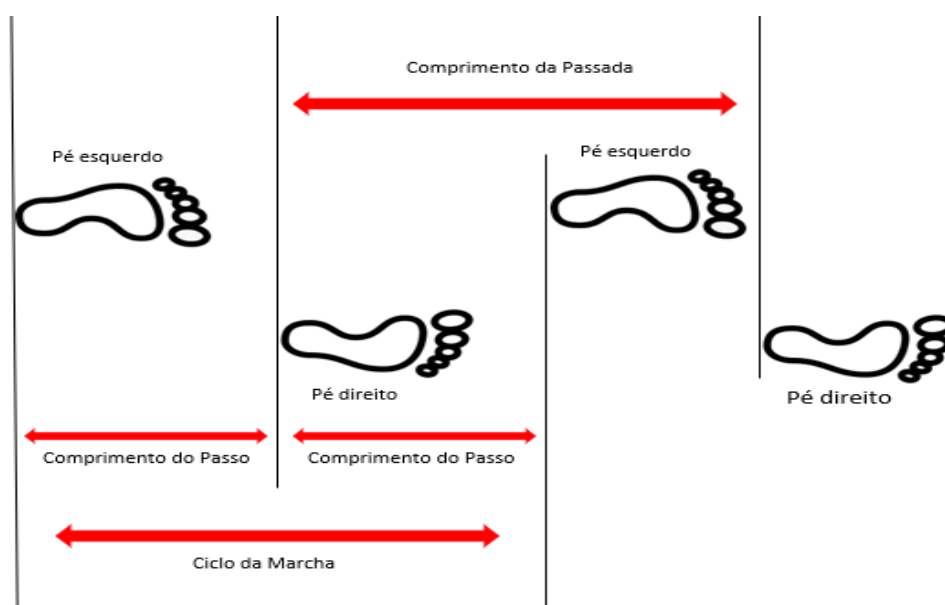


Figura 9 -Ciclo da Marcha: passo e passada (do autor).

A corrida envolve sequências alternadas de apoio e não apoio, como representada na Fig.10. A fase de apoio, ou suporte, ocorre quando existe contato com o solo e corresponde a aproximadamente 40% do ciclo total, enquanto a fase de não apoio, ou fase de flutuação, quando os apoios estão no ar, correspondendo aos outros 60%^{20,21,70,71,72}.

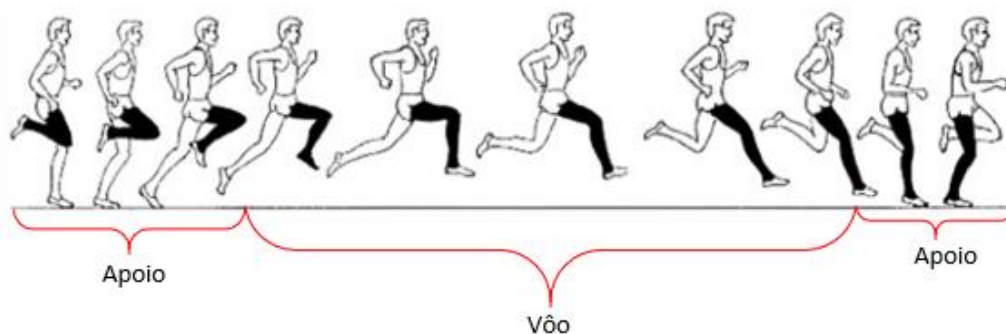


Figura 10 - Ciclo da corrida (Adaptado⁷³).

A fase de apoio é inversamente proporcional à velocidade. À medida que a velocidade aumenta, o tempo de apoio diminui, ou seja, o tempo de apoio é diferente para cada velocidade. Com o aumento de velocidade, diminui também a fase de duplo apoio, característica do andar, e surge a fase de flutuação na corrida⁵². Consequentemente há uma redução de todas as fases de apoio dos membros inferiores (toque do calcanhar, apoio total e fase de propulsão) e um acréscimo na fase de balanço (pelo incremento na fase de voo na corrida), tanto em termos percentuais, quanto para valores absolutos à medida que a velocidade de deslocamento varia durante toda a corrida^{62,73,74}.

Ao aumentar a velocidade o comprimento do ciclo da passada em relação ao tempo diminui, assim o correr corresponde aproximadamente 60% do ciclo do andar e a 70 % do ciclo de corrida^{62,73,74}.

Os elementos que formam a técnica de corrida são seis: (a) movimento total, (b) ângulo de inclinação do tronco, (c) oscilação do braço, (d) colocação do apoio, (e) levantamento da perna (f) e comprimento da passada⁶³. A velocidade na corrida está diretamente ligada a alguns fatores relacionados entre si como: comprimento da passada, capacidade muscular de músculos envolvidos neste gesto específico como: reto femoral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmico lateral, além da técnica de corrida, peso corporal e superfície de apoio^{62,75,76,77}. Os fatores amplitude de passada e frequência de passada assumem papel importante para a velocidade de corrida. A amplitude da passada corresponde à soma de três distâncias: distância de impulsão, distância de voo e distância de chegada ao solo. Por sua vez a frequência de passada corresponde ao número de passadas executadas em um determinado tempo. Essa frequência está diretamente relacionada ao tempo gasto para completar uma passada,

dado pela soma do tempo em que o atleta está no solo com o tempo de voo^{68,76,78,79}. As variáveis de comprimento e frequência de passada permitem avaliar o desempenho dos corredores nas corridas de curta, média e longa distância⁸⁰.

Quando se considera corredores velocistas e maratonistas, quanto maior a velocidade de deslocamento, menor o tempo de contato com o solo e menor o tempo de oscilação, com isso, a velocidade dos membros é maior. O tempo de flutuação é aproximadamente o mesmo, portanto, mesmo com tempo de oscilação menor e tempo de contato menor, os velocistas apresentam uma maior passada, fazendo com que eles permaneçam por um tempo maior na fase de voo, tempo este equivalente ao dos maratonistas^{63,64}.

Assim, na corrida há características diferentes para cada corredor dependendo da categoria de fundistas, velocistas, recreacionais ou profissionais. Igualmente, os corredores têm um estilo próprio de corrida, com hábitos naturais ou adquiridos⁶². Um bom corredor é caracterizado por ter amplitude da passada relativa à dimensão física do corredor, comprimento de membro inferior, tempo mínimo de contato com o solo, deslocamento vertical do corpo, vigorosa e completa extensão do membro inferior no primeiro contato com o solo, grande flexão do joelho durante a fase de oscilação da perna^{63,81,82}.

Quando se considera o plano sagital, o pico dos períodos de forças e dos movimentos do quadril, joelho e tornozelo utilizam 85%, 100%, 115% e 130 % da velocidade de corrida. Em uma avaliação realizada com 12 corredores recreacionais (6 mulheres e 6 homens) em que foram consideradas estas quatro condições de velocidade de corrida, utilizando um conjunto de marcadores no corpo inteiro e uma câmera sistema Vicon MX associada a uma placa de força AMTI, foi verificado que a velocidade de corrida teve um efeito significativo ($P < 0,05$) em variáveis cinemáticas e cinéticas de picos do quadril, joelhos e tornozelos, com pico momentos do quadril invariantes ($P > 0,54$) e a geração de energia tornozelo sagital pico ($P < 0,0001$) a variável mais altamente responsiva, de tal forma que a velocidade em corrida afeta membros inferiores, a cinemática e cinética articular e sugere que específicas estratégias cinéticas intersegmentares podem existir através no intervalo de velocidade de corrida². A relação temporal entre medidas bidimensionais angular do plano sagital e perfis cinemáticos tridimensionais medidos durante a fase de corrida foi avaliada a fim de verificar a confiabilidade intra e intercorredor dos ângulos bidimensionais com 15 atletas de elite sem lesões sendo as principais medidas para análise a inclinação pélvica

contralateral (DPC), adução femoral (AA), quadril adução (HA) e valgo do joelho (KV)⁶. Neste estudo, as variáveis foram medidas na posição de pouso intermediário com análise de vídeo bidimensional durante a corrida DCP, enquanto a HA e abdução do joelho foram medidos continuamente durante toda a fase de apoio através de análise do movimento tridimensional. O mapeamento paramétrico estatístico unidimensional foi utilizado para examinar correlações entre os ângulos bidimensionais e perfis cinemáticos tridimensionais. Além disso, os coeficientes de correlação intraclasse (CCI) foram calculados para avaliar as taxas intra e confiabilidade interceptor dos ângulos bidimensionais. Os resultados: CPD bidimensional, AA e HA foram significativamente relacionados aos três perfis cinemáticos de HA dimensional. O CPD bidimensional foi significativamente relacionado ao perfil cinemático CPD tridimensional. Nenhuma relação significativa foi encontrada entre dois KV dimensional e abdução tridimensional do joelho. A confiabilidade encontrada para os ângulos bidimensionais (ICC 0,90-0,99) intra e intercepto foi excelente. Conclui-se que estas descobertas suportam o desenvolvimento da análise de vídeo bidimensional para avaliar CPD e HA durante a execução⁶.

3.8 CAPACIDADES FÍSICAS E A CORRIDA

As capacidades físicas permitem a execução das ações motoras desde as mais simples às mais complexas como andar, correr, saltar, nadar entre outras. Capacidades físicas são definidas como todo atributo físico treinável num organismo humano^{83,84,85}. Na corrida usam-se as capacidades físicas como velocidade, força, resistência, agilidade, equilíbrio e flexibilidade (Fig.11).

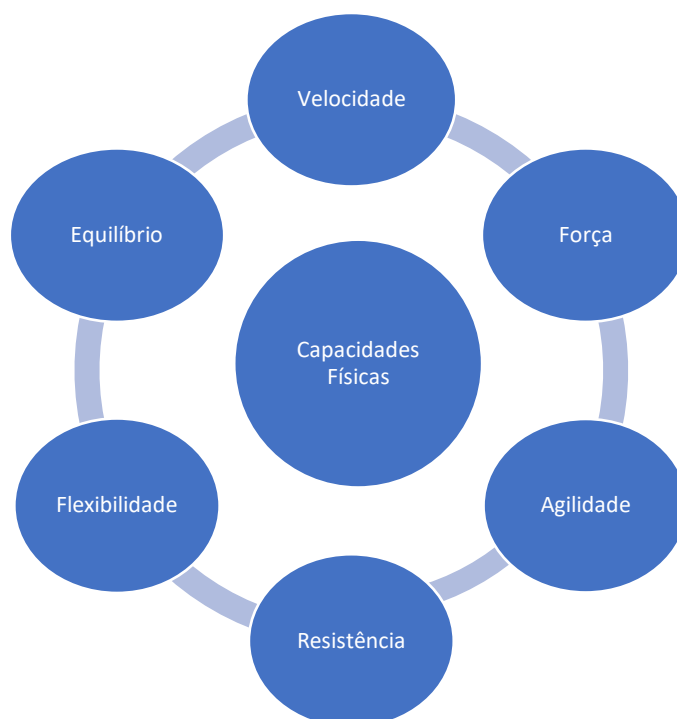


Figura 11 -Capacidades Físicas (do autor).

Dentre as capacidades físicas citadas, a flexibilidade é a que mais se aproxima da articulação coxofemoral na amplitude e comprimento da passada, sendo empregada neste trabalho.

A flexibilidade é definida como amplitude fisiológica máxima em um dado movimento articular e pode ser associada a distintas características como ilustrado na Fig.12, sendo específica para a articulação e para o movimento e depende da elasticidade muscular e da amplitude articular. A literatura também aponta a flexibilidade como à capacidade do atleta ou indivíduo treinado executarem movimentos de grande amplitude sob forças extremas^{86,87,88}.

Quando se considera a articulação coxofemoral, a flexibilidade pode melhorar o desempenho na corrida^{80,83,84,88,89}. Sendo assim, a variação angular da articulação coxofemoral tem papel importante na amplitude e comprimento da passada.

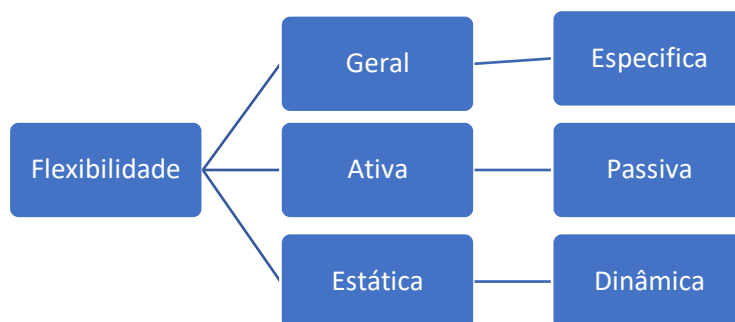


Figura 12 - Flexibilidade (do autor).

3.9 VARIAÇÃO ANGULAR DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL NA CORRIDA

A corrida ocorre predominantemente no plano sagital, embora movimentos atípicos tenham sido constantemente observados nos planos secundários frontal e o transversal. Por exemplo, os três planos e os padrões dos ângulos articulares dos membros inferiores de um indivíduo durante a corrida em esteira na velocidade de 3 m/s são representados na Fig.13²². De forma geral, as curvas mostradas no gráfico destaca a variação dos ângulos articulares durante o ciclo da marcha. Curvas em azul representam a média do lado direito e em vermelho a do lado esquerdo. A área sombreada em escala de cinza representa a média (± 1 desvio padrão) dos dois lados direito e esquerdo dos dados normativos. A linha vertical representa a divisão entre a fase de apoio e a fase aérea do ciclo da marcha. Tipicamente, o ciclo de marcha é normalizado temporalmente (0%-100%) para que comparações tanto do mesmo sujeito (por exemplo, entre os lados ou entre as tentativas); ou entre os sujeitos possa ser realizada, uma vez que pequenas variações na duração deste ciclo possam ocorrer^{85,90}.

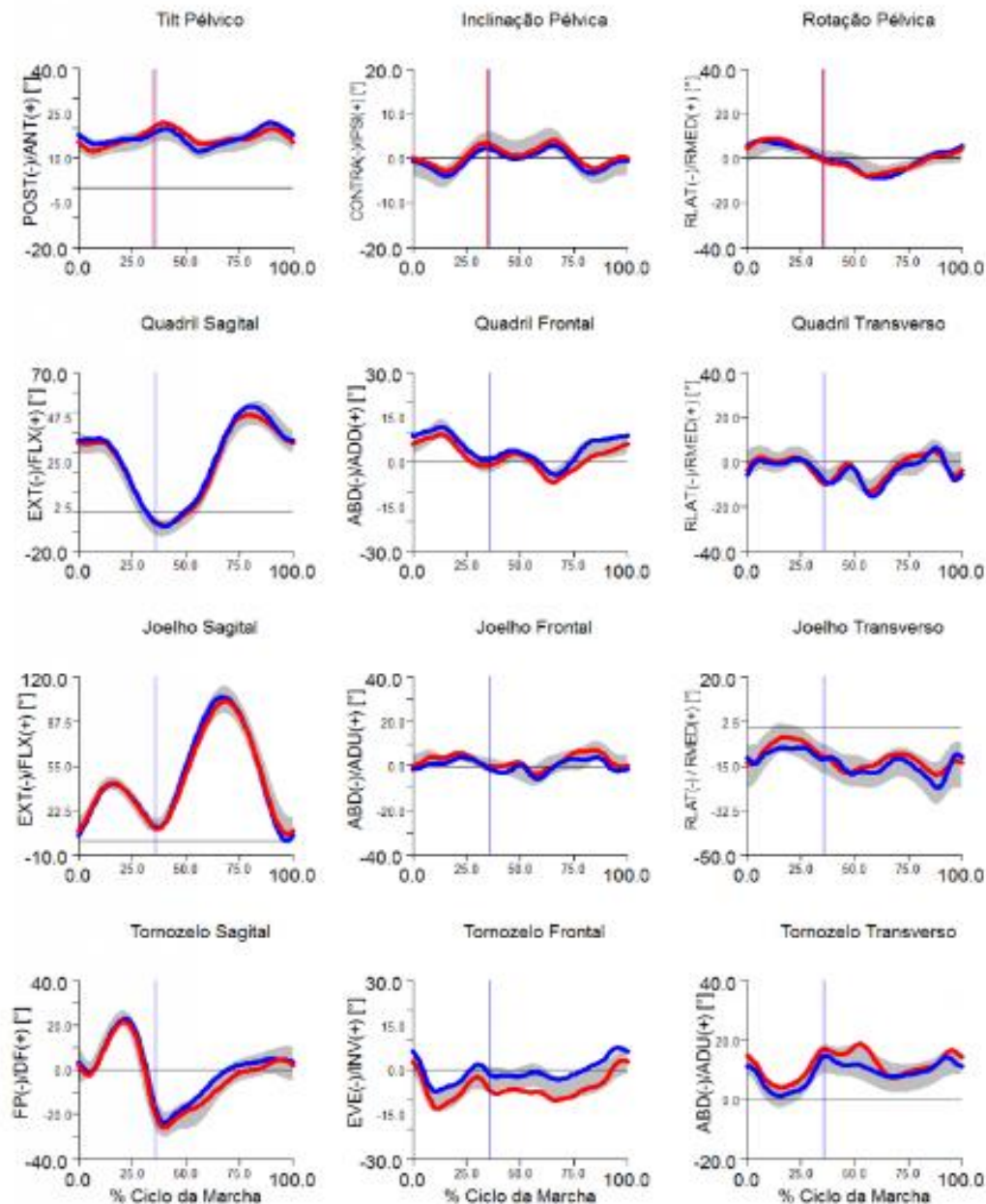


Figura 13 - Ângulos articulares nos três planos (sagital, transversal e frontal) durante a corrida⁸⁹.

Além disso, existe uma variação angular à medida que a velocidade da corrida aumenta. O aumento da velocidade na corrida é obtido pelo aumento do comprimento do passo e da cadência, gerando maior magnitude de aceleração vertical. Com isso há maior quantidade de força aplicada ao corpo, gerando maior momento de força nas articulações dos membros inferiores. Logo, há a necessidade de mudança no comportamento angular das articulações, de forma a tentar posicionar os músculos em condições nas quais eles se adaptem para gerar maior potência para o aumento de

velocidade, ao mesmo tempo absorver essas cargas para reduzir a sobrecarga tecidual^{6,50,76,86,87,91}.

Duas curvas que consistem na média do número de passadas da perna direita (azul) e esquerda (vermelho) são visualizadas na Fig.14. Curva azul: 8 km/h; Curva vermelha: 10,5 km/h; Curva preta: 14 km/h.

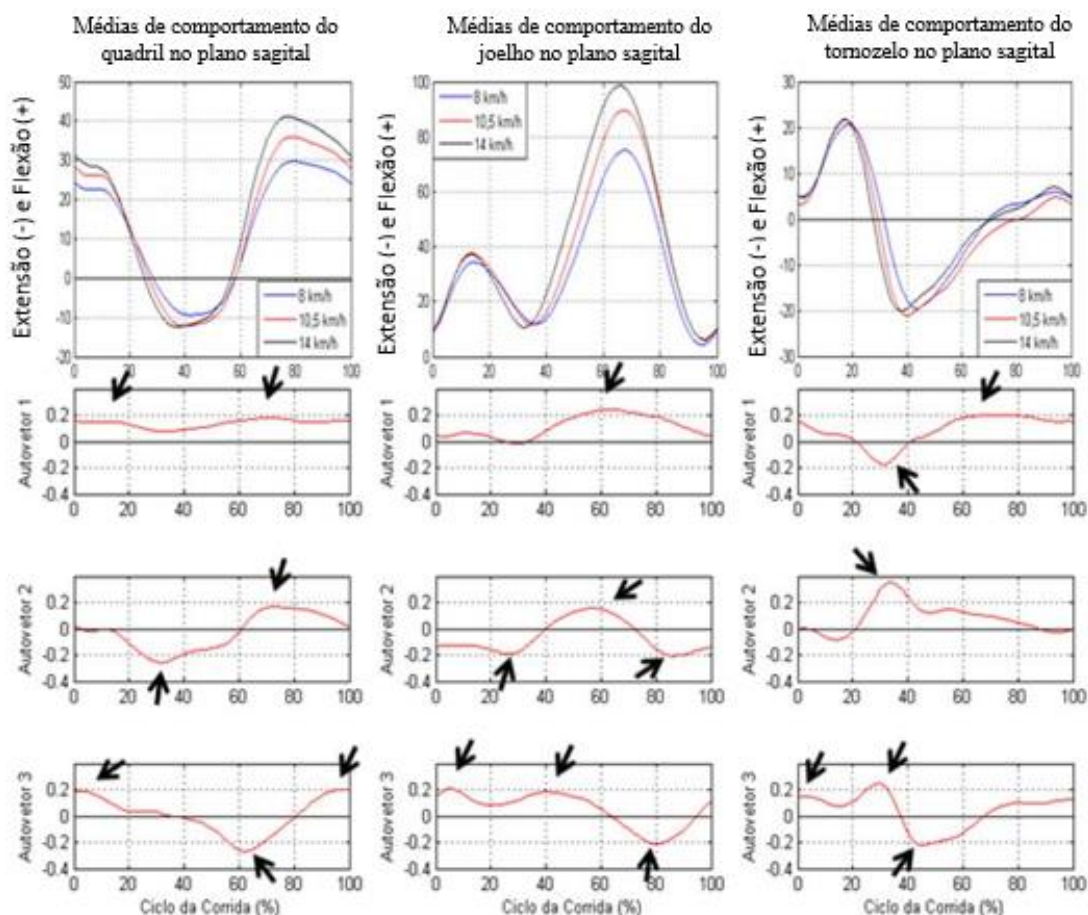


Figura 14 -Cinâmica das articulações quadril, joelho, tornozelo e três vetores de cada articulação⁸⁹.

As setas indicam as regiões de maior mudança no perfil dos dados. O eixo horizontal representa as diferentes articulações dos membros inferiores (pelve, quadril, joelho e tornozelo); enquanto o eixo vertical, os diferentes planos anatômicos (sagital frontal e transversal). Os ângulos da pelve representam a posição do segmento pelve em relação ao sistema de referência do laboratório (global), portanto, são ângulos absolutos (ou segmentares). Por outro lado, os ângulos do quadril, joelho e tornozelo são ângulos relativos entre dois segmentos adjacentes, consequentemente são ângulos articulares⁸⁵. O vetor da articulação do quadril indicando que a maior variabilidade é explicada por

um aumento na extensão na fase de propulsão (de 30% a 50% do ciclo da corrida), em função do aumento na velocidade da corrida, ilustrado na Fig.14. Enquanto, juntos, os três vetores explicam um aumento da flexão nas fases de balanço (65% – 85% do ciclo) e de resposta à carga (0% – 15% do ciclo) em função do aumento na velocidade da corrida.

Os três vetores correspondentes à articulação do joelho indicam que a maior variabilidade dos dados é explicada por um aumento da flexão do joelho na fase de balanço e pelo aumento da flexão na resposta à carga, em função do aumento na velocidade da corrida. Os três vetores correspondentes à articulação do tornozelo indicam que a maior variabilidade dos dados é explicada por um aumento da inclinação da curva de flexão plantar do tornozelo na fase de propulsão (de 30% a 50% do ciclo da corrida) em função do aumento na velocidade da corrida⁸⁵. A cinemática articular durante a calibração anatômica também é apresentada para permitir um entendimento sobre o alinhamento postural das articulações dos membros inferiores na postura estática¹⁷.

3.10 LÓGICA DIFUSA NA CORRIDA

A lógica difusa é baseada na teoria dos conjuntos difusos^{92,93}. A lógica difusa permite representar as estruturas de pensamento, que partem do estudo de sistemas formais de inferência e de argumentos de linguagem natural. A lógica difusa pode ser usada por especialistas em diversas áreas da medicina como ferramenta de auxílio a diagnósticos^{94,95}. Sua evolução e disseminação em processos diagnósticos, tomada de decisões, elucidação dos mecanismos de ação de doenças e drogas, advém da possibilidade de tratar informações imprecisas e incertas através de métodos formais e estruturas matemáticas. Desta forma, é possível lidar com situações mais complexas e dinâmicas, que são melhor caracterizadas por descrição qualitativa⁹⁶. O emprego da lógica difusa é variado, visto que são muitos os cenários onde a imprecisão e a incerteza estão presentes.

A lógica aristotélica é vista como uma tentativa de empregar o raciocínio humano clássico, em que uma conclusão precisa e certa possível, Q , é deduzida de uma coleção de premissas precisas e certas, P_i , tal que:

$$\text{SE } P_1 \text{ E } P_2 \text{ E... E } P_n, \text{ ENTÃO } Q, \quad (1)$$

sendo $P_1, P_2, \dots, P_n$, uma sequência finita de proposições que, em conjunto, compõe o antecedente da regra SE-ENTÃO, enquanto Q , equação. (1) é definida como a proposição final, sendo chamada também de conclusão do argumento. A lógica aristotélica parte do princípio clássico do terceiro excluído de forma que as proposições são assumidas somente como verdadeiras ou falsas.

Apesar de a lógica aristotélica lidar com as informações perfeitamente conhecidas, a realidade que abrange tantos seres humanos, quanto às máquinas ou mesmo sistemas, não raro, são imperfeitas^{97,98}. Uma alternativa é empregar a lógica difusa (*fuzzy*). Apesar de ser equivalente em estrutura à lógica clássica, uma importante diferença desta em relação à lógica difusa é no que diz respeito a utilização de informações imperfeitas e imprecisas. Na lógica difusa, a conclusão, Q , na equação. (1) pode ser imprecisa e/ou incerta deduzida a partir de uma coleção de premissas igualmente imprecisas e/ou incertas, P_i , representadas por conjuntos difusos. Desta forma, a lógica difusa se torna um mecanismo de inferência para lidar com cenários que são parcialmente conhecidos, propiciando assim a possibilidade de representar o raciocínio aproximado⁹⁹.

A lógica difusa tem um papel importante para as atividades de modelagem, projeto de sistemas inteligentes de controle e automação, assim como nos sistemas inteligentes de suporte de decisão. A lógica difusa auxilia o mecanismo de inferência e possibilita o uso de categorias com limites mal definidos, de eventos intermediários entre o todo e o nada, da comunicação progressiva de uma propriedade a outra, e a aplicação de valores aproximados. Deste modo, um conjunto difuso tem por finalidade permitir uma pertinência progressiva e não absoluta de um elemento a uma classe, ao contrário do entendimento de conjunto clássico baseado no princípio do terceiro excluído cujo elemento pertence, ou não, a uma classe^{97, 98,100,101,102,103}.

3.10.1 Conjuntos Difusos

No conceito de conjuntos difusos, Zadeh se utiliza de categorias com limites parcialmente definidos, entre o todo e o nada e da passagem de um extremo para outro, usando valores aproximados. Desta forma, um conjunto difuso permite uma pertinência gradual e não absoluta de um elemento a uma classe. Isto é exatamente o contrário da notação do conjunto clássico que parte do princípio do terceiro excluído, mais precisamente um elemento pertence ou não a uma classe^{97,98,99,100}.

Definição: Considere pontos (objetos) genericamente denominados por $\{u\}$ distribuídos em um espaço de pontos denominados universo de discurso, U , que podem ser discretos ou contínuos. A coleção destes objetos, $\{u\}$, que representam elementos quaisquer, é denominada *subconjunto*, A , em U . A todo *subconjunto*, A , de um universo de discurso, U , é doravante designado como conjunto, sem perda de generalidade.

Definição: Um conjunto clássico, A , de um universo de discurso, $X = \{x\}$, é definido por uma função característica (mapeamento), $\mu_A(x)$, que assume um valor nulo para os elementos de X que não pertencem ao conjunto A , $\mu_A(x) = 0$ se $x \notin A$, e valor unitário para aqueles que pertencem, $\mu_A(x) = 1$ se $x \in A$, ou seja, $\mu_A(x) : X \rightarrow \{0,1\}$. Na teoria clássica dos conjuntos, um elemento pode pertencer ou não a um determinado conjunto.

Definição: Um conjunto difuso, A , de um universo de discurso, $X = \{x\}$, é definido por uma função de pertinência $\mu_A(x) : X \rightarrow [0,1]$ mapeando cada elemento, valor ou ponto x do domínio, X , a um número (grau) no intervalo entre os reais $[0,1]$ ⁹⁹. Como exposto¹⁰⁰, a função de pertinência $\mu_A(x)$ pode ser entendida como sendo o grau de compatibilidade entre o elemento x e o conceito expresso por A :

$$\begin{aligned} \mu_A(x) &= 1, x \text{ é completamente compatível com } A; \\ \mu_A(x) &= 0, x \text{ é completamente incompatível com } A; \\ 0 < \mu_A(x) < 1, x \text{ é parcialmente compatível com } A, \text{ com grau } \mu_A(x). \end{aligned} \quad (2)$$

Desta forma, Lofti Zadeh propôs uma caracterização mais ampla, na medida em que sugere que alguns elementos pertencem mais a um conjunto do que outros. O valor de pertinência pode, então, assumir qualquer valor entre 0 e 1, sendo que o valor 0 indica uma completa exclusão e o valor 1 representa completa pertinência (Fig.15)¹⁰².

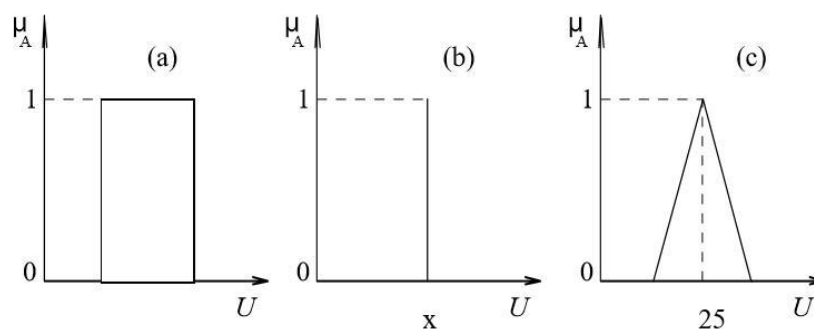


Figura 15 – Exemplos de função de pertinência⁹².

3.10.2 Variáveis e Termos Linguísticos

Pelo uso dos conjuntos difusos pode-se alcançar uma forma de caracterizar informações vagas e imprecisas, isto pode estar associado a variáveis linguísticas, permitindo uma ampla faixa de possíveis valores e associada a um universo de discurso^{97,98}. Para expressar conceitos é muito comum o uso de elementos qualitativos ao invés de valores quantitativos. Elementos típicos incluem “mais ou menos”, “alto”, “não alto”, “não muitos”, “médio” etc. Tais ideias são capturadas pela definição de termos linguísticos, que tem por característica assumir valores inseridos de um universo de discurso associado a uma variável linguística. Assim, ao invés de assumir valores numéricos, ela pode também assumir um valor qualitativo associado a uma instância linguística. Para se atribuir um significado aos termos linguísticos associam-se cada um destes a um conjunto difuso definido sobre um universo de discurso, como apresentado na Fig.16^{97,102}.

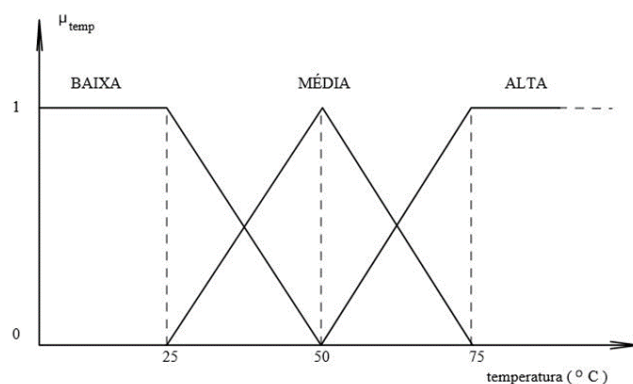


Figura 16 -Variável linguística Temperatura (Adaptado⁹²).

Por conseguinte, a lógica difusa permite que softwares aumentem a sua capacidade de compreensão da linguagem natural humana e a partir disso, fazer deduções lógicas aproximadas. Esses atributos fazem dela uma alternativa viável para a representação do conhecimento humano e simular seu processo de decisão^{97,98,99,100,104}.

3.10.3 Sistemas baseados na Lógica Difusa

A ideia essencial do sistema difuso heurístico é modelar as ações a partir do conhecimento de um especialista, seja por meio de operadores ou projetistas, pois os modelos matemáticos eram custosos ou complexos para serem desenvolvidos^{98,99}. A

estrutura de um sistema baseado na lógica difusa é mostrada na Fig.17, enfatizando seus componentes principais: base de conhecimento, base de dados, o processo de inferência e a interface de defuzzyficação^{100,105}. Deve-se levar em consideração que qualquer modificação no sistema difuso pode fornecer uma diversidade de mapeamentos entre a entrada e a saída^{97,98,99,100,102}.

3.10.4 Sistemas Difusos e Aplicações em Corrida

O desempenho de corrida tem sido abordado em diversos estudos, que em sua maioria emprega parâmetros e variáveis quantitativas, no entanto, a maior parte não contempla a subjetividade, a imprecisão e a incerteza relativas às medidas usadas para a avaliação do desempenho de corrida. Uma alternativa para agregar simultaneamente medidas distintas gerando uma avaliação mais efetiva é baseada em sistemas de inferência difusa. Os sistemas difusos permitem representar as incertezas e imprecisões nas medidas de variação angular existentes na corrida. A seguir serão descritos estudos que utilizaram alógica difusa para análise da marcha e da corrida.

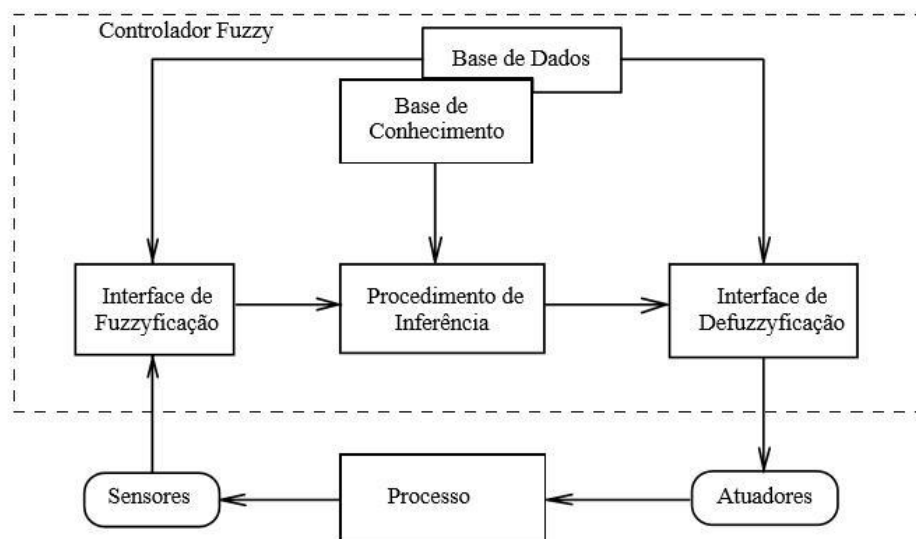


Figura 17 -Estrutura Básica de um Sistema baseado na Lógica Difusa (Fuzzy)⁹².

Para a análise das fases da marcha, um estudo utilizou a lógica difusa para a identificação de apoios duplos o sistema especialista em lógica *fuzzy* (FES), utiliza dados sobre a posição do ponto de momento zero (ZMP) para determinar automaticamente as fases da marcha. O modelo simplificado do corpo humano é

introduzido para o cálculo da posição ZMP, que é a entrada para o FES. As informações sobre o tipo de fase da marcha são a saída do FES. O sistema baseado em regras difusas projetado foi testado para avaliar a marcha de vinte e dois voluntários. Os resultados mostram que a técnica proposta para determinar as fases da marcha é adequada. No caso da identificação de apoios duplos, o FES obteve sucesso em 73%. No caso da identificação de apoios únicos, o FES obteve sucesso em 64%. O método para estudar o ZMP em combinação com a lógica nebulosa pode contribuir para o projeto de novos sistemas de controle de próteses. Além disso, a técnica pode ser usada para exames de reabilitação específicos e para o diagnóstico de distúrbios do sistema músculo-esquelético⁶⁷.

Em outro estudo é discutido o projeto e o desenvolvimento de um sistema de inferência difusa para o reconhecimento de fases da marcha humana. Especificamente, o trabalho se concentra no uso dos ângulos das articulações do membro inferior para determinar o estágio atual do ciclo da marcha de um indivíduo. O sistema difuso baseado em regras foi desenvolvido usando trajetórias típicas de ângulo articular durante um único ciclo de marcha. O comportamento de cada articulação foi examinado para determinar regras apropriadas para diferenciar as fases da marcha. O sistema completo foi então testado usando trajetórias angulares conjuntas medidas em indivíduos saudáveis em teste humano e demonstrou ser capaz de reproduzir as transições de fase da marcha encontradas por um especialista humano⁶⁸.

Na corrida, por exemplo, um sistema difuso que usa a frequência e o volume do treinamento para avaliar a qualidade da prática de corrida, que, em cascata, é combinada com o número de competições e o tempo de treinamento para a entrada em um segundo estágio de avaliação do nível de experiência de corredores de longa distância é proposto na literatura^{106,107}.

Vale ressaltar, no entanto, que o uso da lógica difusa em aplicações na corrida está começando a ser descoberto e, como tal, há uma variedade de opções de análise e mensuração tanto empregando a lógica difusa quanto a teoria de conjuntos difusos. Neste trabalho, esta técnica é empregada para avaliação de desempenho de corredores pela mensuração das amplitudes de deslocamento angular de flexão e extensão da articulação coxofemoral no plano sagital.

4 MATERIAL E MÉTODO

A metodologia empregada neste trabalho é caracterizada como uma abordagem quantitativa e qualitativa empregando a lógica difusa para análise de desempenho de corrida. Neste estudo, voluntários corredores recreacionais são mensurados para validação do sistema proposto.

4.1 POPULAÇÃO E AMOSTRA

Para a realização do estudo, foram analisados 25 voluntários adultos da cidade de São José dos Campos, de ambos os sexos com idades entre 27 e 75 anos, fisicamente ativos e com experiência em corridas. Foram avaliados em antropometria, goniometria e cinemetria tridimensional. O processo de coleta de dados aconteceu no Centro de Emagrecimento e Performance (CEP), em São José dos Campos – SP. Os voluntários foram convocados em ordem aleatória para o preenchimento da anamnese e, depois, na mesma ordem para a coleta de dados antropométricos, goniométricos estacionários, para, em seguida serem avaliados pela cinemetria da corrida em esteira.

4.2 CRITÉRIO DE INCLUSÃO/ EXCLUSÃO

Os critérios de inclusão e exclusão para definição da amostra são: *Critérios de inclusão*: todos os voluntários devem ser corredores recreacionais, satisfazendo as condições de treino em relação à frequência, volume e experiência de corrida (Anexo B). Os requisitos compreendem que o voluntário deve correr ao menos duas vezes por semana, percorrer a distância mínima de 10 km por semana, ter iniciado a prática de corrida há pelo menos um ano antes do estudo e possuir aptidão física atestado por um médico ou preencher o Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q) (Anexo A).

Critérios de exclusão: sinal ou sintoma de comprometimento musculoesquelético ou motor que possa interferir no desempenho da corrida, possuir doenças degenerativas, neuromusculares e musculoesqueléticas ou estar gestante.

4.3 DELINEAMENTO

Ensaio observacional, estudo analítico, transversal, seccional. Amostra por conveniência.

4.4 ÉTICA

Todos os participantes assinaram um termo de consentimento aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa de Seres Humanos nº 3.319.991 (Anexos) onde aceitaram participar da pesquisa. Em seguida os voluntários foram informados dos objetivos assim como orientados quanto ao instrumento de pesquisa, procedimentos e foi verificado se estavam com a vestimenta adequada para a realização da avaliação física. O caráter ético desta pesquisa assegura a preservação da identidade das pessoas participantes e segue em conformidade com declarações de política internacionalmente aceitas, em particular, com a Declaração de Helsinki do Código de Ética da Associação Médica Mundial (WMA), e a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde, Ministério da Saúde, Brasil.

4.5 EQUIPAMENTO

Para o cálculo do índice de massa corporal (IMC) foi utilizada uma balança antropométrica manual da marca Welmy com o voluntário descalço, vestindo roupa adequada para a prática da corrida, em pé de frente para a balança e de costas para o avaliador. Para medição da coxa foi utilizada uma fita métrica antropométrica da marca Sanny. Ambos os equipamentos estão representados na Fig. 18.



Figura 18 - Balança antropométrica da marca Welmy e Fita métrica antropométrica da marca Sanny^{108,109}.

Um goniômetro manual da marca CARCI é empregado para medir os graus dos movimentos estacionários de extensão e flexão do quadril que pode ser visualizado na Fig.19.

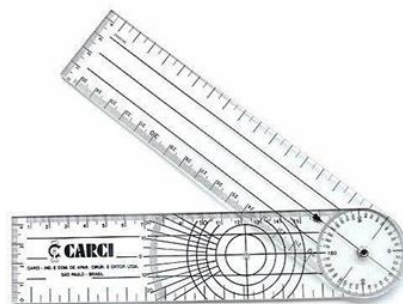


Figura 19 - Instrumento utilizado para medir manualmente os movimentos de flexão e extensão pelo uso de um goniômetro da marca CARCI¹¹⁰.

A corrida é realizada em uma esteira ergométrica da marca KIKOS modelo PRO KX 3500, com uma área de corrida de 136 x 46 cm, que suporta o peso máximo de 170 kg, motor de 3.0 HP MAX AC, pesa 100 kg, têm dimensões aproximadas 177,5 x 70,4 x 13,0 cm e tem velocidade (Min-Max) entre 1 a 18 km/h (Fig.20).



Figura 20 - Esteira ergométrica da marca KIKOS para a corrida em esteira¹¹¹.

4.6 PROGRAMAS

No estudo da biomecânica sensores são dispositivos que fornecem dados, que coletados por meio dos sensores podem oferecer dados reais de alta qualidade e treinar modelos. Do mesmo modo os sensores têm aplicações práticas para o profissional, auxiliando na análise do movimento através do registro de dados e feedback⁴⁹.

Para a cinemetria tridimensional é utilizado o sistema NORAXON de avaliação biomecânica tudo-em-um ("All-in-One Biomechanics Research Ecosystem") projetado para pesquisa e personalizado para a ciência médica e desportiva (Fig.21)¹¹².

Neste trabalho, foi utilizado o programa MyoMotion Research de análise

cinemática 3D portátil (Fig.21), que permite a captura do movimento humano em 3 graus de liberdade, sem fios, opera em 200 Hz e permite também a captura de dados de aceleração entre outros¹¹².



Figura 21 - Programa MyoMotion¹¹².

Este programa é associado a um sistema composto por uma unidade de medição inercial que é posicionada e anexada em qualquer segmento do corpo, onde se rastreia precisamente a orientação angular 3D dessa parte do corpo¹¹². O conceito de corpo todo é facilmente expansível de uma simples junção de interesse para uma simultânea medição através de todas as grandes articulações, sem prejudicar a velocidade ou a precisão¹⁰⁸. A amplitude de movimento é obtida pelo posicionamento individual da Unidade de Medição Inercial (IMU) de sensores em dois segmentos do corpo contíguos. Esse alcance da amplitude de movimento pode ser determinado, atuando como um goniômetro virtual¹¹².

4.7 PROTOCOLO DE COLETA DE DADOS

Os voluntários ao serem convidados para o experimento são previamente instruídos a utilizar roupas e calçados adequados, não portarem adereços ou assessorios que possam interferir e alterar medidas ou causar lesões no momento da aferição do peso corporal e na corrida em esteira, com as seguintes instruções:

Para os homens a indumentária preferencialmente será composta por:

- Calção justo ao corpo;
- Camisa ou camiseta que não interfira na medição das articulações;
- Podem correr sem camisa, se preferirem;
- Tênis de solado emborrachado sem travas;
- Não podem ser utilizadas sapatilhas de atletismo.

Para as mulheres a indumentária preferencialmente será composta por:

- Bermuda colada ao corpo;
- Camisa ou camiseta que não interfira na medição das articulações;
- Pode correr apenas de top ou maio, sem a camiseta, como alternativa;
- Tênis de solado emborrachado sem travas;
- Não podem ser utilizadas sapatilhas de atletismo.

Ao chegar para o experimento, é verificada se a vestimenta dos voluntários está conforme orientado. Em seguida, os voluntários recebem uma banana, um alimento com alta concentração de carboidratos, sendo ideal consumir 30 min antes da atividade física¹¹³. Esta escolha contribui para que os voluntários tenham energia durante o estudo da corrida em esteira ao mesmo tempo em que busca nivelar ou eliminar viés de condição ou carência nutricional para a prática do esporte. Para a hidratação antes e pós-teste na esteira, os voluntários recebem uma garrafa de água mineral de 500 ml.

Se o voluntário não quiser ingerir a banana, fará o teste em esteira da mesma forma, e seus dados serão coletados para verificar se houve diferença de desempenho na corrida comparado a quem ingeriu a banana 30 min antes.

Na sequência os voluntários devem apresentar o atestado de aptidão físico normal validado por um médico, ou preencher o Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q) (Anexo A). Em seguida, a anamnese é realizada através de entrevista individual feita pelo avaliador em uma sala reservada com o objetivo de obter informações pessoais, estado geral de saúde e sua experiência com a corrida a fim de verificar:

- Variáveis demográficas (sexo, idade, naturalidade);
- Nível socioeconômico (escolaridade, arranjo familiar e ocupação);
- Quadro clínico (aptidão física, condição musculoesquelético, doenças degenerativas e uso de medicamentos);
- Estilo de vida (nível de atividade física, tabagismo);
- Experiência em corrida (frequência, volume e tempo da prática).

Após a aplicação da anamnese é realizada pelo mesmo pesquisador, na mesma sala reservada, a coleta de dados antropométricos e goniométricos, abrangendo:

Dados antropométricos:

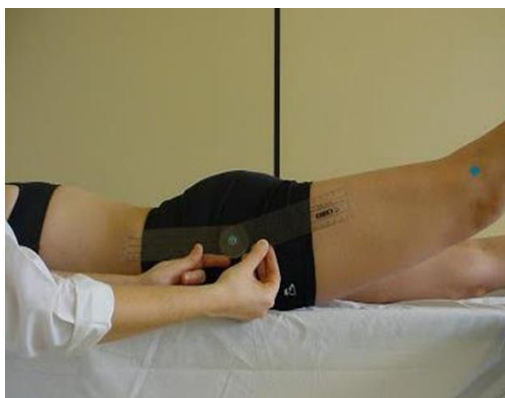
- Massa Corporal – (MC);
- Estatura – (EST);
- Índice de massa corporal – (IMC);
- Comprimento da coxa esquerdo – (CCE);
- Comprimento da coxa direita – (CCD).

Dados goniométricos:

- Grau de extensão da articulação coxofemoral esquerda;
- Grau de extensão da articulação coxofemoral direita;
- Grau de flexão do da articulação coxofemoral esquerda;
- Grau de flexão do da articulação coxofemoral direita.

Após a coleta dos dados antropométricos, é realizada a goniometria manual nos voluntários para verificar o grau de extensão e flexão com movimentos estacionários da articulação coxofemoral.

A goniometria manual ocorre no plano sagital entre a cabeça do fêmur e o acetábulo do íliaco e será realizada com o voluntário deitado em uma maca em decúbito dorsal para o movimento estacionário de flexão. O membro oposto permanece flexionado e plano para controlar a inclinação pélvica a fim de evitar a movimentação lombossacra, no momento da flexão. A amplitude articular da articulação coxofemoral no movimento de flexão varia entre 0° e 125° (Fig.22 (b))⁵⁶.



(a) Movimento de Extensão



(b) Movimento de Flexão

Figura 22 - Goniometria estacionária para verificação do grau da articulação coxofemoral¹¹⁰.

Por sua vez, o movimento estacionário de extensão da articulação coxofemoral é

mensurado com o voluntário em uma maca na posição de decúbito ventral, que deve manter as espinhas ilíacas ântero-superiores planas para que o movimento aconteça na articulação e não nas vértebras lombares, devendo evitar também a inclinação pélvica posterior. A amplitude articular da articulação coxofemoral no movimento de extensão varia entre 0° e 10° , visto na Fig.22(a)⁵⁶. O ângulo de extensão na perna esquerda, assim como o ângulo de flexão da perna direita durante a corrida é ilustrado na Fig.23.



Figura 23 - Exemplo de ângulo de flexão da articulação coxofemoral direita na corrida⁸¹.

Após a verificação angular dos movimentos estacionários de flexão e extensão, os sensores inerciais são dispostos nos voluntários, posicionados na coxa e na coluna torácica e obtidos os ângulos de extensão e flexão da articulação coxofemoral e realizar a cinemetria tridimensional na esteira.

Os sensores são acoplados em um elástico que são posicionados nos pontos das medidas, os elásticos com os sensores permitem total mobilidade para realização da corrida em esteira, para a goniometria virtual (Fig.24). Os sensores mandam as informações para o computador através do programa MyoMotion® para posterior análise de dados.

Após a colocação dos sensores no voluntário e a calibração do equipamento é iniciada a cinemática tridimensional na esteira, onde os voluntários realizam a corrida por 5 minutos, com velocidade progressiva de 8 km/h a no máximo 14 km/h (Fig.25). Ao atingir o valor máximo, o avaliador encerra a coleta dos dados e avisa o voluntário para desacelerar pelo tempo que precisar até parar a esteira, finalizando a corrida. A

velocidade de 8 km/h foi escolhida por estar acima da faixa de transição entre a marcha e corrida enquanto a de 14 km/h por ser uma velocidade em que o padrão de contato inicial é preservado⁹⁰.

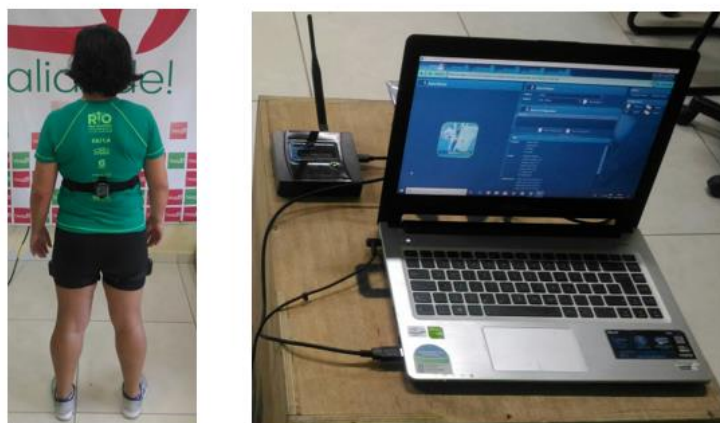


Figura 24 -Sensores do programa MyoMotion posicionados no voluntário e programa MyoMotion para goniometria virtual (do autor).

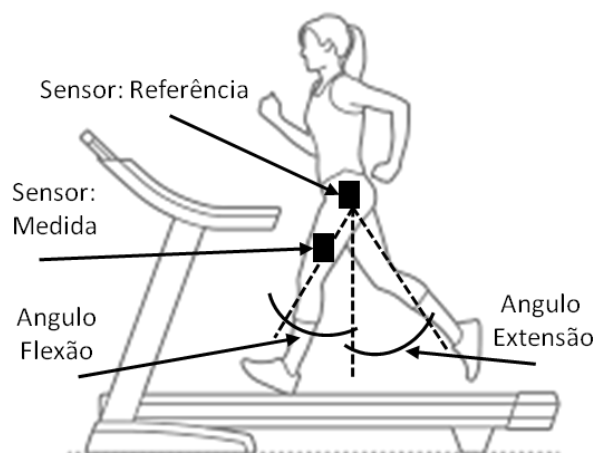


Figura 25 - Representação ilustrativa da disposição dos sensores para cinemetria tridimensional⁵⁹.

4.8 SISTEMA DE INFERÊNCIA DIFUSA NA AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO EM CORRIDA

4.8.1 Sistema Difuso do Tipo Mamdani

A modelagem difusa empregada neste estudo utiliza a inferência do tipo Mamdani, para representar o conhecimento heurístico acerca da experiência dos profissionais de saúde, na construção da base de regras difusas (SE-ENTÃO):

$$R_i: \text{SE } x_i(t) \text{ é } M_{il}(x_i(t), \text{ E...E } X_n(t) \text{ é } M_{in}(x(t), \text{ ENTÃO } y_i(t) = C_i(x(t)), \quad (3)$$

sendo R_i representa a i -ésima regra, de tal modo que $i = 1, 2, \dots, N_r$ é o número de regras difusas. A saída para a i -ésima regra é $y_i(t)$; as variáveis de estado são dadas por: $x_1(t), \dots, X_n(t)$; a função de pertinência da entrada deste universo do discurso é $M_{ip}(x(t))$, $p = 1, 2, \dots, n$, enquanto $C_i(x(t))$, são as funções de pertinência que particionam a saída do universo de discurso.

As regras difusas SE-ENTÃO são a base para a construção do modelo de superfície da condição do domínio da lateralidade, correspondendo ao lado direito e lado esquerdo, a partir da variação angular da articulação coxofemoral nos movimentos de extensão e flexão. Este conjunto de regras descreve os modelos 1 e 2, que serão mostrados em três formas sequenciais, através da descrição das regras SE-ENTÃO, por meio dos exemplos ilustrativos e por meio dos modelos de superfície.

4.8.2 Conjuntos Difusos de Entrada e Saída

Considere uma função de associação, $\mu_M: X_i \rightarrow [0, 1]$, definida em um universo de discurso, X_i , ao qual está associado um conjunto de termos $T = \{M_1 \text{ e } M_2\}$; um termo linguístico $M_j \in T$, onde $c(M_j) = \{x_0 \in X_i \mid \mu_{M_j}(x_0) = 1\}$ e $s(M_j) = \{x_0 \in X_i \mid \mu_{M_j}(x_0) > 0\}$, respectivamente, denotam o núcleo e suporte de M_j .

Neste estudo, cada termo linguístico $M_j \in T$ tem a forma de acordo com uma função de associação trapezoidal:

$$\mu_{Mij}(x_i; a, b, c, d) = \begin{cases} 0 & x \leq a \\ \frac{x-a}{b-a} & a \leq x \leq b \\ 1 & b \leq x \leq c \\ \frac{d-x}{d-c} & b \leq x \leq c \\ 0 & c \leq x \end{cases} \quad (4)$$

representado por uma quádrupla $\langle s_1, c_1, s_2, c_2 \rangle$, para $s(M) = [s_1, s_2]$ sendo o suporte e $c(M) = [c_1, c_2]$ os parâmetros centrais (centro). O sistema é projetado empregando as partições do tipo Ruspini.

4.8.3 Sistema Difuso em Cascata de Avaliação da Articulação Coxofemoral

O sistema proposto de avaliação para análise, estratificação e classificação do desempenho de corrida está representado na Fig.26, no diagrama em blocos que descreve a estrutura do sistema em cascata dos subsistemas, com base na lógica difusa. Um sistema em cascata é composto por dois subsistemas em sequência. neste projeto empregado para se obter o sistema difuso de avaliação da articulação coxofemoral do desempenho de corrida. O primeiro subsistema avalia a condição do domínio da lateralidade, enquanto o segundo subsistema agrega as subsaídas do sistema de classificação da condição de lateralidade, considerando o lado direito e o lado esquerdo, compondo assim as variáveis de entrada do segundo subsistema. Esta abordagem é baseada nas informações descritas na literatura e por meio da heurística na análise qualitativa e quantitativa para melhor desempenho na corrida.

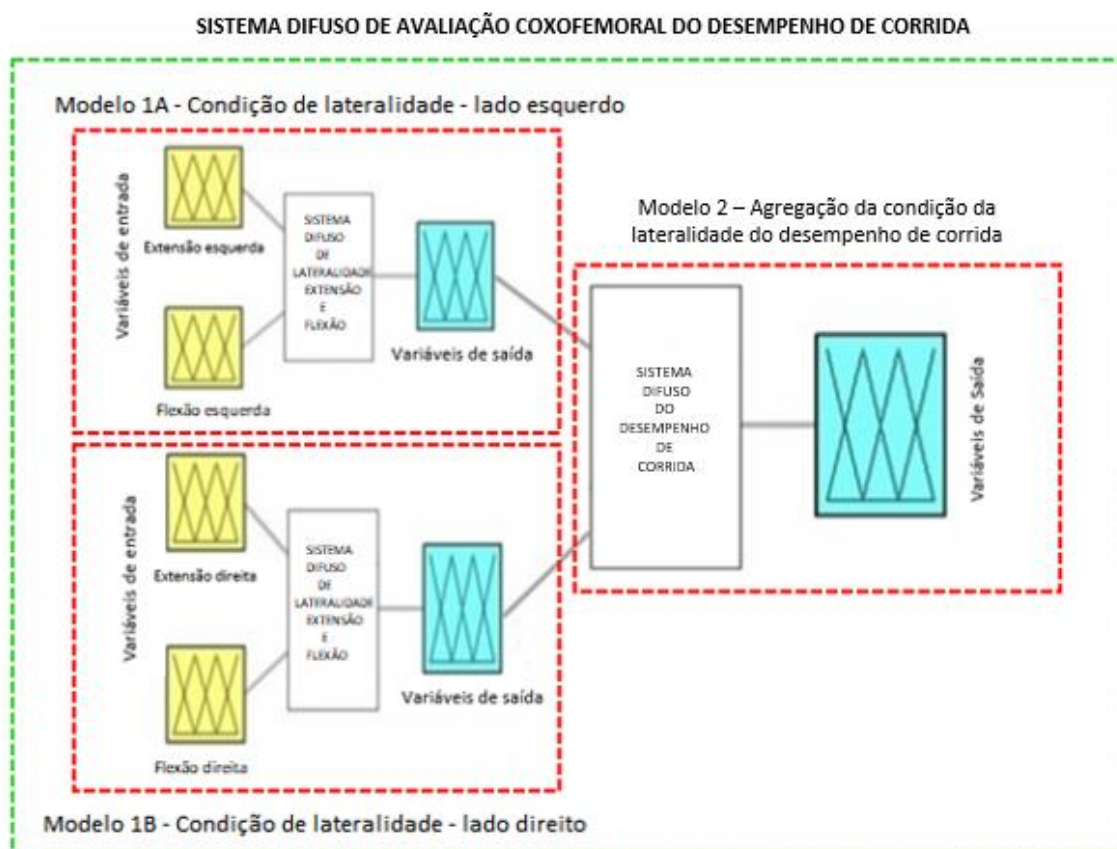


Figura 26 -Sistema Difuso de Avaliação da articulação coxofemoral do Desempenho de Corrida (do autor).

4.8.3.1 Sistema Difuso 1 – Avaliação da Lateralidade do Desempenho de Corrida

O sistema difuso de lateralidade extensão e flexão (sistema 1) divide-se em dois submodelos, sendo eles modelo 1A e 1B, como ilustrado na Fig.27. O modelo 1A representa a condição de lateralidade para o lado direito e o modelo 1B representa a condição de lateralidade para o lado esquerdo, a fim de avaliar a correlação e sincronicidade dos movimentos de extensão e flexão da articulação coxofemoral. As entradas fuzzy são particionadas pelos conjuntos difusos $M_{j_{Extensão}}^{Extensão}$ e $M_{j_{Flexão}}^{Flexão}$, para $j_{Extensão}=j_{Flexão}=1,2,3$, e os conjuntos difuso de saída $N_{j_{Ext.-Flex.-Des.}}^{Ext.-Flex.-Des.}$ para $j_{Ext.-Flex.-Des.} = 1,...,5$.

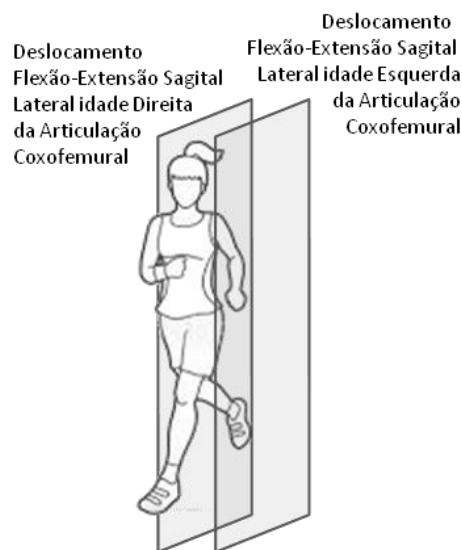


Figura 27 - Plano Sagital Direito e Esquerdo empregados no Sistema de Avaliação de Desempenho de Lateralidade em Corrida (Subsistema: Módulo 1A e Módulo 1B)⁵⁹.

4.8.3.2 Sistema Difuso 2 – Avaliação Total : Agregação da Análise de Lateralidade do Desempenho de Corrida

O sistema difuso do desempenho de corrida (sistema 2) advém da classificação do sistema 1, visualizado na Fig.27. O modelo 2 representa a agregação da lateralidade do desempenho da corrida, avaliando simultaneamente as condições de lateralidade correspondente ao lado direito e lado esquerdo. As entradas fuzzy são particionadas pelos conjuntos difusos $X_{L.Direito}$ e $X_{L.Esquerdo}$, para $x_{Direita} = x_{Esquerda} = 1,2,3,4,5$, sendo as mesmas para as saídas do sistema 1, modelo 1A e modelo 1B, enquanto os conjuntos difuso de saída são dados por $N_{j_{L.Dir.-L.Esq.-Des.-Corrida}}^{L.Dir.-L.Esq.-Des.-Corrida} = 1,...,7$.

4.9 ANÁLISE DE DADOS

4.9.1 Estatística Descritiva

A extração de informações dos dados é realizada através da estatística descritiva.

4.9.2 Índice Kappa

O coeficiente de Kappa é uma medida de concordância entre dois observadores ou dois instrumentos que classificam uma série de unidades observacionais conforme as classes de uma variável qualitativa. Para encontrar o coeficiente de Kappa, é preciso que os dois observadores classifiquem as unidades amostrais segundo os mesmos critérios.

A avaliação da articulação coxofemoral do desempenho de corrida difusa proposta é comparada à avaliação de especialistas em corrida usando o coeficiente Kappa:

$$K = \frac{K_1 - K_2}{1 - K_2} \quad (5)$$

usado para análise concordante entre observadores^{114,115}. Os especialistas classificam as unidades da amostra, de acordo com os mesmos termos linguísticos *Baixo, Abaixo da Média, Médio, Acima da Média, Excelente* que o sistema para classificar o desempenho de corrida. O termo $K_1 = \sum_{i=1}^r n_{ii}/n$ é o coeficiente de concordância, que representa a proporção (ou probabilidade) de pares de observação que são concordantes. O coeficiente de kappa diz respeito aos pares diagonais, $n_{ii} \forall i = 1, 2, \dots, n$ elementos de comparação e $K_2 = \sum_{i=1}^r (n_i + n_i) / n^2$ é o coeficiente de concordância esperado. Corresponde à porcentagem hipotética esperada (ou probabilidade) de observações concordantes, sob um conjunto de restrições, como a independência total das classificações dos observadores. O componente r refere-se às categorias de avaliação, n_{ij} representa o número de elementos da amostra avaliados pela primeira análise na categoria i e pela segunda análise na categoria j , isto é, $n_i +$ que representa o número de elementos da amostra avaliados pela primeira análise na categoria i . O denominador em (1) funciona como uma "padronização", de modo que o coeficiente Kappa varia com o intervalo $(K_2 / (1-K_2)) K \leq + 1$, atingindo o valor máximo unitário referente à concordância total enquanto o valor $(K_2/(1-K_2))$ refere-se ao grau de não concordância. A classificação do coeficiente Kappa e a força da concordância são mostradas na Tabela

2.

O índice Kappa é o método adotado por este estudo para a validação do sistema difuso de avaliação da articulação coxofemoral do desempenho de corrida, que é composto por dois subsistemas, o sistema 1 - Condição de lateralidade e o sistema 2 – Agregação da condição da lateralidade do desempenho de corrida. A validação foi realizada por meio do método Kappa, para tal foram colhidas as classificações do desempenho de corrida, interpretado por dois especialistas em corrida, para comparação do desempenho do corredor entre os especialistas, assim como, entre os especialistas e o sistema difuso para obter o coeficiente e classificação Kappa.

Tabela 2 -Classificação do índice kappa^{114,115}.

Coeficiente de kappa	Força da concordância
Menor que zero	Pobre
0 a 0,2	Desprezível
0,21 a 0,4	Suave
0,41 a 0,6	Moderada
0,61 a 0,8	Substancial, grande
0,81 a 1,0	Quase perfeita

5 RESULTADOS

Os dados de caracterização da população amostral participante na avaliação de desempenho da corrida relacionado aos movimentos de extensão e flexão para medidas da articulação coxofemoral são mostrados na Tabela 3. Estes dados correspondem às medidas de média e desvio padrão para dados antropométricos, medidas de flexibilidade estacionária obtida com o goniômetro manual universal assim como de flexibilidade dinâmica obtida com o goniômetro virtual durante a corrida em esteira nos movimentos de flexão e extensão, e a velocidade da corrida em esteira.

Tabela 3 – Dados dos Voluntários para a Avaliação do Desempenho de corrida em Esteira.

Variáveis		Medidas	
		Média	Desvio Padrão
Idade [anos]		43,96	± 11,26
Antropométricos	Peso[kg]	66,68	± 9,63
	Altura [m]	1,65	± 8,95
	IMC[kg/m ²]	24,08	± 2,13
	Coxa Direita [cm]	42,76	± 3,51
	Coxa Esquerda [cm]	39,48	± 3,23
Goniometria Estacionária	Flexão Direita [cm]	95,4	± 11,87
	Flexão Esquerda [cm]	96	± 14,03
	Extensão Direita [cm]	11,24	± 1,85
	Extensão Esquerda [cm]	11,80	± 2,19
Goniometria Dinâmica (Virtual)	Flexão Direita [cm]	39,88	± 5,84
	Flexão Esquerda [cm]	38,28	± 4,29
	Extensão Direita [cm]	23,20	± 4,29
	Extensão Esquerda [cm]	23,96	± 5,35
Velocidade [km/h]		11,20	± 1,75

A comparação entre os ângulos estáticos obtidos com o goniômetro universal e os ângulos dinâmicos mensurados na corrida em esteira, nos movimentos de extensão e flexão são apresentados na Tabela 4.

A comparação do índice de massa corporal IMC e a velocidade de corrida em esteira é disponibilizada na Fig.28.

Os dados relativos à estatura dos voluntários e a velocidade de corrida em esteira são ilustrados na Fig.29.

Tabela 4 - Comparação ângulos estático em amarelo e dinâmico em azul dos movimentos de extensão e flexão, (do autor).

Voluntário	Flexão D	Flexão E	Flexão D	Flexão E	Extensão D	Extensão E	Extensão D	Extensão E
R ₁	73	60	33	39	12	10	27	25
R ₂	90	98	46	41	10	13	22	23
R ₃	100	99	42	36	11	10	24	36
R ₄	109	99	40	44	10	13	26	22
R ₅	99	100	36	37	11	11	25	25
R ₆	120	132	40	44	14	10	23	23
R ₇	105	105	40	36	10	10	19	27
R ₈	91	90	44	34	10	10	16	17
R ₉	78	82	41	37	16	18	23	24
R ₁₀	93	99	33	36	11	11	27	22
R ₁₁	90	100	35	31	11	11	23	23
R ₁₂	94	100	38	31	9	10	25	24
R ₁₃	78	82	38	31	16	18	20	40
R ₁₄	120	120	36	41	13	12	24	22
R ₁₅	82	73	31	33	11	11	27	20
R ₁₆	83	80	39	42	10	13	17	19
R ₁₇	99	100	38	45	9	12	31	27
R ₁₈	90	92	39	44	10	12	25	25
R ₁₉	99	99	48	35	10	9	21	18
R ₂₀	92	91	30	38	11	12	34	25
R ₂₁	101	101	48	48	10	12	24	31
R ₂₂	101	101	48	30	11	10	18	18
R ₂₃	90	94	49	52	11	13	20	18
R ₂₄	100	100	39	31	11	12	17	22
R ₂₅	108	103	46	41	13	12	22	23

A estatura dos voluntários e o comprimento da coxa direita (Coxa D) e coxa esquerda (Coxa E) estão relacionados na Fig.30.

A relação do comprimento das coxas direita e esquerda e a velocidade da corrida em esteira são ilustradas na Fig.31.

Os dados da relação da velocidade de corrida e a flexibilidade estática com o goniômetro universal nos movimentos de flexão e extensão, são apresentados na Fig.32, assim como os dados da velocidade de corrida e a flexibilidade dinâmica (corrida em esteira, são apresentados na Fig.33.

A comparação do comprimento da coxa e da flexibilidade estática nos movimentos de extensão e flexão da articulação coxofemoral são ilustrados na Fig.34, assim como o comprimento das coxas e a flexibilidade dinâmica são apresentados na Fig.35.

A fim de analisar a assimetria do comprimento das coxas e a relação com a velocidade de corrida em esteira tem-se os gráficos mostrados na Fig.36. Enquanto a simetria das coxas e a relação com a velocidade de corrida em esteira é apresentada na Fig.37.

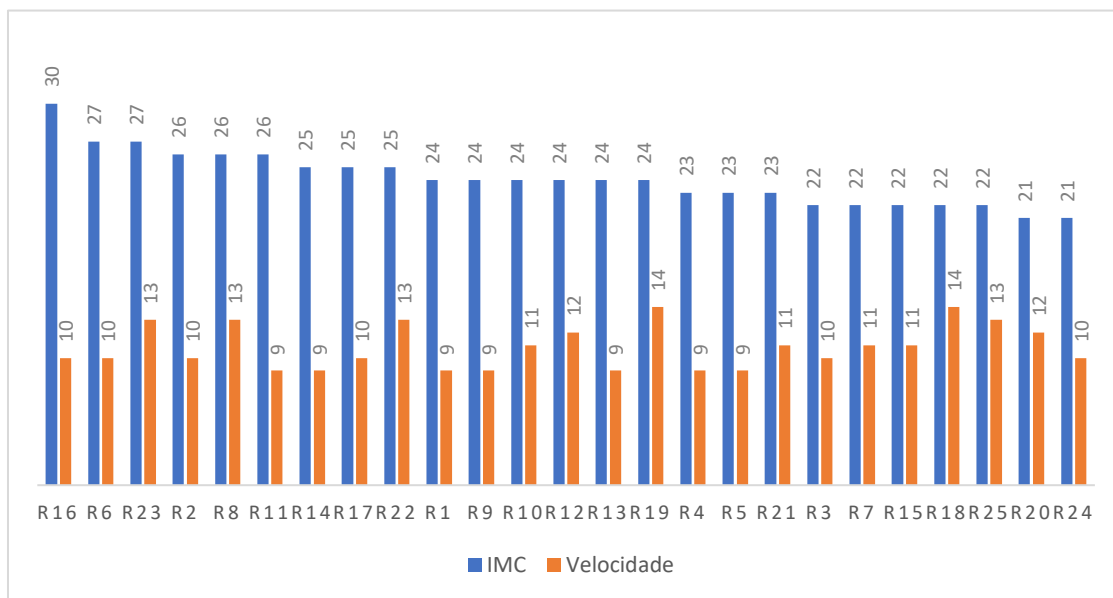


Figura 28 – Comparação do IMC e a velocidade de corrida (do autor).

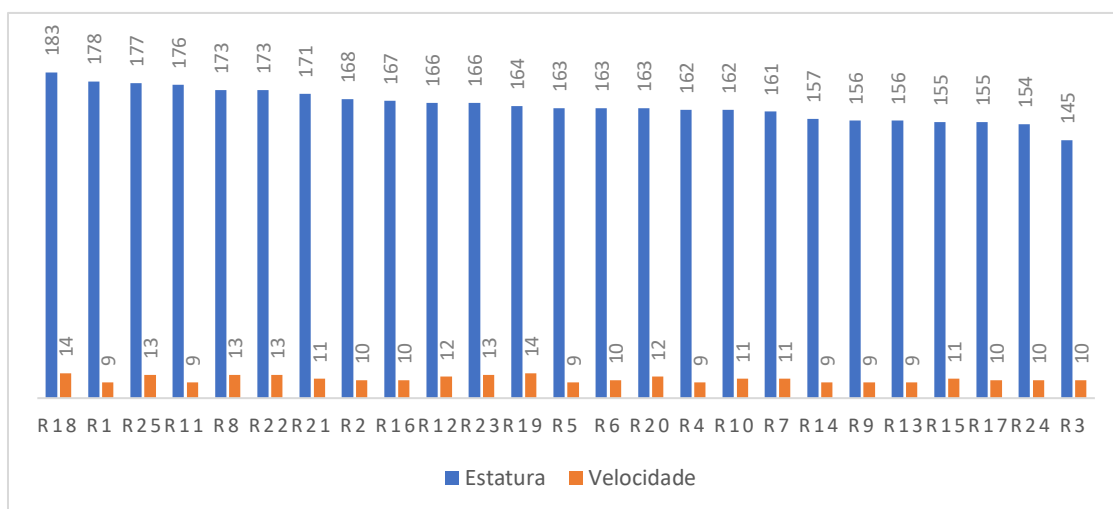


Figura 29 – Comparação da estatura dos voluntários em relação à velocidade de corrida (do autor).

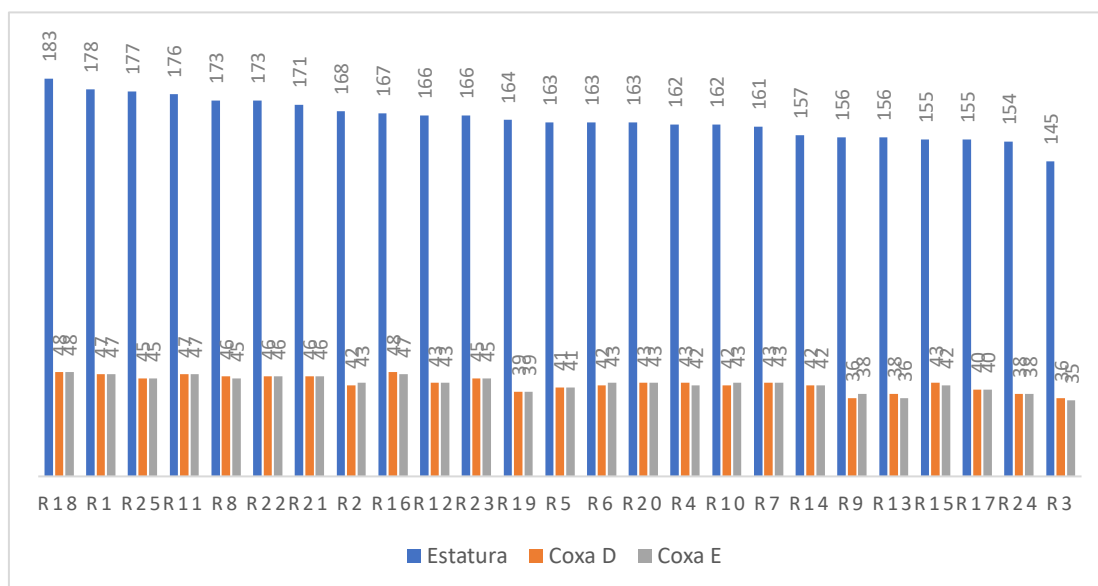


Figura 30 - Comparação da estatura dos voluntários e comprimento das coxas (do autor).

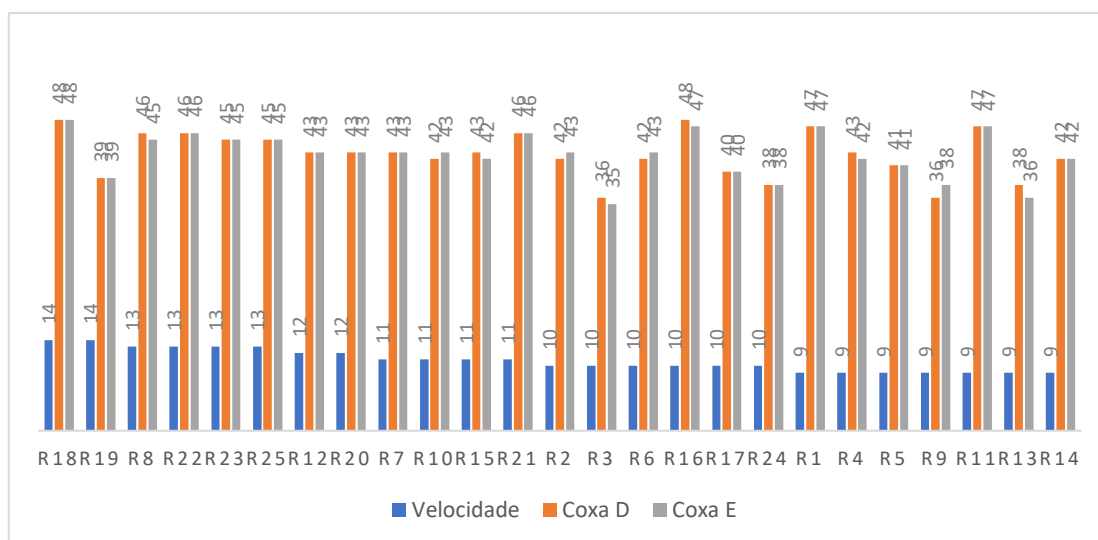


Figura 31 - Comparação do comprimento das coxas e a velocidade de corrida (do autor).

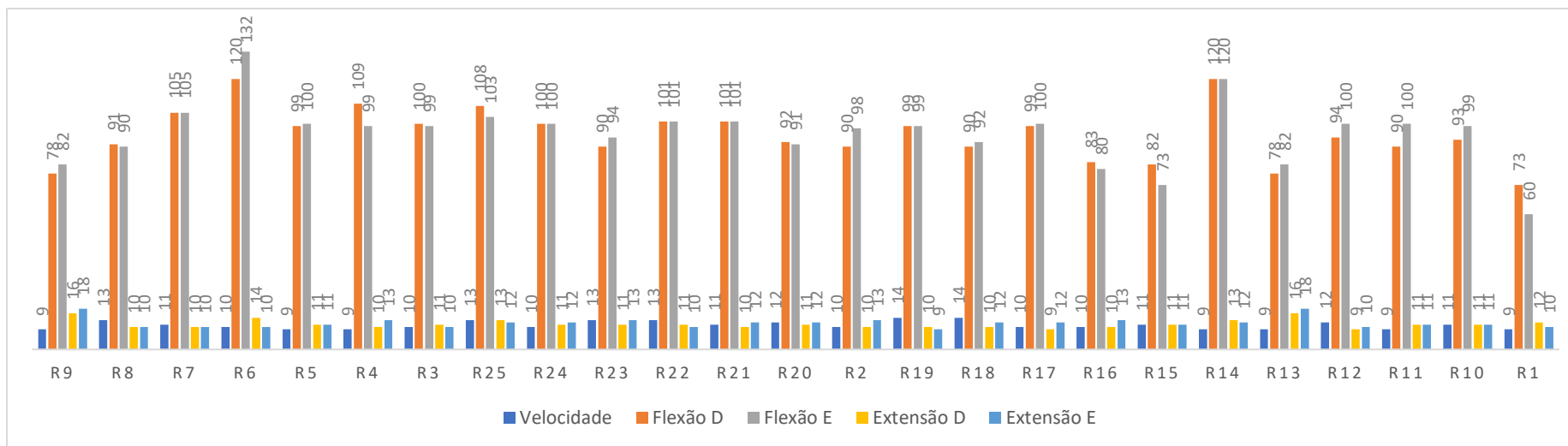


Figura 32 – Comparação da velocidade de corrida e a flexibilidade estática – Flexão e Extensão (do autor).

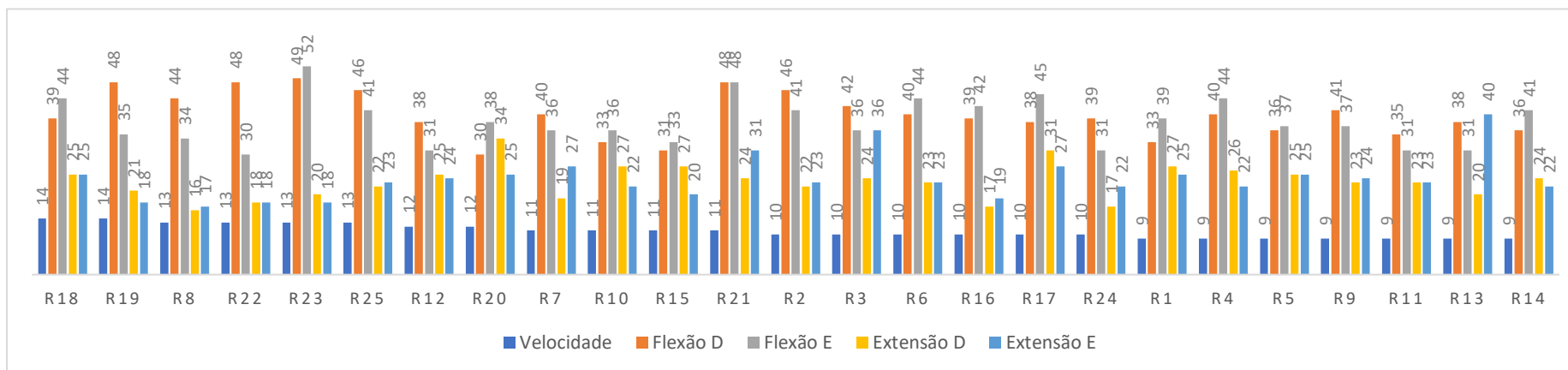


Figura 33 – Comparação da velocidade de corrida e a flexibilidade dinâmica – Flexão e Extensão (do autor).

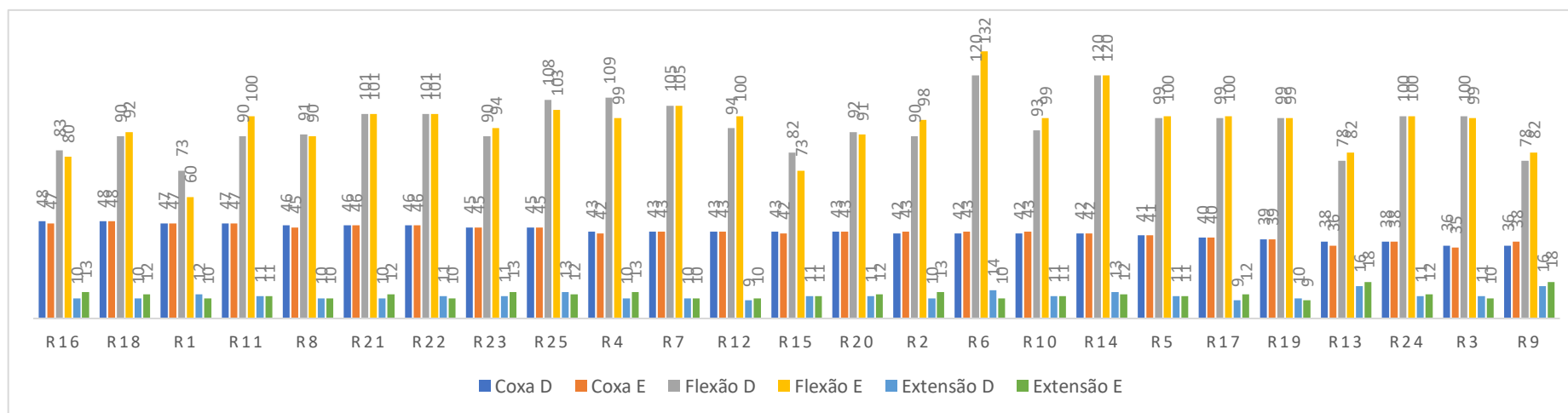


Figura 34 – Comparação do comprimento das coxas e a flexibilidade estática – Flexão e Extensão (do autor).

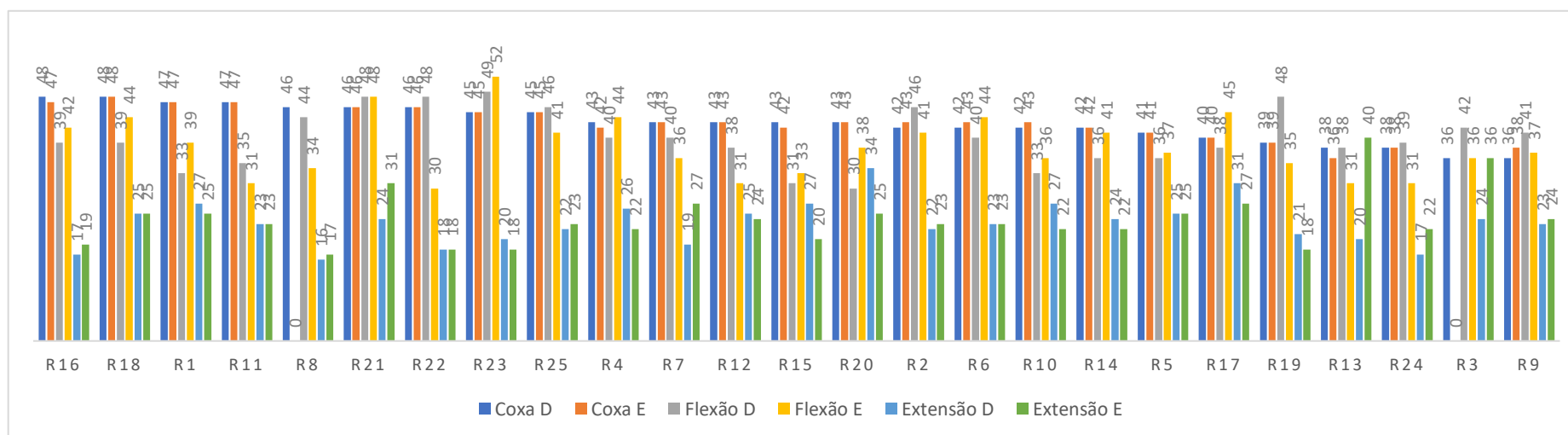


Figura 35 - Comparação do comprimento das coxas e a flexibilidade dinâmica – Flexão e Extensão (do autor).

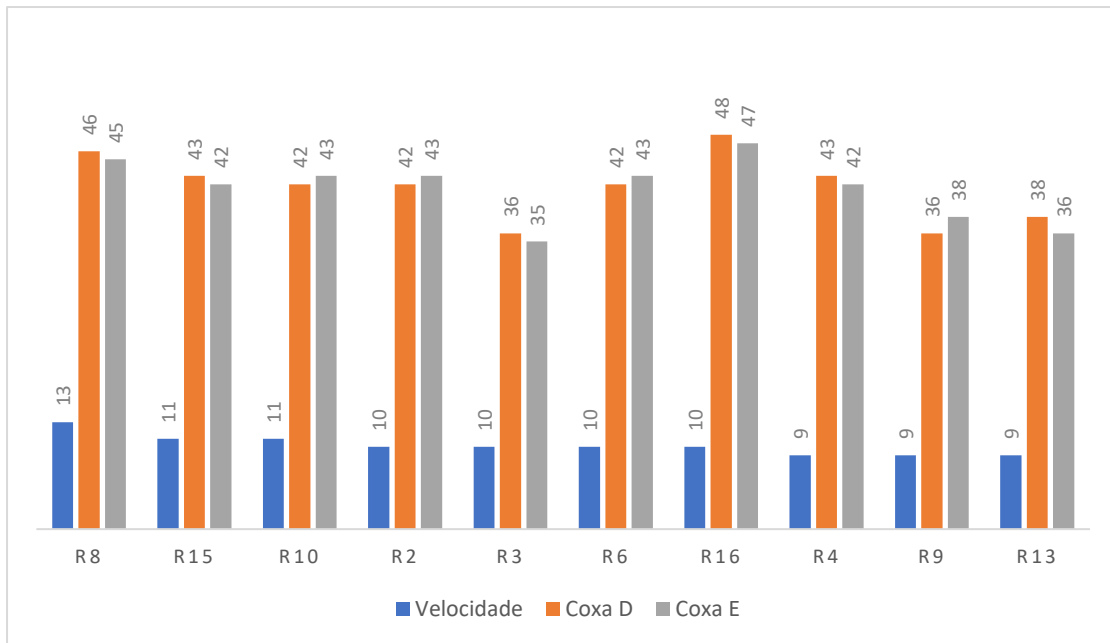


Figura 36 - Comparativo da assimetria da coxa com a velocidade de corrida (do autor).

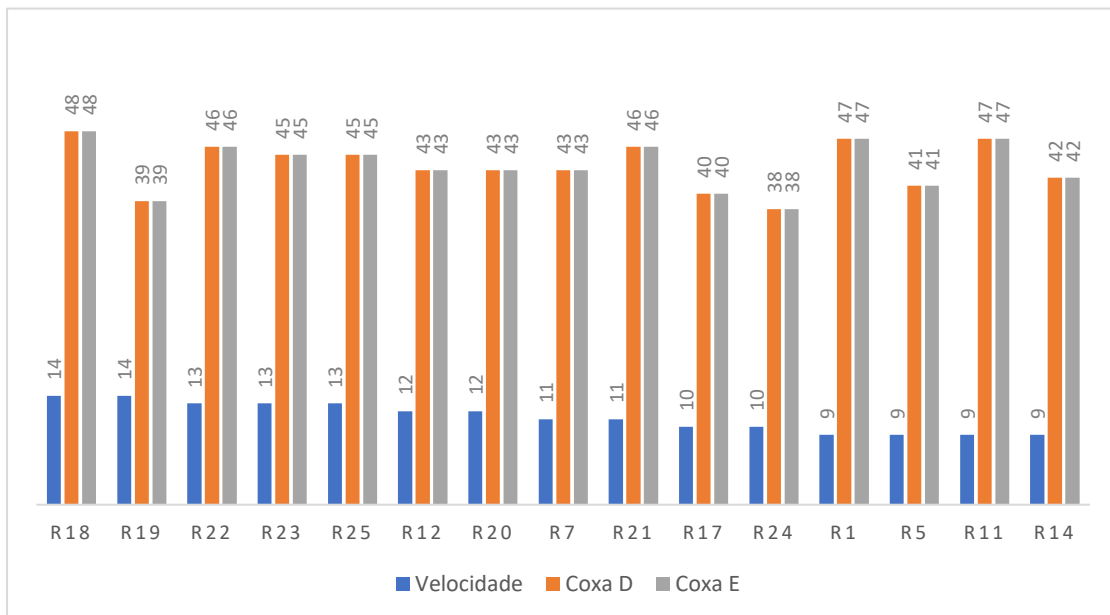
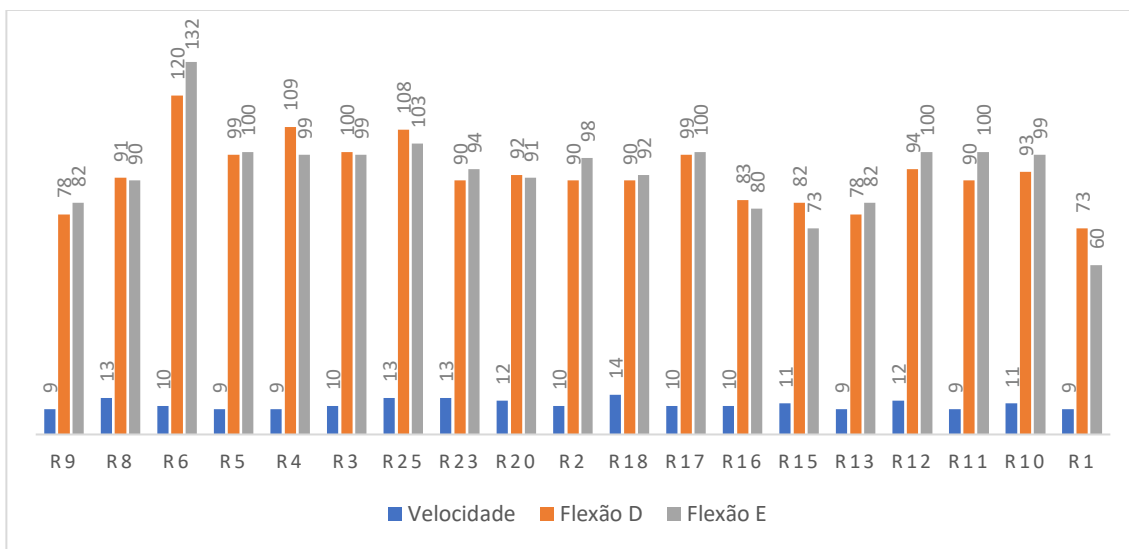
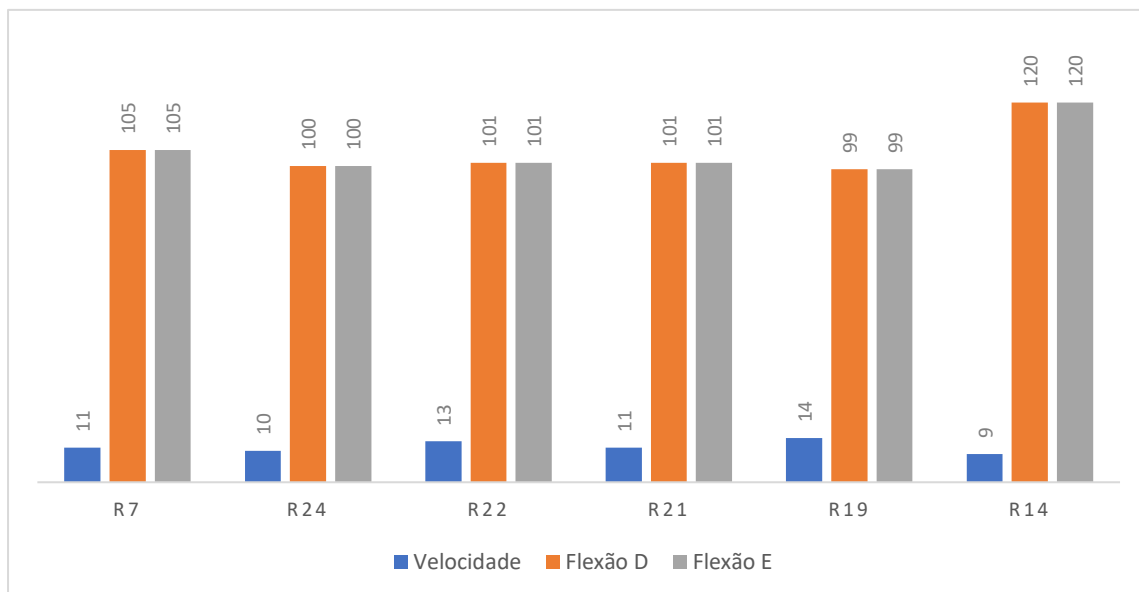


Figura 37 - Comparativo da simetria da coxa com a velocidade de corrida (do autor).

A verificação da assimetria e simetria da flexibilidade estática no deslocamento angular de flexão da articulação coxofemoral e a relação com a velocidade de corrida em esteira é ilustrada, respectivamente, nas Fig.38 (a) e Fig. 38 (b).



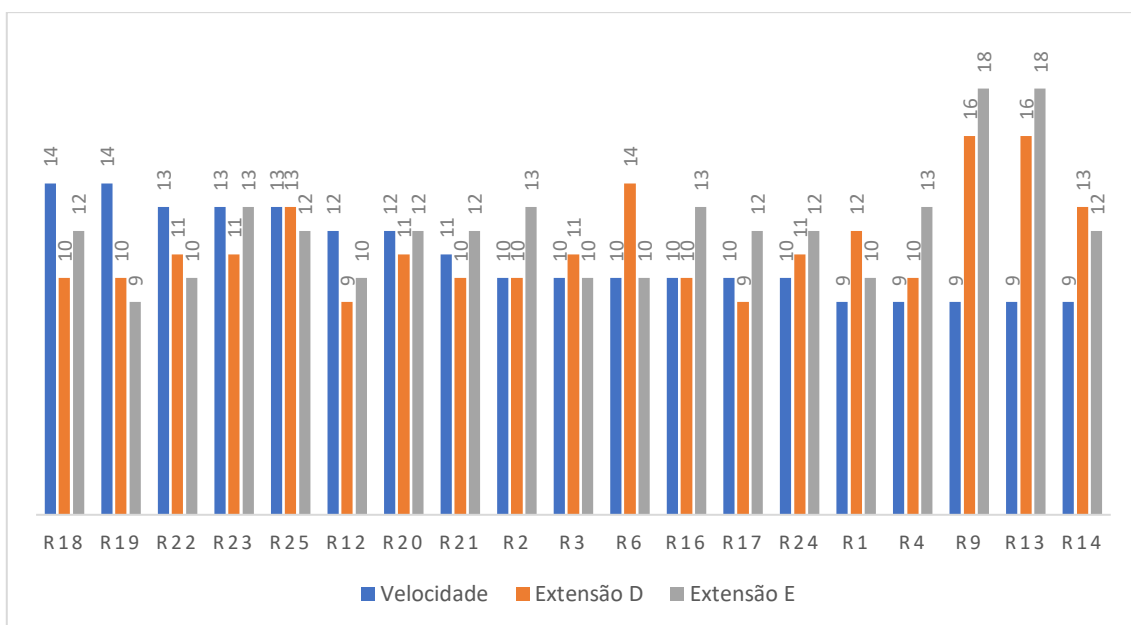
(a) Assimetria



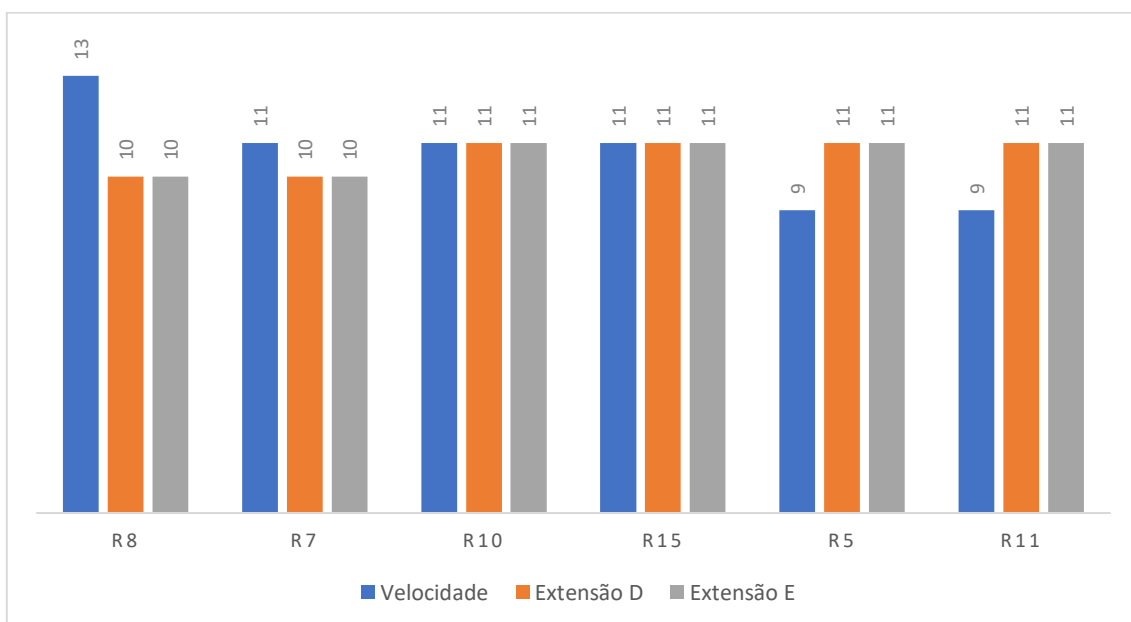
(b) Simetria

Figura 38 - Comparativo da assimetria e simetria de flexibilidade estática - flexão com a velocidade de corrida (do autor).

Por sua vez, quando se analisa o deslocamento angular estático de extensão da articulação coxofemoral e a relação com a velocidade de corrida em esteira, tem-se as condições de assimetria e simetria na medição estática mostradas nas Fig.39(a) e Fig.39(b).



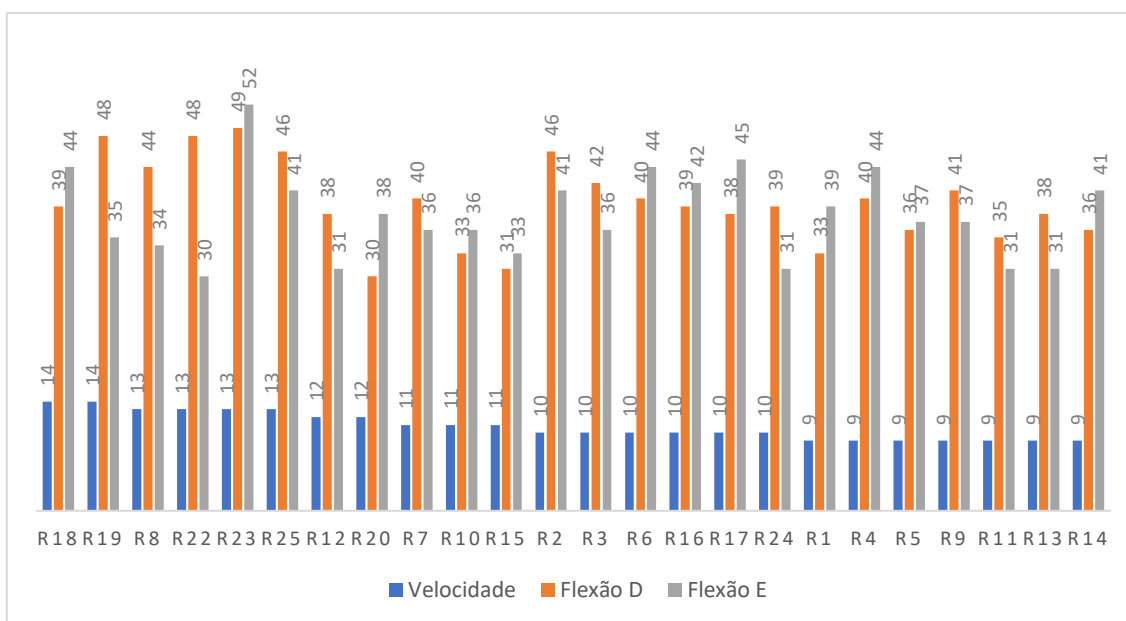
(a) Assimetria



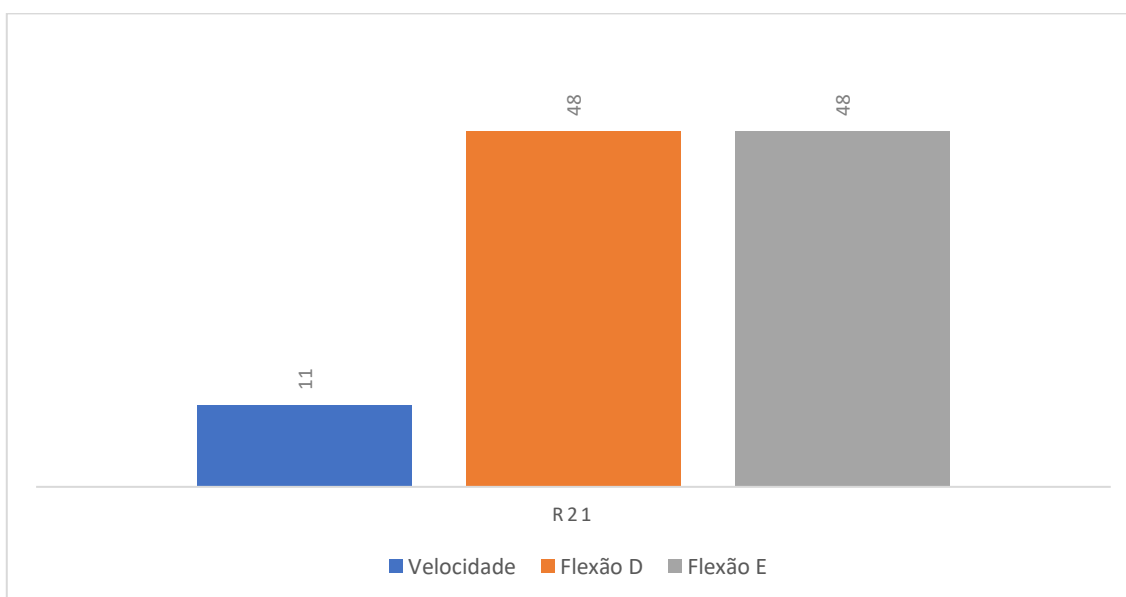
(b) Simetria

Figura 39 - Comparativo da assimetria e simetria de flexibilidade estática - extensão com a velocidade de corrida (do autor) .

A relação da assimetria e simetria da flexibilidade dinâmica no deslocamento angular de flexão da articulação coxofemoral e a relação com a velocidade de corrida em esteira é ilustrada, respectivamente, nas Fig.40 (a) e Fig.40 (b).



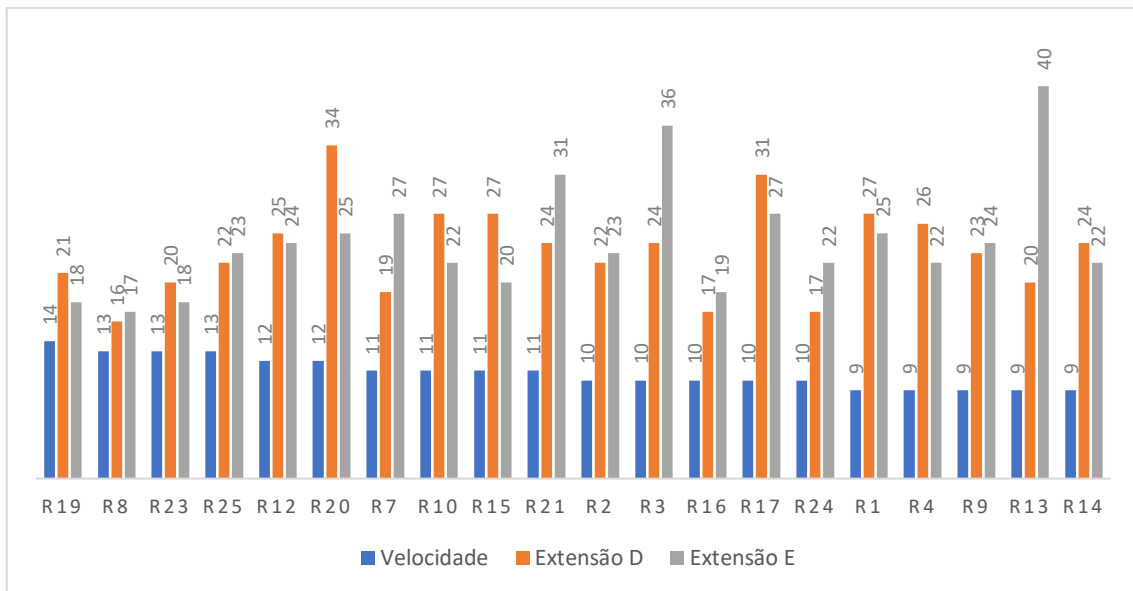
(a) Assimetria



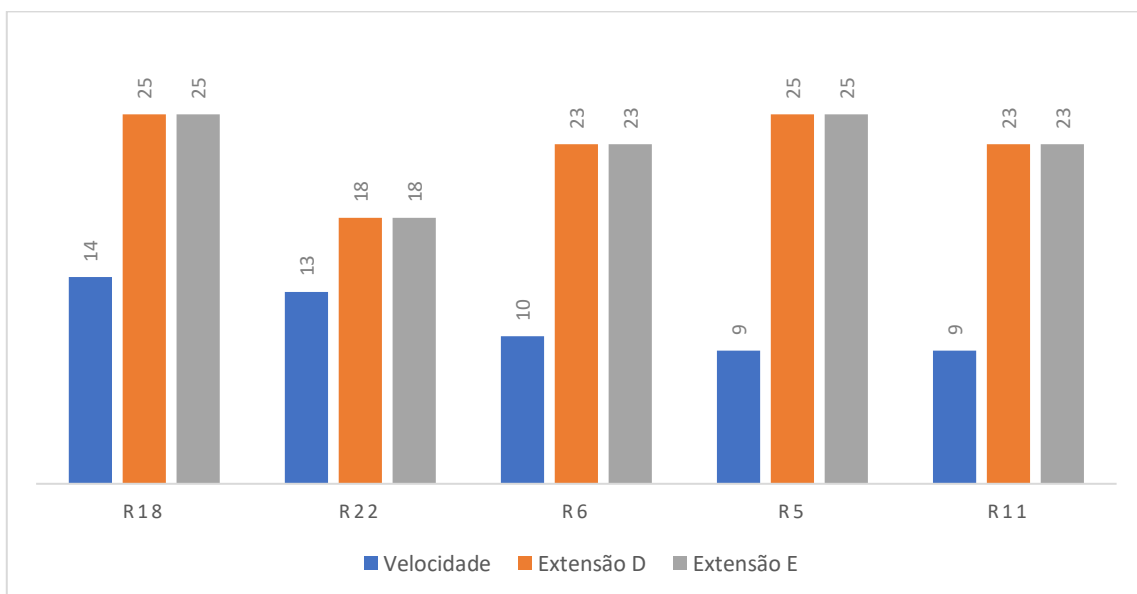
(b) Simetria

Figura 40 - Comparativo da assimetria e simetria de flexibilidade dinâmica - flexão com a velocidade de corrida (do autor) .

Da mesma forma, quando se analisa o deslocamento angular dinâmico de extensão da articulação coxofemoral e a relação com a velocidade de corrida em esteira, identifica-se as condições de assimetria e simetria na medição dinâmica visualizadas nas Fig.41(a) e Fig. 41 (b).



(a) Assimetria

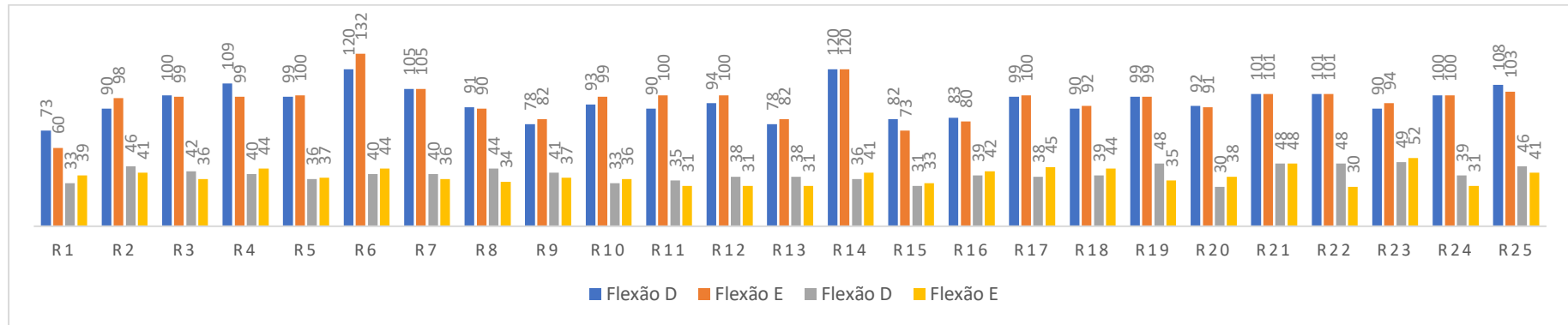


(b) Simetria

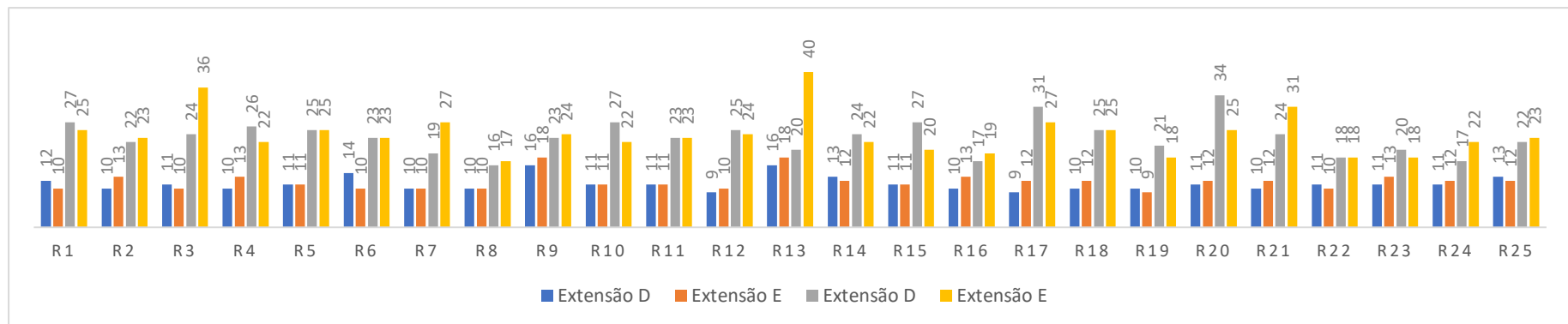
Figura 41 - Comparativo da assimetria e simetria de flexibilidade dinâmica - extensão com a velocidade de corrida (do autor) .

A comparação da flexibilidade estática e dinâmica nos movimentos de flexão é ilustrada na Fig.42(a) e a extensão da articulação coxofemoral é ilustrada na Fig.42(b).

Os resultados da flexibilidade estática e flexibilidade dinâmica, nos movimentos de flexão e extensão da articulação coxofemoral é apresentado na Fig.43.



(a) Flexão



(b) Extensão

Figura 42 - Comparativo da flexibilidade estática e dinâmica (do autor).

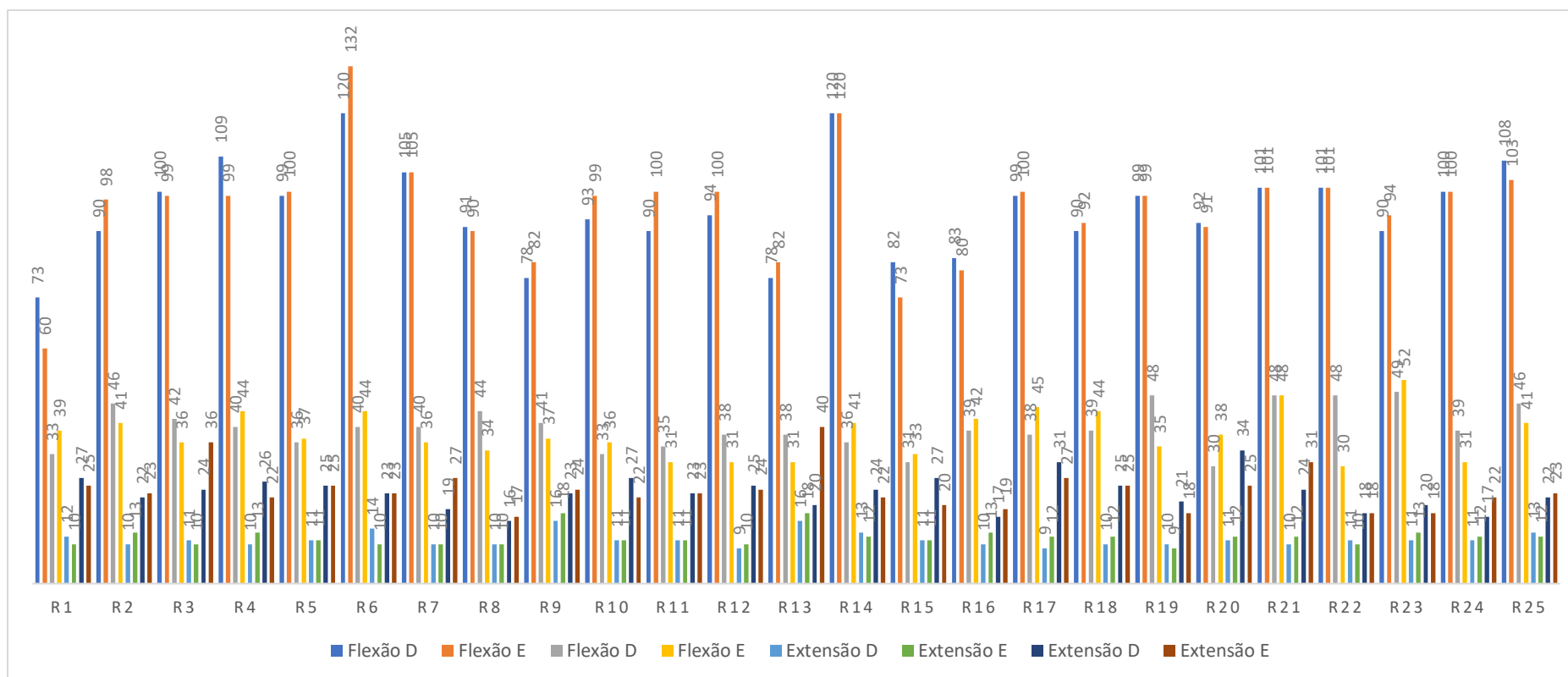


Figura 43 - Comparativo da flexibilidade estática e dinâmica – Flexão e Extensão (do autor) .

Os resultados do sistema difuso de avaliação da articulação coxofemoral do desempenho de lateralidade da corrida no plano sagital são mostrados através dos modelos 1A e 1B, enquanto o sistema difuso 2 está relacionado à agregação da condição de lateralidade do desempenho de corrida gerando a avaliação total, como mostrados a seguir.

5.1 SISTEMA 1 –CONDIÇÃO DE LATERALIDADE

O sistema difuso resultante para representar os modelos 1A e 1B na Fig.26, correspondendo ao lado direito e lado esquerdo, relaciona os movimentos de extensão e flexão mapeados para avaliar o desempenho de corrida no domínio da lateralidade, como ilustrado na Fig.44.

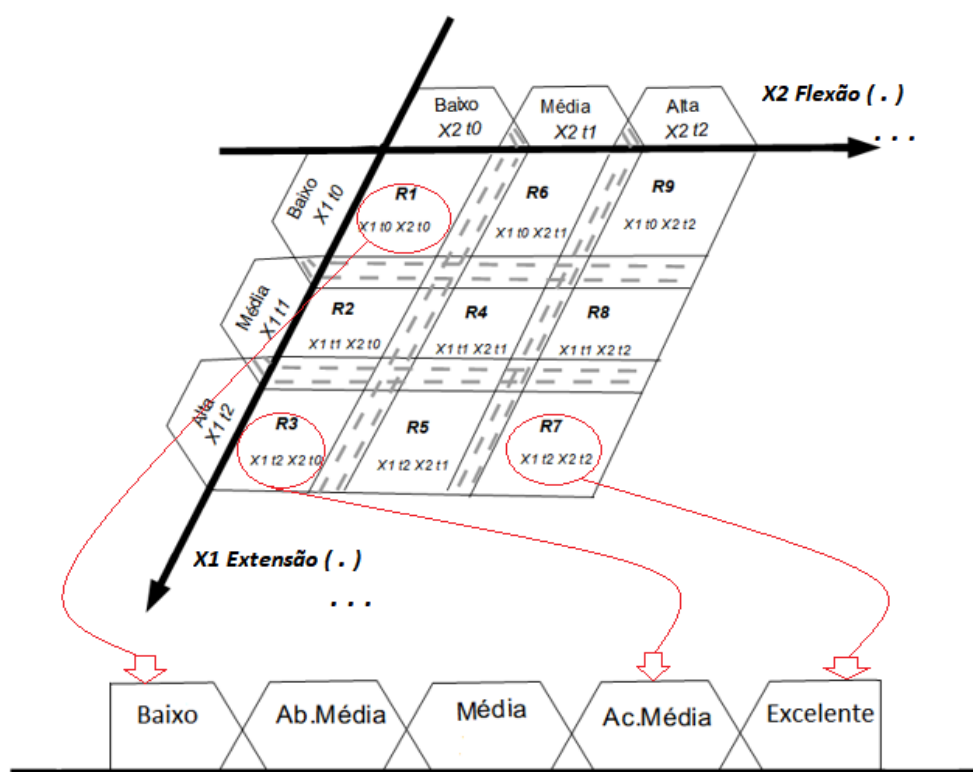


Figura 44 -Espaço premissa de entrada, associado aos termos linguísticos das variáveis de entrada do sistema 1, mapeado nos termos linguísticos da variável de saída (do autor).

5.1.1 Variáveis Linguísticas de Entrada e Termos Linguísticos: Sistema 1

As variáveis de entrada para compor o sistema que avalia a condição de desempenho no domínio da lateralidade estão relacionadas às amplitudes de deslocamento medidas pelos ângulos dinâmicos da articulação coxofemoral nos movimentos de flexão, X_1 , e extensão, X_2 , no ciclo de passada da corrida no plano sagital. Estas variáveis compõem o espaço premissa de entrada relacionado com ao produto cartesiano $X_1 \times X_2$.

5.1.1.2 Extensão

Esta variável linguística de entrada é particionada pelo conjunto de termos linguísticos $T_{Extensão} = \{Baixo, Médio, Alto\}$ de modo que suas funções de pertinência são distribuídas no universo do discurso no intervalo $X_{Extensão} = [0, 40]$, conforme ilustrado na Fig.45. O conjunto de termos linguísticos para $X_{Extensão}$ é dado por $M_{Baixo}^{Extensão} = \langle 0, 0, 2, 18 \rangle$, $M_{Médio}^{Extensão} = \langle 2, 18, 23.6, 36.4 \rangle$, $M_{Alto}^{Extensão} = \langle 23.6, 36.4, 40, 40 \rangle$.

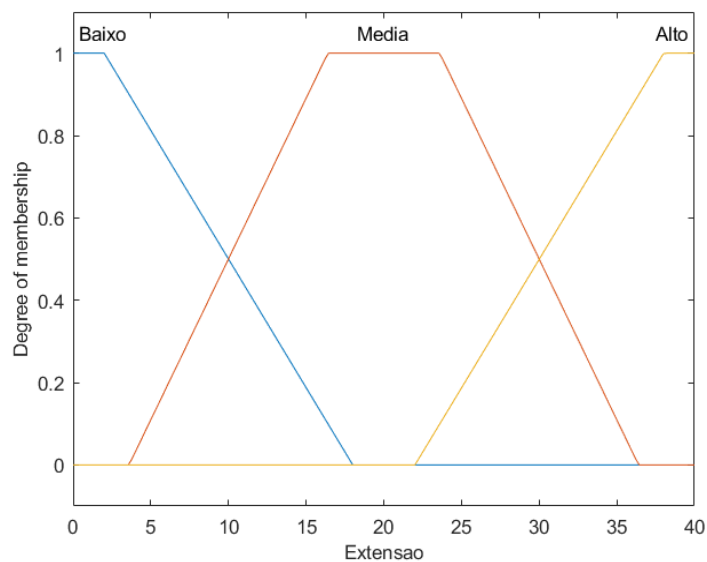


Figura 45 - $X_{Extensão}$: Variável de entrada do sistema 1 condição do domínio da lateralidade (do autor).

5.1.1.3 Flexão

O conjunto de termos linguísticos $T_{Flexão} = \{Baixo, Médio, Alto\}$ particiona a variável de entrada flexão de modo que suas funções de pertinência são distribuídas no universo do discurso no intervalo $X_{Flexão} = [0, 50]$, conforme ilustrado na Fig.46. O conjunto de termos para $X_{Flexão}$ é dado por $M_{Baixo}^{Flexão} = \langle 0, 0, 2.5, 22.5 \rangle$, $M_{Médio}^{Flexão} = \langle 2.5, 0, 22.5, 27.5, 47.48 \rangle$, $M_{Alto}^{Flexão} = \langle 27.5, 47.48, 50, 50 \rangle$.

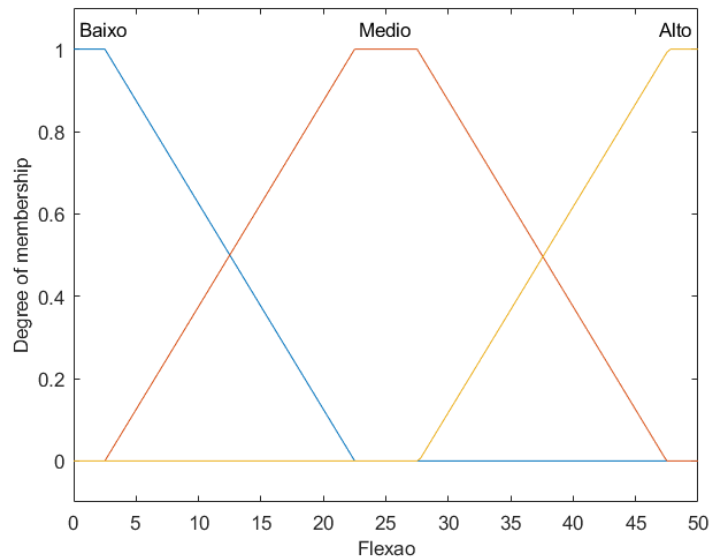


Figura 46 - $X_{Flexão}$: Variável de entrada do sistema 1 condição do domínio da lateralidade(do autor).

5.1.2 Variável Linguística de Saída e Termos Linguísticos: Sistema 1

A variável linguística de saída referente à avaliação da condição de desempenho de corrida no domínio da lateralidade é particionada pelo emprego de funções de pertinência difusa trapezoidal usando cinco conjuntos difuso, $N_{jExt.-Flex.-Lateralidade}^{Ext.-Flex.-Lateralidade} = 1, \dots, 5$, como ilustrado na Fig.47. Os termos linguísticos $T_{Ext.-Flex.-Desempenho} = \{Baixo, Abaixo da Média, Média, Acima da média, Excelente\}$, são distribuídos em uma faixa de $X_{Ext.-Flex.-Desempenho} = [0, 10]$. As funções de pertinência particionam o universo do discurso como $N_{Baixo}^{Ext.-Flex.-Lateralidade} = \langle 0, 0, 0.25, 2.25 \rangle$, $N_{Abaixo da Média}^{Ext.-Flex.-Lateralidade} = \langle 0.25, 2.25, 2.75, 4.75 \rangle$, $N_{Média}^{Ext.-Flex.-Lateralidade} = \langle 2.75, 4.75, 5.25, 7.25 \rangle$

$$N_{Acima da Média}^{Ext.-Flex.-Lateralidade} = \langle 5.25, 7.25, 7.75, 9.75 \rangle, N_{Excelente}^{Ext.-Flex.-Lateralidade} = \langle 7.75, 9.75, 10, 10 \rangle.$$

O conjunto de 3-3 termos linguísticos que particionam os universos de discurso de entrada produz um conjunto de 9 regiões difusas válidas em um espaço premissa de entrada bidimensional, $x_{EF} = [x_{Extensão}, x_{Flexão}]^T$. Cada região é mapeada nos termos lingüísticos que particionam o universo de discurso da saída relacionado ao desempenho de corrida nas lateralidade direita e esquerda do plano sagital, de acordo com um conjunto de regras de inferência difusa SE-ENTÃO.

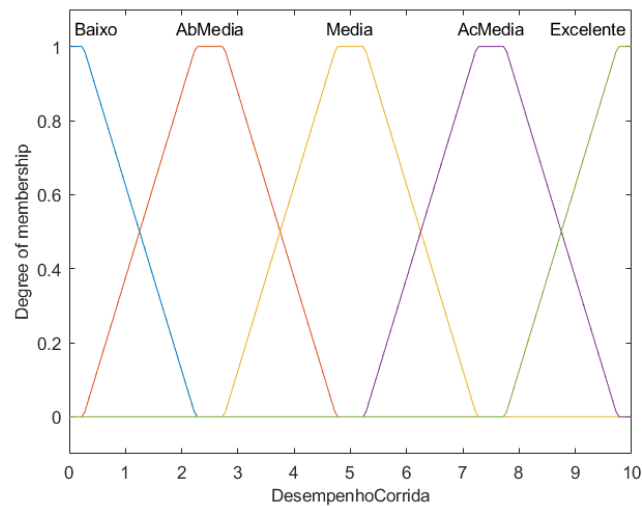


Figura 47 -Variável de saída do sistema 1 condição do domínio da lateralidade, que corresponde também às variáveis de entrada, $X_{L.Esquerdo}$; e $X_{L.Direita}$ do sistema 2 na agregação da condição de desempenho total de corrida (do autor).

5.1.3 Regras Difusas do Sistema 1

O sistema 1 para avaliação de desempenho da lateralidade da corrida resultante dos movimentos de extensão e flexão da articulação coxofemoral do lado direito e do lado esquerdo baseado no mecanismo de inferência do tipo Mamdani é dado por:

- R1: SE (Extensão é Baixo) E (Flexão é Baixo)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Baixo)
- R2: SE (Extensão é Médio) E (Flexão é Baixo)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Médio)
- R3: SE (Extensão é Alto) E (Flexão é Baixo)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Acima da Média)

- R4: SE (Extensão é Médio) E (Flexão é Médio) (6)
 ENTÃO (Desempenho de Corrida é Acima da Média)
- R5: SE (Extensão é Alto) E (Flexão é Médio)
 ENTÃO (Desempenho de Corrida é Excelente)
- R6: SE (Extensão é Baixo) E (Flexão é Médio)
 ENTÃO (Desempenho de Corrida é Abaixo da Média)
- R7: SE (Extensão é Alto) E (Flexão é Alto)
 ENTÃO (Desempenho de Corrida é Excelente)
- R8: SE (Extensão é Médio) E (Flexão é Alto)
 ENTÃO (Desempenho de Corrida é Acima da Média)
- R9: SE (Extensão é Baixo) E (Flexão é Alto)
 ENTÃO (Desempenho de Corrida é Média)

O sistema difuso proposto na eq. (6) para avaliação do desempenho de corrida para o domínio da lateralidade, correspondendo ao lado direito e lado esquerdo, produz uma superfície difusa de suporte a decisão apresentada na Fig.48.

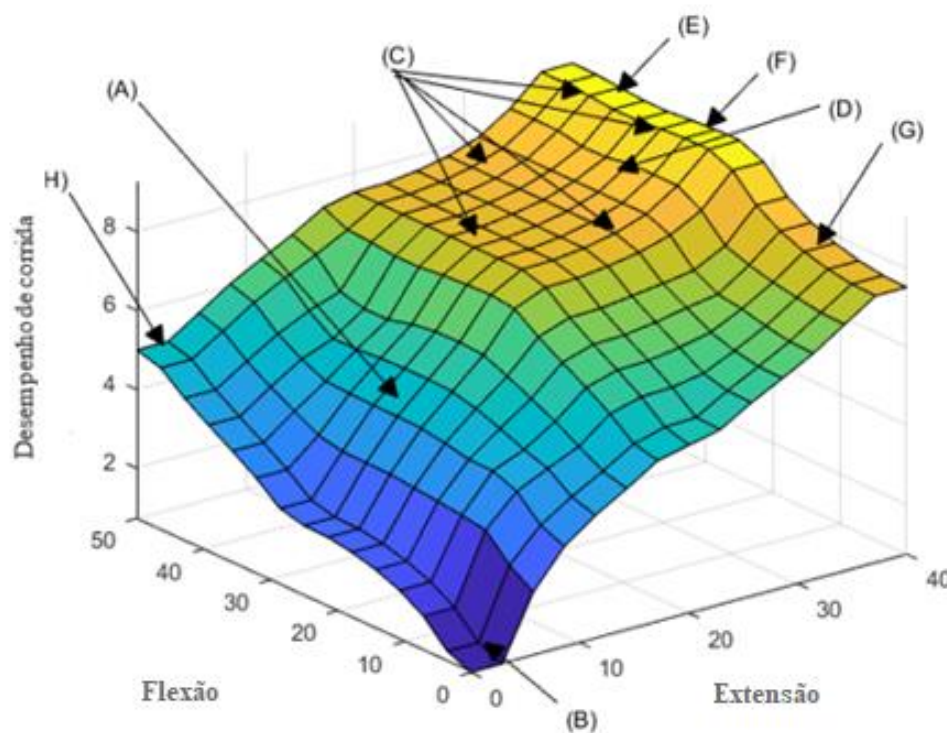


Figura 48 -Superfície do sistema 1 - condição do domínio da lateralidade(do autor).

A influência das variáveis extensão e flexão na superfície do sistema difuso considerando a lateralidade da corrida está ilustrada na Fig.49(A) e Fig.49(B), eixo y e eixo x. Como é possível perceber, nela está apresentada a proporção de cada amplitude de deslocamento angular para a classificação do desempenho de corrida.

Os vetores (setas) (Fig.50) referem-se à variação na lateralidade ao se realizar a avaliação de desempenho, representando a tendência (ou variação) da influência das variáveis de entrada. O comprimento curto representa variação suave, mas também pouco potencial de evolução no desempenho da corrida. Por sua vez, a medição da variação angular aumentada, há vetores de comprimento longo que representam grande evolução na corrida, mas também muito esforço de treinamento. Além disso, ao analisar a variação na amplitude do desempenho de corrida da lateralidade, a direção e o ângulo do comprimento da seta fornecem informações úteis. A extensão coxofemoral é geralmente responsável por impulsionar o desempenho da lateralidade, com a direção dos vetores apontados para a região plana e para a avaliação de topo.

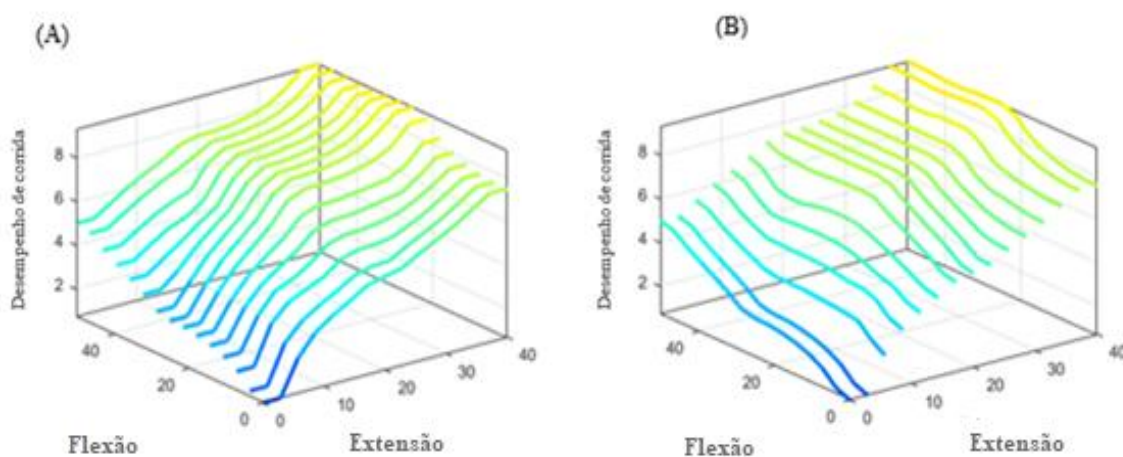


Figura 49 -Eixos X_1 extensão e X_2 flexão na análise do desempenho de corrida (do autor).

Um exemplo de aplicação para um corredor com um deslocamento angular de extensão de $25,1^\circ$ e uma medida de amplitude angular para a flexão de 38° proporciona um desempenho de corrida para lateralidade no plano sagital da articulação coxofemoral de habilidade 7,62 (Fig.51).

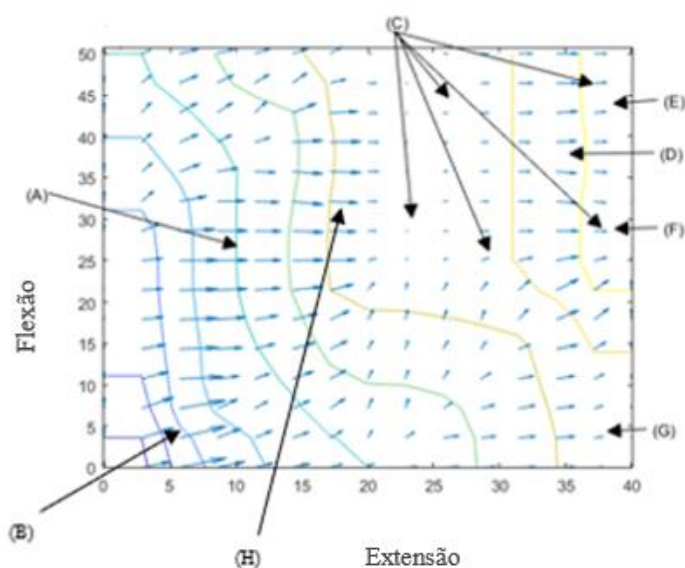


Figura 50 - Movimentos de Extensão e Flexão da articulação coxofemoral (do autor).

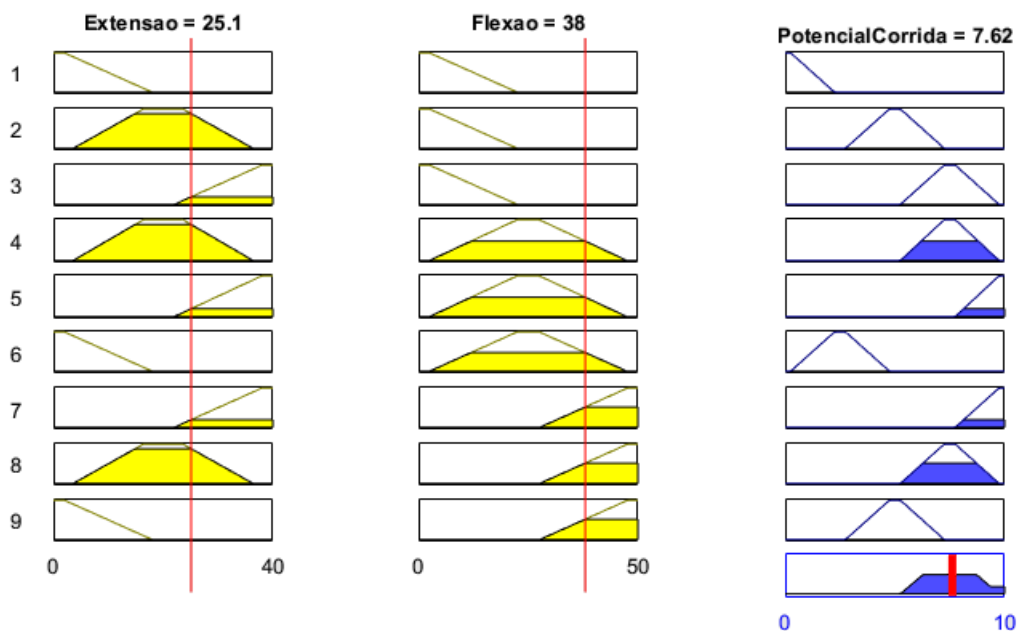
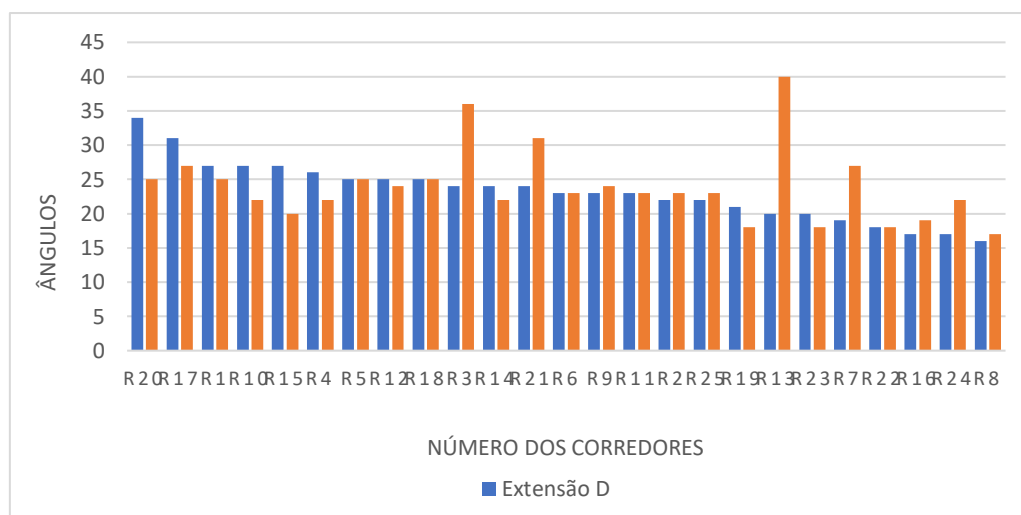


Figura 51 - Regras do sistema 1 - condição do domínio da lateralidade, representando simultaneamente dados qualitativos e quantitativos, valores inerentes ao sistema difuso (do autor).

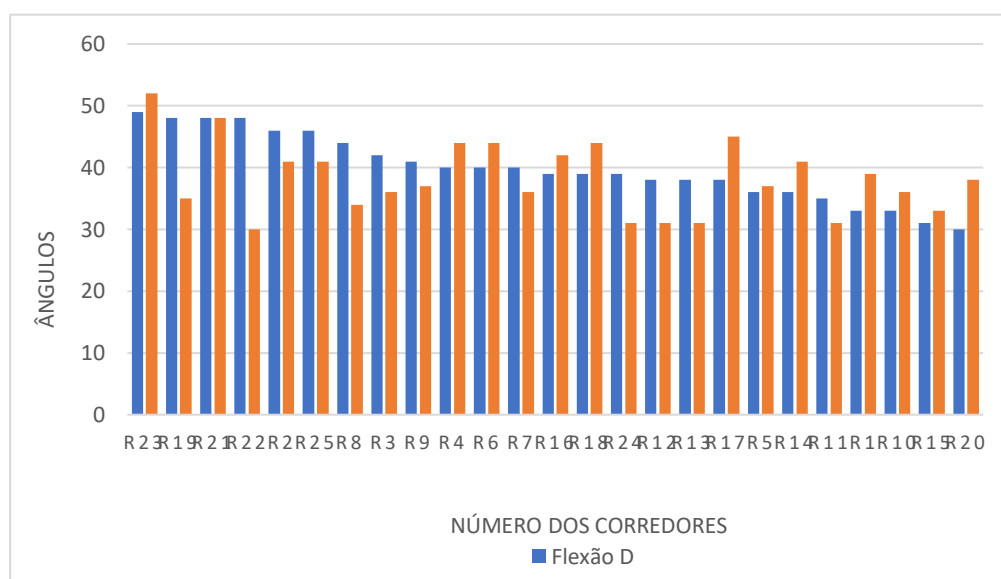
As medidas dos ângulos máximos da articulação coxofemoral, nos movimentos de extensão em e flexão para os lados direito e esquerdo dos 25 corredores voluntários, estão representados na Fig.52. No primeiro gráfico (Fig.52(a)), são apresentadas

medidas do ângulo máximo de extensão coxofemoral da perna direita (Coluna 1) e da perna esquerda (Coluna 2); enquanto o segundo gráfico, (Fig.52(b)), há as medidas do ângulo máximo de flexão coxofemoral da perna direita (Coluna 1) e da perna esquerda (Coluna 2).

A característica dinâmica das medidas angulares da articulação coxofemoral durante a corrida considerando o corredor R21, incluindo deslocamentos angulares de flexão e extensão do quadril no plano sagital, está ilustrada na Fig.53.



(a) Extensão



(a) Flexão

Figura 52 - Medidas dos ângulos máximos da articulação coxofemoral dos 25 corredores – Extensão e Flexão (do autor).

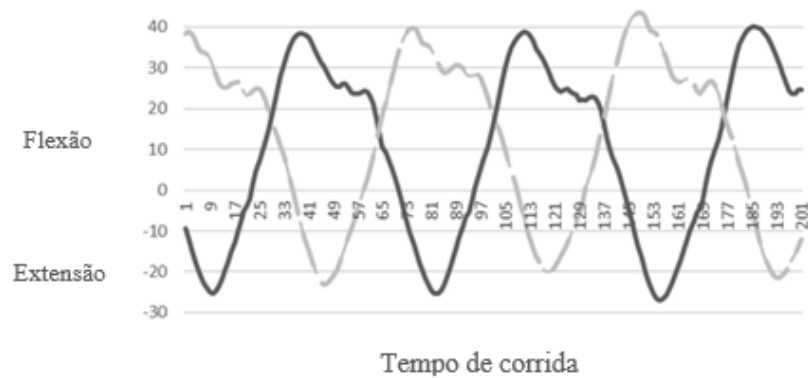


Figura 53 - Características dinâmicas das medidas angulares da articulação coxofemoral durante a corrida, incluindo deslocamentos angulares de flexão e extensão do quadril no plano sagital do corredor R21 (do autor).

5.2 SISTEMA 2 – AGREGAÇÃO DA CONDIÇÃO DE LATERALIDADE NA AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE CORRIDA

O segundo sistema em cascata mostrado na Fig.26 emprega as saídas dos modelo 1(A) e modelo 1(B) relativas às classificações do sistema 1 da condição de lateralidade do desempenho de corrida, que são, então, agregadas e mapeadas para a avaliação total da articulação coxofemoral do desempenho total de corrida, como ilustrado na Fig.54.

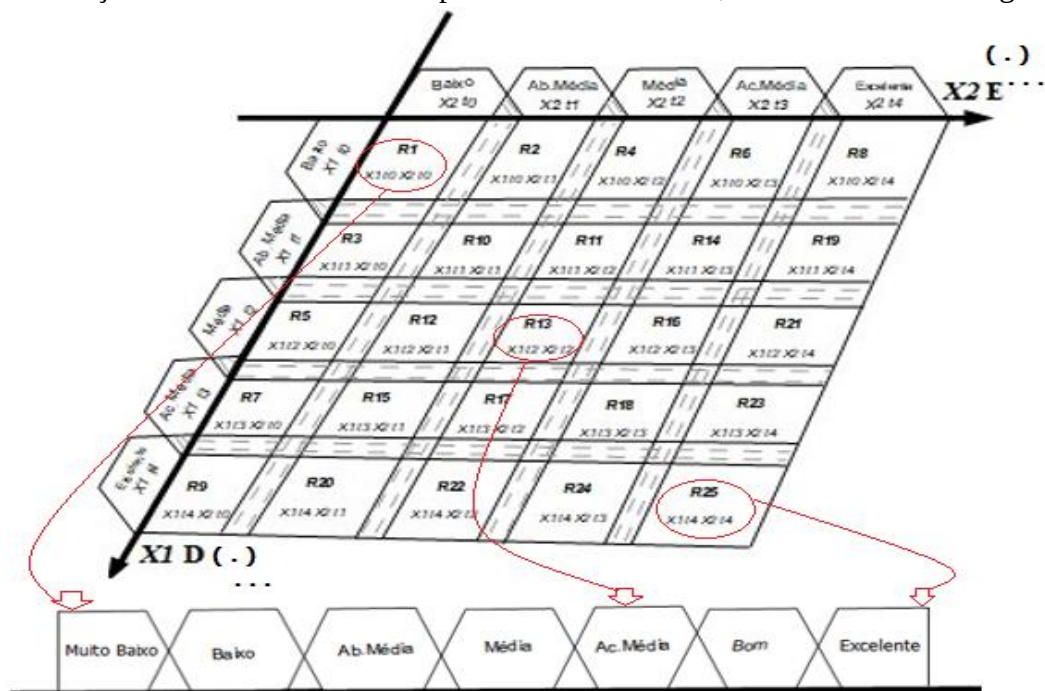


Figura 54 - Espaço premissa de entrada, associando os termos linguísticos de entrada do sistema 2 - agregação da condição de lateralidade do desempenho de corrida, à variável de saída empregando regras do tipo SE-ENTÃO (do autor).

5.2.1 Variáveis Linguísticas de Entrada e Termos Linguísticos: Sistema 2

As variáveis de entrada necessárias para compor o sistema que avalia o desempenho total de corrida são as saídas do sistema 1 de avaliação do desempenho de lateralidade da corrida em eq. (6), agora definidos como $Y_{1A} = X_{Lado-Direito}$ e $Y_{1B} = X_{Lado-Esquerdo}$. Estas variáveis compõem o espaço premissa de entrada do sistema 2 relacionado com ao produto cartesiano $Y_{1A} \times Y_{1B} = X_{Lado-Direito} \times X_{Lado-Esquerdo}$.

5.2.1.1 Medida do Desempenho da Articulação Coxofemoral do Lado Direito e Esquerdo

O conjunto de termos linguísticos $T_{L.Direito} = \{Baixo, Abaixo da Média, Média, Acima da Média, Excelente\}$ particiona as variáveis de entrada do segundo sistema de modo que suas funções de pertinência são distribuídas no universo do discurso no intervalo $Y_{Desempenho-Lateralidade} = X_{L.Direito} = X_{L.Esquerdo} = [0, 80]$, conforme ilustrado na Fig.47. O conjunto de termos para $X_{L.Direito}$ é dado por $M_{Baixo}^{L.Direito} = M_{Baixo}^{L.Esquerdo} = \langle 0, 0, 2, 18 \rangle$, $M_{Abaixo-Media}^{L.Direito} = M_{Abaixo-Media}^{L.Esquerdo} = \langle 2, 18, 22, 38 \rangle$, $M_{Media}^{L.Direito} = M_{Media}^{L.Esquerdo} = \langle 22, 38, 42, 58 \rangle$, $M_{Acima-Media}^{L.Direito} = M_{Acima-Media}^{L.Esquerdo} = \langle 42, 58, 62, 78 \rangle$ e $M_{Excelente}^{L.Direito} = M_{Excelente}^{L.Esquerdo} = \langle 62, 78, 80, 80 \rangle$.

5.2.2 Variável Linguística de Saída e Termos Linguísticos: Sistema 2

A variável linguística de saída referente agregação da condição de lateralidade do desempenho de corrida é particionada pelo emprego das mesmas funções de pertinência difusa trapezoidal, projetada usando sete conjuntos difusos, $N_{Desempenho-Total}^{Desempenho-Total} = 1, ..., 7$ (Fig.55). Os termos linguísticos $T_{Desempenho-Total} = \{Muito Baixo, Baixo, Abaixo da Média, Média, Acima da média, Bom, Excelente\}$, são distribuídos no intervalo de $X_{Desempenho-Total} = [0,10]$. As funções de pertinência particionam o universo do discurso como $N_{Muito Baixo}^{Desempenho-Total} = \langle 0, 0, 0.1667, 1.5 \rangle$, $N_{Baixo}^{Desempenho-Total} = \langle 0.1667, 1.5, 1.812, 3.146 \rangle$, $N_{Abaixo da Média}^{Desempenho-Total} = \langle 1.812, 3.146, 3.5, 4.833 \rangle$, $N_{Média}^{Desempenho-Total} = \langle 3.5, 4.833, 5.167, 6.5 \rangle$, $N_{Acima da Média}^{Desempenho-Total} = \langle 5.167, 6.5, 6.833, 8.167 \rangle$, $N_{Bom}^{Desempenho-Total} = \langle 6.833, 8.167, 8.5, 9.833 \rangle$ e $N_{Excelente}^{Desempenho-Total} = \langle 8.5, 9.833, 10, 10 \rangle$.

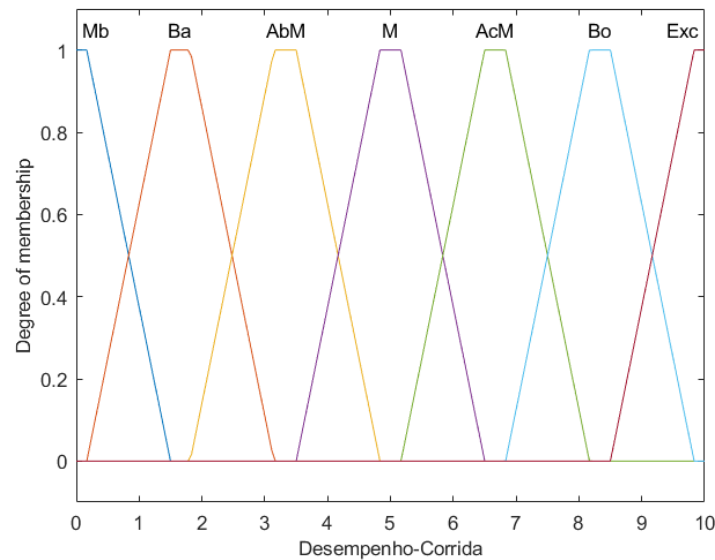


Figura 55 -Variável de saída do sistema 2 - agregação da condição de lateralidade do desempenho de corrida (do autor).

O conjunto de 5-5 termos linguísticos que particionam os universos de discurso de entrada e produz um conjunto de 25 regiões difusas válidas em um espaço premissa de entrada tridimensional, $\chi_{L,D-L,E} = [\chi_{L,Direito}, \chi_{L,Esquerdo}]^T$. Cada região é mapeada nos termos linguísticos que particionam o universo de discurso da saída relacionado o desempenho de corrida, de acordo com um conjunto de regras de inferência difusa SE- ENTÃO.

5.2.3 Regras Difusas do Sistema 2

O sistema 2 para avaliação de desempenho total da corrida resultante das avaliações de lateralidade direita e esquerda da articulação coxofemoral baseado no mecanismo de inferência do tipo Mamdani é dado por:

- R1: SE (Direita é Baixo) E (Esquerda é Baixo)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Muito Baixo)
- R2: SE (Direita é Baixo) E (Esquerda é Abaixo da Média)
ENTÃO (Desempenho de Corrida Baixo)
- R3: SE (Direita é Abaixo da Média) E (Esquerda é Baixo)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Baixo)
- R4: SE (Direita é Abaixo da Média) E (Esquerda é Abaixo da Média)

- ENTÃO (Desempenho de Corrida é Abaixo da Média)
- R5: SE (Direita é Baixo) E (Esquerda é Média)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Abaixo da Média)
- R6: SE (Direita é Abaixo da Média) E (Esquerda é Média)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Abaixo da Média)
- R7: SE (Direita é Média) E (Esquerda é Baixo)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Abaixo da Média)
- R8: SE (Direita é Média) E (Esquerda é Abaixo da Média)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Abaixo da Média) (7)
- R9: SE (Direita é Média) E (Esquerda é Média)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Acima da Média)
- R10: SE (Direita é Baixo) E (Esquerda é Acima da Média)
ENTÃO (Desempenho de Corrida Média)
- R11: SE (Direita é Acima da Média) E (Esquerda é Baixo)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Média)
- R12: SE (Direita é Abaixo da Média) E (Esquerda é Acima da Média)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Média)
- R13: SE (Direita é Acima da Média) E (Esquerda é Abaixo da Média)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Acima da Média)
- R14: SE (Direita é Média) E (Esquerda é Acima da Média)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Bom)
- R15: SE (Direita é Acima da Média) E (Esquerda é Média)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Bom)
- R16: SE (Direita é Acima da Média) E (Esquerda é Acima da Média)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Excelente)
- R17: SE (Direita é Baixo) E (Esquerda é Excelente)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Acima da Média)
- R18: SE (Direita é Excelente) E (Esquerda é Baixo)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Acima da Média)
- R19: SE (Direita é Abaixo da Média) E (Esquerda é Excelente)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Bom)
- R20: SE (Direita é Excelente) E (Esquerda é Abaixo da Média)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Bom)

- R21: SE (Direita é Médio) E (Esquerda é Excelente)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Bom)
- R22: SE (Direita é Excelente) E (Esquerda é Média)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Excelente)
- R23: SE (Direita é Acima da Média) E (Esquerda é Excelente)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Excelente)
- R24: SE (Direita é Excelente) E (Esquerda é Acima da Média)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Excelente)
- R25: SE (Direita é Excelente) E (Esquerda é Excelente)
ENTÃO (Desempenho de Corrida é Excelente)

O sistema difuso proposto na eq. (7) para avaliação do desempenho total de corrida produz uma superfície difusa de suporte à decisão apresentada na Fig.56.

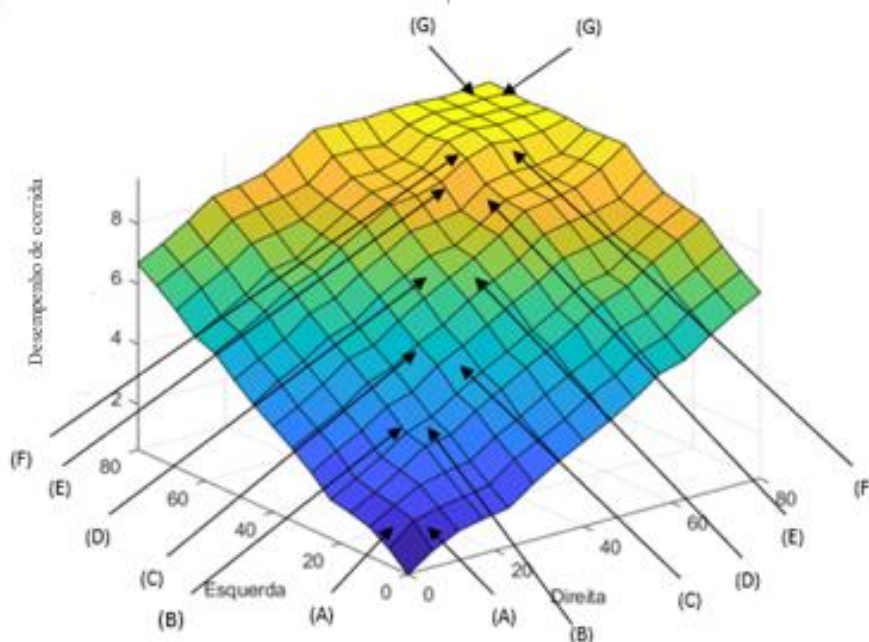


Figura 56 -Superfície do sistema difuso de avaliação da articulação coxofemoral do desempenho de corrida em cascata, contendo o subsistema 1 condição do domínio da lateralidade e o sistema 2 agregação da condição de lateralidade do desempenho de corrida(do autor).

A influência das variáveis desempenho de lateralidade direita e esquerda, $X_{\text{Lado Direito}}$ e $X_{\text{Lado Esquerdo}}$, na corrida sobre a superfície do sistema difuso considerando o desempenho total da corrida está ilustrada na Fig.57(A) e Fig.57(B). A intensidade de

cada desempenho de lateralidade na avaliação do desempenho total de corrida está, assim, destacada pela inclinação das linhas de superfície.

Por sua vez, a variação (ou tendência) do potencial de melhoria no desempenho total da corrida é destacada na Fig.58.

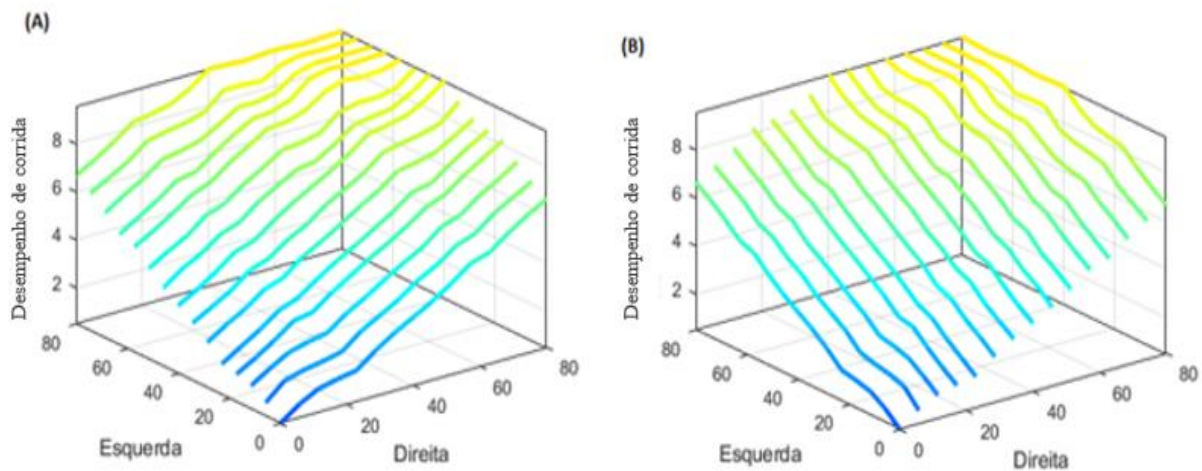


Figura 57 -Eixos $X_{\text{lado-direito}}$ e $Y_{\text{lado-esquerdo}}$ (do autor).

Um exemplo de aplicação para um corredor com o deslocamento angular, nos movimentos de extensão e flexão para o lado direito de 63° e uma medida de deslocamento angular, nos movimentos de extensão e flexão para o lado esquerdo de 62° , proporciona para a agregação da lateralidade um desempenho total da corrida de 9,51 (Fig.59).

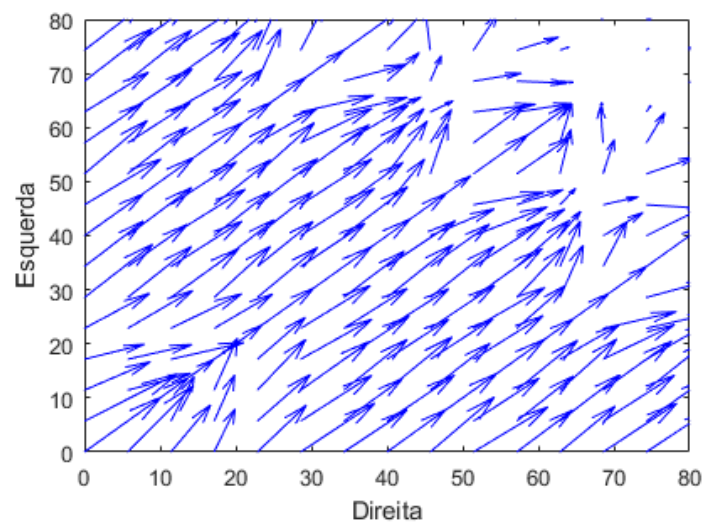


Figura 58 - Desempenho de corrida (do autor).

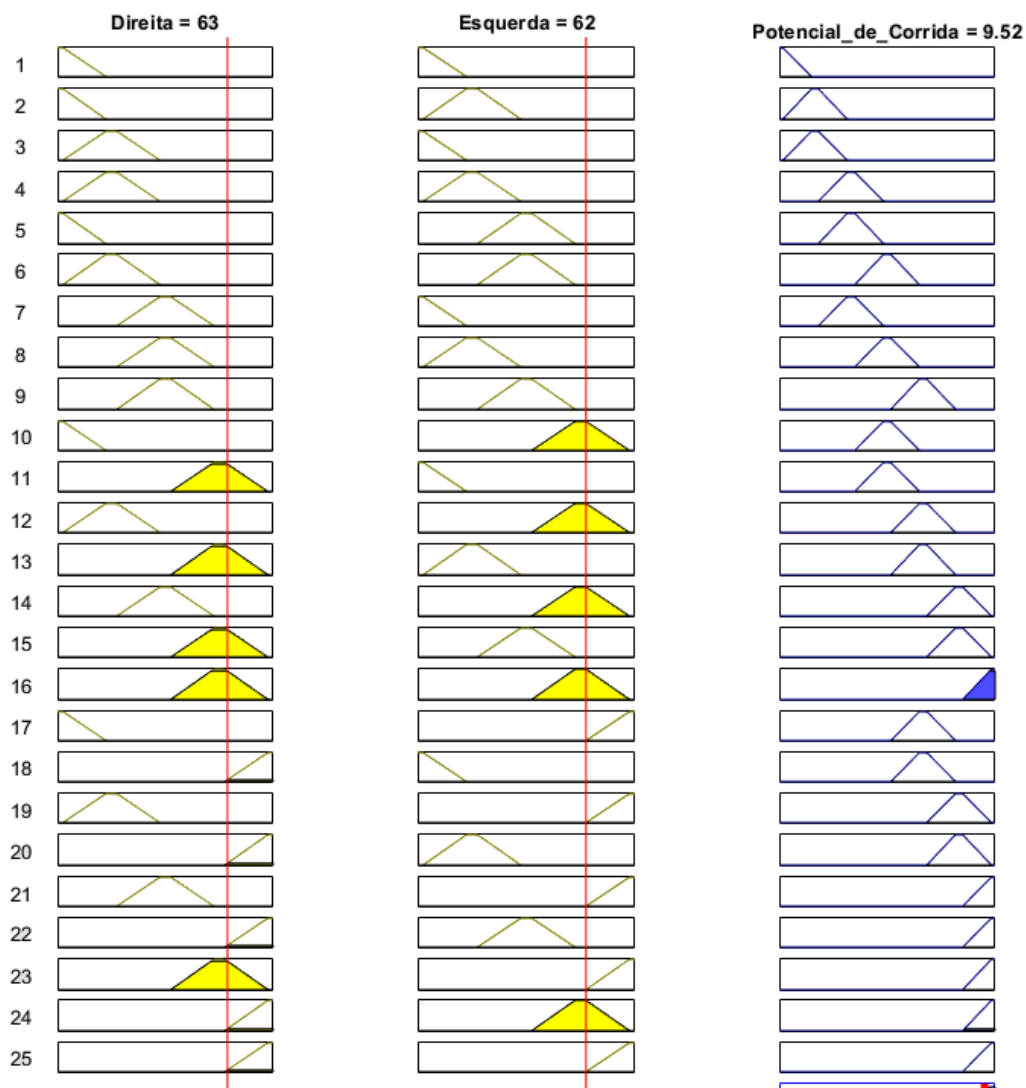
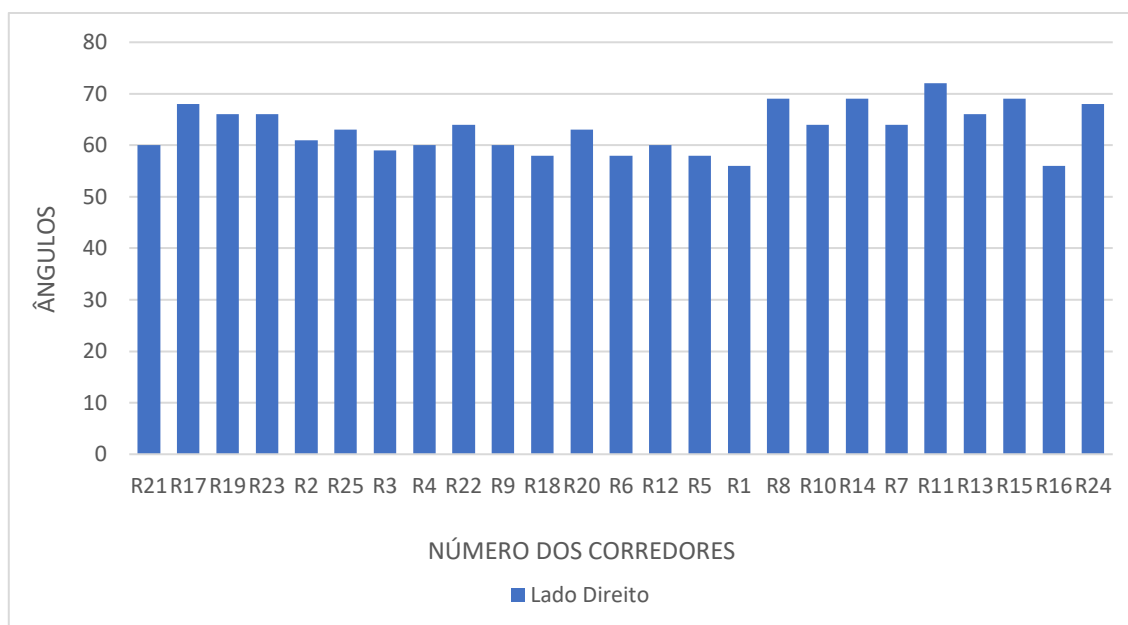
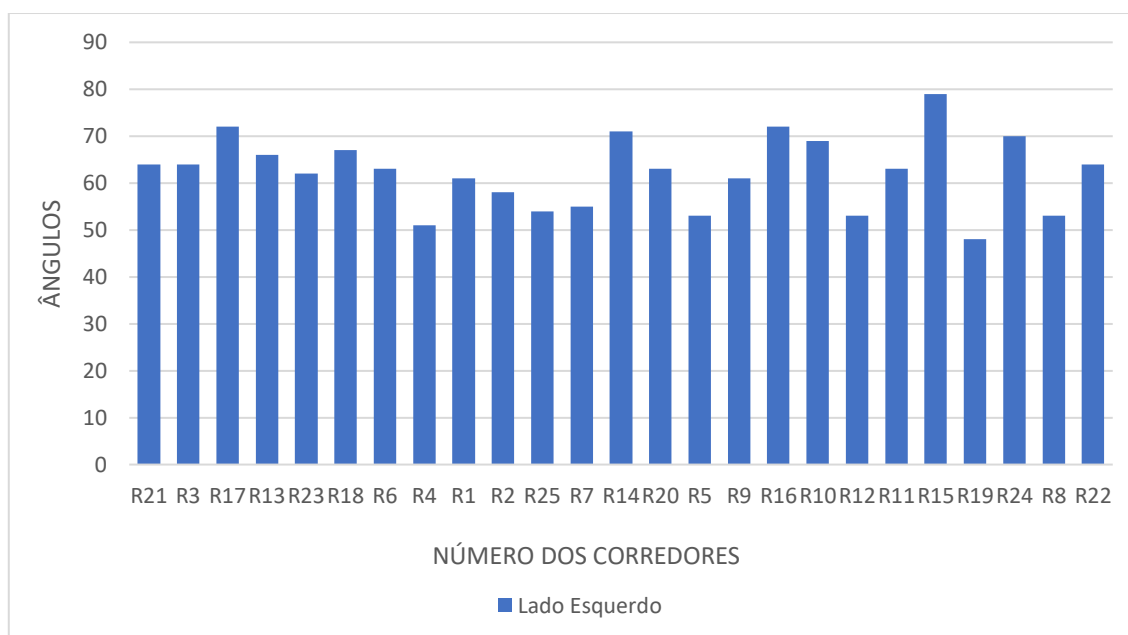


Figura 59 - Regras do sistema 2 - agregação da condição de lateralidade do desempenho corrida, representando simultaneamente dados qualitativos e quantitativos, valores inerentes ao sistema difuso (do autor).

As medidas dos ângulos máximos da articulação coxofemoral que agregam a condição da lateralidade do desempenho total de corrida, para os lados direito e esquerdo nos movimentos de extensão e flexão dos 25 corredores da amostra, são ilustrados na Fig.60. No primeiro gráfico (Fig.60(A)), são apresentadas medidas da agregação da condição de lateralidade do lado direito, enquanto o segundo gráfico mostrado na Fig.60(B), contém as medidas da agregação da condição de lateralidade do lado esquerdo.



(a) Agregação da lateralidade – Lado direito



(b) Agregação da lateralidade – Lado esquerdo

Figura 60 - Medidas dos ângulos máximos da articulação coxofemoral que agregam a condição da lateralidade do desempenho total de corrida, para os lados direito e esquerdo nos movimentos de extensão e flexão (do autor).

5.3 EXEMPLOS DA APLICAÇÃO DO SISTEMA PROPOSTO CONSIDERANDO RESULTADOS EXPERIMENTAIS DE CORREDORES VOLUNTÁRIOS

5.3.1 Exemplo Ilustrativo para o Subsistema de Avaliação de Desempenho da Lateralidade em Corrida

Na análise do desempenho de lateralidade de corrida, os corredores voluntários que se destacaram estão representados por R8, R6, R24, R4 e R14, conforme mostrados na Tabela 5 que apresenta resultados qualitativos por meio de estratificação e quantitativos por meio de escore.

5.3.2 Exemplo para o Subsistema de Avaliação de Desempenho Total em Corrida

A classificação do desempenho de corrida do corredor R21, por meio do deslocamento angular da articulação coxofemoral, no plano sagital com movimentos de extensão e flexão para os lados direito e esquerdo, pode ser visualizado na Tabela 6. A agregação da condição de lateralidade do desempenho de corrida apresenta resultados qualitativos por meio de estratificação e quantitativos por meio de escore, representados na Tabela 7 com os exemplos dos corredores, R11 e R17.

5.4 VALIDAÇÃO DO SISTEMA PROPOSTO PELA COMPARAÇÃO COM ESPECIALISTAS

5.4.1 Validação para o Subsistema de Avaliação de Desempenho da Lateralidade em Corrida

A validação do Sistema 1 para avaliação de desempenho de lateralidade na corrida é realizada através do índice Kappa, ao ser parametrizada por meio da avaliação de dois especialistas em corrida, conforme representado na Tabela 8.

5.4.2 Validação para o Subsistema de Avaliação de Desempenho da Lateralidade em Corrida

A validação do Sistema 2 - Agregação da Condição de Lateralidade do Desempenho Corrida é realizada através do índice Kappa, ao ser parametrizada por meio da avaliação de dois especialistas em corrida conforme descrito na Tabela 9.

Tabela 5 - Resultados do Sistema 1 - Condição de Lateralidade -Qualitativo (estratificação) e Quantitativo (escore) (do autor).

Corredores	Lado	Variáveis de Entrada				Desempenho de Corrida			
		Extensão [0,40]		Flexão [0,50]		Sistema Fuzzy do Desempenho de Corrida [0,10]		Especialista 1	Especialista 2
		Valor Numérico	Classes	Valor Numérico	Classes	Classes	Valor Numérico	Classes	Classes
R8	Direito	16,7	Baixo/Médio	45,2	Médio/Alto	Abaixo da Média/Média/Acima da Média	6,82	Excelente	Acima da Média
	Esquerdo	17,1	Baixo/Médio	33,9	Médio/Alto	Abaixo da Média/Média/Acima da Média	6,94		
R6	Direito	23,3	Médio/Alto	39,3	Médio/Alto	Acima da Média/Excelente	7,54	Acima da Média	Excelente
	Esquerdo	22,9	Médio/Alto	43	Médio/Alto	Acima da Média/Excelente	7,52		
R24	Direito	17,1	Baixo/Médio	38	Médio/Alto	Abaixo da Média/Média/Acima da Média	6,84	Excelente	Acima da Média
	Esquerdo	22,2	Médio	31,1	Médio/Alto	Acima da Média	7,5		
R4	Direito	26,2	Médio/Alto	38,9	Médio/Alto	Acima da Média/Excelente	7,66	Médio	Excelente
	Esquerdo	21,8	Médio	44,3	Médio/Alto	Acima da Média	7,5		
R14	Direito	22,9	Médio/Alto	37	Médio/Alto	Acima da Média	7,77	Acima da Média	Excelente
	Esquerdo	23,3	Médio	41,1	Médio/Alto	Acima da Média	7,5		

Tabela 6 - Classificação Fuzzy do deslocamento angular da articulação coxofemoral no plano sagital: extensão e flexão (do autor).

Corredor	Lado	Entrada				Saída	
		Extensão [0,40]		Flexão [0,50]		Potencial de Corrida [0,10]	
		Valor Numérico	Classes	Valor Numérico	Classes	Classes	Valor Numérico
R21	Direito	24	Médio/Alto	48	Alto	Acima da Média/Excelente	7,55
	Esquerdo	31	Médio/Alto	48	Alto	Acima da Média/Excelente	7,99

Tabela 7 - Resultados do Sistema 2 - Agregação da Condição de Lateralidade do Desempenho de Corrida - Qualitativo (estratificação) e Quantitativo (escore) (do autor).

Corredores	Variáveis de Entrada				Potencial de Corrida			
	Direito [0,50]		Esquerdo [0,65]		Sistema Fuzzy do Potencial de Corrida [0,10]		Especialista 1	Especialista 2
	Valor Numérico	Classes	Valor Numérico	Classes	Classes	Valor Numérico	Classes	Classes
R11	20,9	Abaixo da Média/ Média	21	Abaixo da Média/ Média	Abaixo da Média/ Média/ Acima da Média	5,71	Acima da Média	Excelente
R17	41,1	Acima da Média/ Excelente	40,1	Média/ Acima da Média	Bom/ Excelente	8,86	Excelente	Acima da Média

Tabela 8 -Análise do coeficiente Kappa do Sistema 1 – Condição de Lateralidade: Resumo dos resultados (do autor).

Análise Kappa	Sistema difuso 2 e especialista 1	Sistema difuso 2 e especialista 2	Especialista 1 e especialista 2
	Articulação Coxofemoral	Articulação Coxofemoral	Articulação Coxofemoral
K*	0,23-0,52	0,2-0,50	0,14
K1**	64%-76%	48%-68%	44.4%
K2***	53%-68%	35%-37%	25%
Classificação	Suave/Moderado	Desprezível/Suave/Moderado	Desprezível

* Coeficiente de concordância = porcentagem dos pares para observações concordantes

** Coeficiente de acordo esperado = porcentagem esperada de observações concordantes, "devido ao acaso"

*** Coeficiente Kappa

Tabela 9 -Análise do coeficiente Kappa do Sistema 2 – Agregação da Condição de Lateralidade do Desempenho de Corrida: Resumo dos resultados(do autor).

Análise Kappa	Sistema difuso 1 e Especialista 1		Sistema difuso 1 e Especialista 2		Especialista 1 e especialista 2
	Articulação Coxofemoral		Articulação Coxofemoral		
	Direita	Esquerda	Direita	Esquerda	
K*	0,15-0,55	0,32-0.45	0,23-0,46	0,31-0,56	0.04
K1**	76%-92%	48-88%	80%-92%	52%-92%	48%
K2***	71,6%-82%	60,8%-78%	74,2%-85.1%	63%-81,6%	45%
Classificação	Desprezível, Suave, Moderado	Suave, Moderado	Desprezível, Suave, Moderado	Desprezível, Suave, Moderado	Desprezível

* Coeficiente de concordância = porcentagem dos pares para observações concordantes

** Coeficiente de acordo esperado = porcentagem esperada de observações concordantes, "devido ao acaso"

*** Coeficiente Kappa

6 DISCUSSÃO E RESULTADO EXPERIMENTAL

A estrutura do sistema difuso de avaliação da articulação coxofemoral do desempenho de corrida está representada em forma de cascata como mostra a Fig.26. Este sistema se divide em dois subsistemas, sendo que o sistema 1 classifica a condição de lateralidade, baseado nos movimentos da articulação coxofemoral de extensão e flexão do lado direito, e extensão e flexão do lado esquerdo, no ciclo de passada da corrida. O sistema 2 avalia a agregação da condição de lateralidade do desempenho de corrida, baseado na correlação da lateralidade correspondente ao lado direito e lado esquerdo.

Os dados coletados neste trabalho mostram a relação da flexibilidade estática e dinâmica da articulação coxofemoral com a corrida, para a classificação do desempenho de corrida dos corredores recreacionais.

6.1 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS DOS VOLUNTÁRIOS NA AVALIAÇÃO DE CORRIDA RESULTANTE

Para a realização do experimento foram coletados alguns dados antropométricos e goniométricos, abrangendo peso e altura para o cálculo do IMC. A goniometria estacionária foi utilizada para obtenção dos ângulos articulares nos movimentos de extensão e flexão da articulação coxofemoral. A cinemetria através da goniometria virtual foi aplicada para a aquisição do deslocamento angular da articulação coxofemoral nos movimentos de extensão e flexão e para verificação da velocidade obtida na corrida em esteira.

Os resultados apontam que o IMC não influenciou a velocidade de corrida dos voluntários, como por exemplo: R16 com IMC 30 atingiu a velocidade de 10 km/h e R24 com IMC 21 alcançou a mesma velocidade (Fig.28), portanto corredores com IMC diferente podem atingir a mesma velocidade. A estatura dos corredores não teve influência na velocidade máxima de corrida (Fig.29), como pode ser visto nestes exemplos, onde dois corredores de alturas diferentes R18 com 1,83 cm e R19 com 1,64 cm atingiram a velocidade máxima de 14 km/h enquanto R1 com estatura de 1,78 cm alcançou uma velocidade máxima menor, atingindo 9 km/h. A estatura dos voluntários não é influenciada pelo comprimento da coxa (Fig.30), por exemplos corredores R18 com estatura 1,83 cm e R16 com 1,67 cm tem o comprimento das coxas semelhantes, R18 tem 48 cm em ambos os lados e R16 tem 48 cm do lado direito e 47 cm do lado esquerdo. O comprimento da coxa dos corredores da amostra influenciou a velocidade de corrida (Fig.31), como é possível verificar nestes exemplos, o corredor R18 que tem o comprimento de ambas as

coxas em 48 cm alcançou a velocidade 14 km/h, R7 que tem ambas as coxas de 43 cm alcançou a velocidade 11 km/h e R9 que tem a coxa direita com 36 cm e a coxa esquerda com 38 cm atingiu a velocidade máxima de 9 km/h, ou seja quanto maior o comprimento da coxa maior a velocidade alcançada. A flexibilidade estática nos movimentos de flexão e extensão da articulação coxofemoral para o lado direito e esquerdo não demonstrou relação com a velocidade máxima alcançada pelos corredores (Fig.32), como por exemplo R14 atingiu os ângulos de 120° para ambos os lados na flexão e 12° e 13° de extensão e R29 atingiu 78° e 82° na flexão e 16° e 18° na extensão, ambos os corredores alcançaram a velocidade máxima de 9 km/h. O comprimento da coxa não influenciou na flexibilidade estática dos corredores (Fig.34), visto que, o corredor R16 que tem o tamanho das coxas de 48-47 cm obteve a flexão de 83° e 80° e a extensão de 10° e 13°, R6 que tem 42-43 cm de comprimento das coxas alcançou na flexão 120° e 132° e na extensão 10° e 14°, assim como R9 com o comprimento de coxa menor 36-38 cm atingiu 78° e 82° de flexão e na extensão 16° e 18°. A velocidade máxima atingida pelos corredores não influenciou na flexibilidade dinâmica da corrida em esteira (Fig.33), onde é possível perceber que a velocidade mais alta não alcança o maior deslocamento angular dos movimentos de extensão e flexão da articulação coxofemoral. Por exemplo o corredor R18 que atingiu a velocidade máxima de 14 km/h, obteve 39° e 44° nos movimentos de flexão e 25° para ambos os lados no movimento de extensão e R4 que atingiu a menor velocidade de corrida em 9 km/h, atingiu na flexão de 40° e 44° e no movimento de extensão e 26° e 22°. O comprimento da coxa não influenciou a flexibilidade dinâmica, isto é o maior comprimento da coxa não alcançou o maior deslocamento angular da articulação coxofemoral (Fig.35). Os exemplos mostram que R16 tem o comprimento das coxas de 47-48 cm e alcançou na flexão 39° e 42° e no movimento de extensão 17° e 19°, R17 tem o comprimento das coxas de 40 cm para ambos os lados e atingiu 38° de flexão para o lado direito e 45° para o lado esquerdo e extensão de 31° e 27°, bem como R19 tem o comprimento de coxa de 39 cm para ambos os lados e atingiu a flexão de 48° para o lado direito e 35° para o lado esquerdo e 21° e 18° de extensão.

Entre os 25 voluntários da amostra percebe-se que há assimetria das coxas em 10 corredores, essa assimetria é de 1 cm entre os lados direito e esquerdo variando entre os comprimentos de 35 cm a 48 cm das coxas, os corredores com estas assimetrias alcançaram as velocidades 13 km/h, 12 km/h, 11 km/h, 10 km/h e 9 km/h (Fig.36). A simetria das coxas é notado em 15 dos corredores, variando entre os comprimentos de 38 a 48 cm e em todas as velocidades captadas na corrida em esteira (Fig.37).

Na flexibilidade estática, 19 dos corredores apresentam assimetria nos ângulos de flexão da articulação coxofemoral entre 1° e 12° entre os lados direito e esquerdo (Fig.38(A)), os

corredores com assimetria de 1° a 5° na flexão alcançaram as velocidades mais altas entre 13 km/h e 14 km/h, nas velocidades 11 km/h e 12 km/h a variação da assimetria foi de 1° a 9° e a assimetria entre 1e e 12° alcançou as menores velocidades entre 9 km/h e 10 km/h. A simetria na flexibilidade estática nos ângulos de flexão da articulação coxofemoral é identificada em 6 corredores (Fig.38(B)), a simetria que varia de 99° a 120° atingiu todas as velocidades executadas pelos corredores, como nos exemplos os ângulos de 101° em ambos os lados alcançaram a velocidade máxima de 13 km/h, na os ângulos de 105° para os lados direito e esquerdo atingiram a velocidade máxima de 11 km/h e o corredor que obteve o maior ângulo para ambos os lados em 120° nos movimentos de flexão obteve a menor velocidade de 9 km/h. Na flexibilidade estática 19 corredores apresentaram assimetria nos ângulos de extensão para os lados direito e esquerdo entre 1° e 4° (Fig.39(A)), com assimetria de 2° os corredores alcançaram velocidades de 11 km/h, 12 km/h, 13 km/h e 14 km/h e com assimetria de 1° a 4° alcançaram as velocidades 9 km/h e 10 km/h. Os exemplos de assimetria de flexibilidade estática na extensão são, ângulos entre 10° e 12° com velocidade 11km/h e 14 km/h e ângulos 10° e 14 atingindo a velocidade de 10 km/h. A simetria na flexibilidade estática nos movimentos de extensão da articulação coxofemoral é notada em 6 corredores, nos ângulos de extensão entre 10° e 11° com velocidades de 9 km/h, 11km/h e 13 km/h (Fig.39(B)). Os exemplos de simetria na flexibilidade estática no movimento de extensão acontece nos ângulos de 11° em ambos os lados atingindo as velocidades 9 km/h e 11 e ângulo de 10° para o lado direito e esquerdo na velocidade de 13 km/h.

Na flexibilidade dinâmica nos movimentos de flexão coxofemoral, 24 corredores da amostra apresentaram assimetria. A assimetria ocorre em todas as velocidades alcançadas na amostra entre 9 km/h e 14 km/h, com variação de até 18°, nas velocidades 13 km/h e 14 km/h a variação foi entre 4° e 18° nos movimentos de flexão e entre as velocidades 9 km/h, 10 km/h, 11 km/h e 12 km/h variou entre 1° e 8° (Fig.40(A)). Os exemplos de assimetria na flexibilidade dinâmica nos movimentos de flexão são: velocidade de 13 km/h com assimetria de 30° a 48° de flexão, velocidade 10 km/h com assimetria entre 40° e 44° de flexão e na velocidade de 9 km/h com assimetria entre 36° e 37° de flexão. Apenas 1 corredor apresentou simetria para ambos os lados nos movimentos de flexão na flexibilidade dinâmica (Fig.40(B)). A simetria acontece com a velocidade de 11 km/h e ângulo de 48° para o lado direito e esquerdo. A flexibilidade dinâmica nos movimentos de extensão da articulação coxofemoral apresenta simetria em 20 corredores da amostra. A assimetria é identificada em todas as velocidades alcançadas, oscilando entre 1° e 20° de extensão para os lados direito e esquerdo. Nas velocidades 13 km/h e 14 km/h a assimetria variou entre 1° e 3° de extensão, nas velocidades 11 km/h e 12 km/ a assimetria varia entre 1° e

9° de extensão e nas velocidades 9 km/h e 10 km/h a oscilação da assimetria foi entre 1° e 20° de extensão (Fig.41(A)). Os exemplos de assimetria na flexibilidade dinâmica nos movimentos de extensão da articulação coxofemoral são: velocidade de 14 km/h com assimetria de 18° a 21°, velocidade de 11 km/h com assimetria de 20° a 27° e na velocidade 9 km/h a assimetria ficou entre 20° e 40°. Na flexibilidade dinâmica no movimento de extensão da articulação coxofemoral, 5 corredores apresentaram simetria que ocorreram nas velocidades 9 km/h, 10 km/h, 13 km/h e 14 km/h com simetria de extensão entre 18° a 25° em ambos os lados (Fig.41(B)). Exemplos de simetria na flexibilidade dinâmica, na velocidade 14 km/h o corredor alcançou 25° de extensão, na velocidade 13 km/h a simetria foi de 18° para o lado direito e esquerdo e na velocidade 9 km/h a simetria para ambos os lados foi de 25° na extensão.

No movimento de flexão da articulação coxofemoral, tanto na flexibilidade estática quanto na flexibilidade dinâmica, dentre os corredores da amostra, 24 apresentaram assimetria para os lados direito e esquerdo e apenas 1 corredor apresentou simetria para ambos os lados. O corredor que apresentou simetria no movimento de flexão, alcançou na flexibilidade estática 101° em ambos os lados e na flexibilidade dinâmica 48° para os lados direito e esquerdo (Fig.42(A)). No movimento de extensão da articulação coxofemoral, tanto na flexibilidade estática quanto na flexibilidade dinâmica, verifica-se que 23 corredores apresentam assimetria e 2 corredores apresentam simetria no movimento de extensão. Os corredores que apresentaram simetria na flexibilidade estática alcançaram 11° de extensão para os lados direito e esquerdo e na flexibilidade dinâmica alcançaram 23° e 25° de extensão em ambos os lados (Fig.42 (B)).

Entre os 25 corredores da amostra apenas 1 corredor R21 chegou próximo de uma simetria total em ambos os lados, nos movimentos de flexão e extensão. Na flexibilidade estática o corredor nos movimentos de flexão da articulação coxofemoral alcançou 101° para ambos os lados e no movimento de extensão da articulação coxofemoral alcançou 10° para o lado direito e 12° para o lado esquerdo. Na flexibilidade dinâmica no movimento de flexão o corredor atingiu 48° em ambos os lados e na extensão atingiu 24° para direita e 31° para a esquerda. Os outros corredores da amostra apresentaram assimetria com diferença de 1° a 18° entre o lado direito e esquerdo no movimento de flexão na flexibilidade estática, assim como na extensão apresentaram assimetria com diferença entre 1° e 4° para os lados direito e esquerdo na flexibilidade estática. Na flexibilidade dinâmica para o movimento de flexão da articulação coxofemoral a assimetria acontece entre 1° e 12°, assim como no movimento de extensão a assimetria ocorre entre 1° e 20° na flexibilidade dinâmica (Fig.43).

6.2 ANÁLISE DO SISTEMA DIFUSO EM CASCATA DE AVALIAÇÃO DE CORRIDA RESULTANTE

6.2.1 Sistema 1 de Avaliação de Desempenho da Lateralidade em Corrida

No sistema 1 as variáveis de entrada são os graus de movimentos da extensão para o lado direito que alcançaram uma média de 23,20° e da flexão 39,88°, para o lado esquerdo a extensão que alcançou a média de 23,96° e a flexão 38,28°, divididos em três classes cada um, denominadas: *Baixo*, *Médio*, *Alto*. As variáveis de entrada geram um universo de discurso com nove regras, mapeando na variável de saída a condição do domínio da lateralidade.

A superfície do desempenho de corrida é caracterizada como uma avaliação não linear, conforme ilustrada na Fig.48. Vale ressaltar que medidas angulares da extensão coxofemoral sagital em deslocamento, apresentam influência mais significativa no desempenho que o ângulo de flexão coxofemoral. De acordo com a superfície de avaliação resultante da lateralidade difusa, a flexibilidade angular do movimento de extensão é maior em comparação ao ângulo do movimento de flexão com isso é maior o desempenho da corrida (Fig.48(A)). Essa influência do ângulo de extensão coxofemoral é caracterizada pela forte inclinação e, conseqüentemente, pela maior variação da superfície de decisão. Quando o corredor é classificado com extensão coxofemoral *Baixo* e flexão coxofemoral *Baixo*, é possível observar que o desempenho de corrida também é *Baixo*, iniciando-se na parte inferior do gráfico e expandindo-se até as bordas das classes *Abaixo da Média*, *Média* e *Acima da Média* (Fig.48(B)). Quando o ângulo de flexão coxofemoral é definido nas classes *Média* e *Alta*, o desempenho na execução da lateralidade não muda quando associado ao deslocamento da extensão coxofemoral *Média* e *Alta* (Fig.48(C)). Nesse sentido, essa região leva a uma variação no desempenho da corrida. Quando o ângulo de flexão atinge as classes *Média* e *Alta*, o desempenho de corrida não muda acentuadamente (Fig.48(D)), portanto não atinge o desempenho máximo de desempenho. Por outro lado, a inclinação da extensão coxofemoral para as mesmas classes aumenta o perfil de desempenho, fazendo com que a superfície de avaliação da corrida aumente (Fig.48 (D)). Essa avaliação crescente da corrida apresenta uma inclinação suave na transição da extensão coxofemoral *Média* para *Alta* (Fig.48(D)), enquanto há mudanças notáveis da extensão coxofemoral *Baixa* para *Média* (Fig.48 (G)). O ângulo de flexão coxofemoral atingindo as classes *Média* e *Alta*, juntamente com o ângulo de extensão coxofemoral *Alta*, produz uma *Excelente* avaliação de desempenho de corrida de lateralidade, referente à região mais alta da superfície difusa (Fig.48(E) e Fig.48(F)). Quando o deslocamento angular da extensão coxofemoral é *Alto*,

simultaneamente, a medição da flexão coxofemoral é *Baixa*, elas se fundem para formar uma região de alta desempenho, na classe *Excelente* de corrida na lateral da superfície da avaliação difusa (Fig.48(F)), embora menor do que a condição anterior, sendo o corredor classificado como perfil de corrida *Acima da Média*. Por outro lado, maior é a flexão coxofemoral entrelaçada com a extensão coxofemoral menor, apontando para uma habilidade de corrida *Média* (Fig.48(G)). Os ângulos de extensão coxofemoral, por sua vez, aumentam consideravelmente e atingem o topo do gráfico (Fig.48(E)). Esta análise inicial corrobora a importância da flexibilidade no ângulo de extensão coxofemoral, do movimento de passada na corrida em relação à flexão coxofemoral¹¹⁶. A superfície do desempenho de corrida também apresenta uma acentuada elevação na transição da classificação *Média* para *Alta* nos ângulos coxofemoral de flexão (Fig.48 (D)), enquanto há alterações da extensão coxofemoral das classes *Baixa* para a *Média* (Fig.48(H)). Duas regiões se caracterizam com desempenho de desempenho constante. Na primeira, observa-se um platô relacionado à flexão coxofemoral nas classes *Média* e a *Alta* e a extensão coxofemoral na classe *Média* (Fig.48(C)). A segunda região constante refere-se a um nível mais alto de desempenho, mais difícil de ser alcançada, relacionado à flexão coxofemoral *Média* e *Alta* associada à extensão coxofemoral *Alta* (Fig.48(E)). Além disso, quando a flexão coxofemoral é *Baixa* para a mesma classificação *Baixa* no ângulo de extensão coxofemoral, o grau de desempenho do corredor diminui (Fig.48(B)). A avaliação assume o segundo nível mais alto de desempenho de corrida, quando a flexão e a extensão atingem a classe *Média*, alcançando o desempenho de corrida *Acima da Média* para o corredor ilustrado na (Fig.48(C)). Há um declínio no desempenho de corrida atingindo o nível *Abaixo da Média*, quando a flexão é caracterizada como *Baixo* e a extensão caracterizada como *Médio* (Fig.48(A)).

A influência de cada variável de entrada do sistema 1 – condição de lateralidade, é melhor representada na Fig.49(A) extensão e Fig.49(B) flexão respectivamente, relacionando os ângulos de extensão coxofemoral no eixo X^1 e flexão coxofemoral no eixo Y^2 . Onde é possível ver a proporção de aumento do ângulo de extensão e flexão separadamente.

As medidas dos ângulos máximos da articulação coxofemoral, nos movimentos de extensão e flexão para os lados direito e esquerdo dos 25 corredores voluntários, estão representados na Fig.52.

O corredor R21 é representado na Fig.53, que mostra o deslocamento angular no plano sagital, variando o pico extensão entre 20° e 22° e o pico de flexão entre 40° e 43° ambos para o lado direito. Para o lado esquerdo a Fig.53 ilustra o pico de extensão entre 25° a 28° e o pico de flexão em 40°.

A condição do domínio de lateralidade do sistema 1 corroborou com a literatura que apontou a extensão, com uma importância superior a flexão da articulação coxofemoral para o desempenho da corrida¹¹¹. Na superfície ilustrada na Fig.48, é possível perceber que à medida que a extensão aumenta, o desempenho na corrida correspondente ao lado direito e esquerdo aumenta proporcionalmente. Nos gráficos $X_{extensão}$ e $Y_{flexão}$ representados na Fig.49, é possível ver detalhadamente cada eixo em separado, onde a extensão alcança classes maiores mais rápido que a flexão.

A partir do mapeamento que é feito no sistema 1 condição de lateralidade lado direito e lado esquerdo, com graus de movimento da articulação coxofemoral em extensão e flexão foi possível desenvolver o subsistema de agregação da condição de lateralidade do desempenho corrida.

6.2.2 Sistema 2 de Avaliação de Desempenho Total em Corrida

O sistema 2 tem duas variáveis de entrada, que são o lado direito, que alcançou 72° de amplitude total nos movimentos de extensão e flexão, e lado esquerdo que alcançou 79° de amplitude total nos movimentos de extensão e flexão. As variáveis de entrada geram um universo de discurso com vinte e cinco regras, mapeando na variável de saída o desempenho de corrida difuso. O desempenho de corrida difuso foi parametrizado pelo mapeamento do sistema 1, que apontou que o lado direito e o lado esquerdo têm a mesma importância, para se obter a maior classe do desempenho.

Analisando a superfície de avaliação é possível perceber que quando o lado -direito está na classe *Baixo* com lado esquerdo *Baixo*, particionam as variáveis de entrada de análise, indicando condição de lateralidade do desempenho de corrida *Muito Baixo* (Fig.56(A)). Quando o lado direito se mantém na classe *Baixo* e o lado esquerdo alcança *Abaixo da Média*, a condição de lateralidade do desempenho de corrida é *Baixo* (Fig.56(B)). A condição de lateralidade do desempenho de corrida se mantém *Baixo*, quando a situação contrária também acontece, em relação ao lado direito e esquerdo (Fig.56(B)). Na superfície é possível perceber que a condição de lateralidade do desempenho de corrida, atinge a classificação *Abaixo da Média* em diversas combinações de classes como por exemplo: lado direito *Abaixo da Média* e lado esquerdo *Abaixo da Média*; lado direito *Baixo* e lado esquerdo *Médio*; lado direito *Abaixo da Média* e lado esquerdo *Médio*; lado direito *Médio* e lado esquerdo *Baixo* e lado direito *Médio* e lado esquerdo *Abaixo da Média* (Fig.56(C)). A *Média* da condição de lateralidade do desempenho de corrida, fica caracterizado no final da cor azul no meio da superfície, e acontece quando o corredor tem

lado direito *Baixo* e lado esquerdo *Acima da Média*; lado direito *Acima da Média* e lado esquerdo *Baixo*, lado direito *Abaixo da Média* e lado esquerdo *Acima da Média* (Fig.56(D)). Na região onde se inicia a cor amarela da superfície, está a condição de lateralidade do desempenho de corrida no intervalo *Acima da Média*, na qual as classes de entrada são: lado direito *Acima da Média* e lado esquerdo *Abaixo da Média*; lado direito *Baixo* e lado esquerdo *Excelente*; lado direito *Excelente* e lado esquerdo *Baixo*, ou quando ambos os lados estão na classe *Média* (Fig.56(E)). No limite do final da inclinação e início do platô da superfície, está à região *Bom* da condição de lateralidade do desempenho de corrida, que se dá pela combinação das variáveis de entradas lado direito *Médio* e lado esquerdo *Acima da Média*; lado direito *Acima da Média* e lado esquerdo *Média*, lado direito *Abaixo da Média* e lado esquerdo *Excelente*; lado direito *Excelente* e lado esquerdo *abaixo da Média*, lado direito *Média* e lado esquerdo *Excelente* (Fig.56(F)). O ponto mais alto da superfície é alcançado apenas quando combinadas as entradas a partir das classes *Média* para as mais altas como: lado direito *Média* e esquerdo *Excelente*; ambos os lados *Acima da Média*; lado direito *Acima da Média* e lado esquerdo *Excelente*; lado direito *Excelente* e lado esquerdo *Acima da Média* e ambos os lados *Excelente* (Fig.56(G)). A condição de lateralidade do desempenho de corrida, aumenta proporcionalmente e se concentram no topo do gráfico formando um platô, e alcançando a maior classificação *Excelente*, como é possível visualizar na Fig.56.

É possível visualizar separadamente cada eixo na Fig.57, onde $X_{\text{Lado direito}}$ e $Y_{\text{Lado esquerdo}}$ mostram que o lado direito e o lado esquerdo, alcançam as classes maiores ao mesmo tempo. A proporção de ambos os lados cresce igualmente em todas as classes até o topo do gráfico, podendo ser visto na Fig.56. Para alcançar a classificação superior do desempenho de corrida difuso, se faz necessário que os movimentos de extensão e flexão da articulação coxofemoral, de ambos os lados sejam o mais simétrico possível.

De acordo com o gráfico, somente há uma região de patamar quando se atinge o desempenho máximo. Em todo o restante da superfície de avaliação de desempenho total, o praticante de corrida tem que melhorar o desempenho de forma contínua e intensa. Vale ainda ressaltar que esta avaliação do desempenho total de corrida é simétrica, diferente do que ocorre na avaliação de desempenho de lateralidade de corrida em que há uma assimetria proporcionada pela influência maior do deslocamento angular de extensão sobre a amplitude de flexão.

6.3 AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DO DESEMPENHO DE CORRIDA

As medidas em tempo real dos deslocamentos angulares dos movimentos de extensão e flexão coxofemorais do corredor R21 são representadas na Fig.53, onde é possível visualizar a flexibilidade dinâmica, por meio dos ângulos contínuos de extensão e flexão, da articulação coxofemoral dos lados direito e esquerdo, durante a corrida em esteira. O sistema difuso proposto avalia o desempenho de corrida, mas a avaliação de dois especialistas em corrida, são usadas para análise comparativa. Vale ressaltar que o sistema proposto possui vantagens em apresentar tanto a avaliação qualitativa (estratificação) quanto à quantitativa (pontuação), enquanto a avaliação humana apresenta apenas uma avaliação qualitativa.

6.3.1 Sistema 1 de Avaliação de Desempenho da Lateralidade em Corrida

Os resultados obtidos com a corrida em esteira, que projetaram o sistema difuso do desempenho de lateralidade dos ângulos de extensão e flexão coxofemoral, são mostrados na Tabela 4. Cinco dos corredores da amostra, com níveis diferentes de flexibilidade dinâmica da articulação coxofemoral, estão distribuídos na Tabela 5 e são apresentados pelas letras R8, R6, R24, R4 e R14 nas variáveis de entrada, e a classificação fuzzy corresponde ao valor da escala, para os ângulos de extensão e flexão da articulação coxofemoral, além da avaliação dos especialistas em corrida.

Considere, primeiro, os corredores R8 e R24, que exemplificam o menor desempenho de corrida para extensão. O corredor R8 apresenta uma medida simétrica de extensão esquerda e direita. O ângulo de extensão direito atinge $x_{Extensão}^D = 16,7^\circ$ sendo classificado como *Baixo* e *Médio* enquanto o ângulo de flexão, $x_{Flexão}^D = 45,2^\circ$, corresponde à classificação *Média* e *Alta*. A habilidade de corrida lateral direita alcança as classes *Abaixo da Média*, *Média* e *Acima da Média* e pontua o desempenho de corrida em, $y_{Desempenho\ de\ Corrida}^D = 6,82$. Para o lado esquerdo, esse corredor apresenta o ângulo de extensão, $x_{Extensão}^E = 17,1^\circ$, atingindo as classes *Baixa* e *Média*, enquanto que, para deslocamento do ângulo de flexão, $x_{Flexão}^E = 33,9^\circ$, ativando as classes *Média* e *Alta*. A pontuação de corrida lateral esquerda alcançou as classes *Abaixo da média*, *Média* e *Acima da Média* e pontua o desempenho de corrida em, $y_{Desempenho\ de\ Corrida}^E = 6,94$. Esses resultados caracterizam o corredor R8, apresentando variação angular esquerda e direita no deslocamento da extensão de $\Delta x_{Extensão}^{D.E} = 0,4^\circ$, indicando um desempenho simétrico da extensão. Observe que a habilidade de corrida é atribuída simultaneamente a múltiplos termos linguísticos, uma vez que o sistema difuso permite a sobreposição de classes quando há dúvida

ou avaliação subjetiva. O corredor R24 ilustra a assimetria nos movimentos de extensão e flexão em ambos os lados, o que pode causar lesões ao corredor, bem como um desempenho para melhorar as habilidades de corrida. O movimento de extensão direita, $x_{Extensão}^D = 17,1^\circ$, disparando as classes *Baixo* e *Médio*, enquanto o movimento de flexão direita $x_{Flexão}^D = 38^\circ$ atingindo as classes *Médio* e *Alto*. A habilidade de corrida classifica os termos linguísticos *Abaixo da Média*, *Média* e *Acima da Média*, para $y_{Desempenhode Corrida}^D = 6,84$. Por outro lado, o deslocamento da extensão esquerda, $x_{Extensão}^E = 22,2^\circ$, ativa a classe *Média*, enquanto o ângulo da flexão esquerda, $x_{Flexão}^E = 31,1^\circ$, reafirma as classes *Médio* e *Alto*, apresentando uma habilidade de corrida à esquerda como *Acima da Média*, com uma pontuação de $y_{Desempenhode Corrida}^E = 7,5$. Da mesma forma que R8, o corredor R24 refere-se a um deslocamento angular simétrico. As medidas de extensão e flexão direita são, respectivamente, $x_{Extensão}^D = 23,3^\circ$ e $x_{Flexão}^D = 39,3^\circ$. Tanto a extensão quanto a flexão alcançam às classes *Média* e *Alta*. O resultado da habilidade de corrida direita corresponde às classes *Acima da Média* e *Excelente* e pontua $y_{Desempenhode Corrida}^D = 7,54$. Por sua vez, a medida do plano sagital esquerdo é $x_{Extensão}^E = 22,9^\circ$ e $x_{Flexão}^E = 43^\circ$. Semelhante ao plano sagital direito, tanto o deslocamento de extensão quanto o de flexão são classificados como *Médio* e *Alto*. Esses resultados indicam um desempenho de corrida *Acima da Média* e *Excelente*, relacionado à $y_{Desempenhode Corrida}^E = 7,52$. Este exemplo não apresenta apenas a mesma classificação para direita e esquerda, mas também resultados de desempenho de corrida equivalentes, $y_{Potencial de Corrida}^D = 7,54 \approx y_{Desempenhode Corrida}^E = 7,52$. Com isso, este exemplo também se refere a um corredor de equilíbrio de corrida, mas com risco reduzido de lesão, devido à simetria nos movimentos angulares e nos planos. O corredor R4, embora caracterizado por um excelente desempenho, apresentou desequilíbrios nos movimentos de extensão e flexão e para os lados direito e esquerdo, mostrando total assimetria, podendo acarretar lesões, mas também melhora na habilidade de correr. Esse voluntário alcança as classes *Média* e *Alta* para o movimento de extensão direita é $x_{Extensão}^D = 26,2^\circ$ enquanto que a medida da flexão direita é $x_{Flexão}^D = 38,9^\circ$ atingindo as classes *Média* e *Alta*, produzindo um desempenho de corrida *Acima da Média* e *Excelente*, alcançando uma pontuação de $y_{Desempenhode Corrida}^D = 7,66$. Além disso, para o plano sagital esquerdo, o movimento de extensão, $x_{Extensão}^E = 21,8^\circ$, diz respeito à medida da classe *Média* e o movimento de flexão, $x_{Flexão}^E = 44,3^\circ$, está associado às classes *Média* e *Alta*. O desempenho esquerdo da corrida atinge o desempenho de corrida *Acima da Média*. A avaliação quantitativa é esquerda do desempenho de corrida tem a pontuação de $y_{Desempenhode Corrida}^E = 7,5$. Finalmente, o corredor R14, semelhante ao R6, também se destaca por sua simetria em

ambos os movimentos e na pontuação das habilidades de corrida. O ângulo de extensão direito, $x_{Extensão}^D = 22,9^\circ$, está relacionado à classe *Média*, e o ângulo de flexão, $x_{Flexão}^D = 35,2^\circ$, atinge as classes *Média* e *Alta*. O resultado da habilidade de corrida é pontuado como $y_{Desempenho\ de\ Corrida}^D = 7,52$, qualificando o desempenho como *Acima da Média* e *Excelente*. Quando analisado na lateral sagital esquerda, o ângulo de extensão $x_{Extensão}^E = 23,3^\circ$ e refere-se às classes *Média* e *Alta*, e o ângulo de flexão, $x_{Flexão}^E = 31,1^\circ$, para as classificações *Média* e *Alta*. O desempenho de corrida é pontuado como $y_{Desempenho\ de\ Corrida}^E = 7,53$, associado às classes *Acima da média* e *Excelente*.

6.3.2 Sistema 2 de Avaliação de Desempenho Total em Corrida

Alguns exemplos dos resultados obtidos com a agregação de lateralidade do desempenho de corrida estão distribuídos na Tabela 7, representados por R11 e R17. O corredor R11 para o lado direito, $x_{Agr.lat.Des.}^{Direito} = 57,9^\circ$, ativando a classe *Acima da Média* e para o lado esquerdo $x_{Agr.lat.Des.}^{Esquerdo} = 71^\circ$, ativando as classes *Acima da Média* e *Excelente*, alcançando um desempenho de corrida na classe *Excelente*, com pontuação de $y_{Desempenho\ de\ corrida} = 9,42$ para o sistema. Entre os especialistas, o primeiro especialista classificou como *Acima da Média* e o segundo especialista como *Excelente*. O corredor R17 apresenta o melhor desempenho entre os corredores ilustrados na tabela, sendo que para o lado direito, $x_{Agr.lat.Des.}^{Direito} = 69^\circ$ nas classes *Acima da Média* e *Excelente* e para o lado esquerdo, $x_{Agr.lat.Des.}^{Esquerdo} = 72^\circ$ atingindo as classes *Acima da Média* e *Excelente*, alcançando um desempenho de corrida na classe *Excelente*, com pontuação de $y_{Desempenho\ de\ corrida} = 9,44$ para o sistema. Entre os especialistas, o primeiro especialista classificou como *Excelente* e o segundo especialista como *Acima da Média*.

6.4 ANÁLISE E VALIDAÇÃO DO SISTEMA DIFUSO PARA AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO EM CORRIDA

6.4.1 Validação do Sistema 1 de Avaliação de Desempenho da Lateralidade em Corrida

A validação do Sistema 1 - Condição de Lateralidade para avaliar no plano sagital, as medidas de deslocamento dos ângulos de extensão e flexão coxofemoral é realizada pela comparação de sua saída, com dois especialistas em corrida. Para encontrar o coeficiente Kappa é necessário que os especialistas classifiquem as unidades amostrais segundo os mesmos

critérios. Neste trabalho, os dois especialistas empregaram os mesmos termos linguísticos que o sistema para classificar a condição de lateralidade. Os termos linguísticos utilizados foram *Baixo, Abaixo da Média, Média, Acima da Média e Excelente*.

Como o sistema de inferência difusa permite uma múltipla classificação, a análise Kappa gera resultados de intervalo, assumidos na Tabela 8. Além disso, ao contrário de uma análise baseada em especialistas, que avalia o corredor de uma perspectiva geral de desempenho, a avaliação de desempenho de corrida difusa proposta permite uma análise paralela dupla, para o plano sagital direito e esquerdo, obtendo uma avaliação mais detalhada e precisa das habilidades de corrida.

Os resultados do grau de concordância Kappa para o sistema fuzzy proposto e o primeiro especialista convergiram em 76% - 92% para o plano sagital direito, enquanto na comparação com o segundo especialista há um acordo de 80% a 92%. O desempenho da lateralidade sagital esquerda em comparação com o primeiro especialista é de 48% a 88% e o segundo especialista atinge 52 a 92%. Ao considerar o primeiro especialista e o segundo especialista, a convergência é de 48%. Como é possível observar, a concordância de desempenho obtida entre os observadores diz respeito ao pior cenário de avaliação quando comparado com o sistema difuso proposto. Por esse motivo, o coeficiente Kappa para a avaliação da condição de lateralidade de do sistema difuso e o primeiro especialista, para as medidas coxofemorais da extensão do plano direito é $Kappa_{Especialista\ 1}^D = [0,15, 0,55]$, enquanto a comparação com o segundo especialista é $Kappa_{Especialista\ 2}^D = [0,22, 0,46]$. Ambas as análises classificam simultaneamente a condição de lateralidade como *Desprezível, Suave e Moderada*.

Para o plano sagital esquerdo, os resultados obtidos na comparação entre o sistema fuzzy e o primeiro especialista foi $Kappa_{Especialista\ 1}^E = [0,32, 0,45]$ enquanto entre o sistema difuso e o segundo especialista foi de $Kappa_{Especialista\ 2}^E = [0,31, 0,56]$. A concordância para a esquerda compreende a classificação *Suave e Moderada* para ambas as comparações. Por sua vez, a avaliação da condição de lateralidade entre o primeiro especialista e o segundo especialista foi $Kappa_{Especialista\ 2}^{Especialista\ 1} = [0,04]$, atingindo a classificação de concordância *Desprezível*.

Esses resultados apontam a discordância entre os especialistas, enfatizando a diferença de interpretação e a influência do ponto de vista dos observadores. Simultaneamente, eles destacam o sistema difuso, capaz de absorver essa subjetividade Inter observador na determinação de uma avaliação adequada da condição de lateralidade, realizando uma avaliação mais realista e eficaz do desempenho de corrida. Em algumas análises, o sistema difuso supera a discrepância obtida entre os especialistas em até dois níveis de classificação, alcançando, assim, um grau de

concordância significativo. A baixa convergência e o desacordo sobre a análise dos dois especialistas podem ser explicados pela subjetividade e variabilidade relativa à interpretação (ponto de vista) do observador profissional do esporte na análise da condição de lateralidade. Ao contrário, o maior entendimento do sistema difuso proposto com os especialistas em corrida, diz respeito à abordagem proposta capaz de absorver e representar a subjetividade da avaliação da condição de lateralidade ao classificar duas ou mais classes simultaneamente. Assim, essa abordagem permite que a condição de lateralidade seja classificada simultaneamente em duas ou mais classes, permitindo incorporar a variabilidade de medidas, aumentando assim a certeza e a precisão da classificação. Nesse sentido, a avaliação da condição de lateralidade para a medida angular da extensão e flexão coxofemoral sagital, se mostra uma alternativa formal e homogênea para apoiar a identificação de movimentos de desequilíbrios nos ângulos de extensão e flexão coxofemoral, minimizando ou reduzindo o risco de lesão e melhorando o desempenho da corrida.

6.4.2 Validação do Sistema 2 de Avaliação de Desempenho Total em Corrida

A validação do Sistema 2 - Agregação da Condição de Lateralidade para o Desempenho de Corrida para avaliar a simetria dos ângulos de movimentos coxofemoral, é realizada pela comparação de sua saída, com dois especialistas em corrida. Para encontrar o coeficiente Kappa é necessário que os especialistas classifiquem as unidades amostrais segundo os mesmos critérios. Neste trabalho, os dois especialistas empregaram os mesmos termos linguísticos que o sistema para classificar a agregação da condição de lateralidade para o desempenho de corrida. Os termos linguísticos utilizados foram *Muito Baixo*, *Baixo*, *Abaixo da Média*, *Média*, *Acima da Média*, *Bom* e *Excelente*.

Como o sistema de inferência difusa permite uma múltipla classificação, a análise Kappa gera resultados de intervalo, como mostrado na Tabela 9. Além disso, ao contrário de uma análise baseada em especialistas, que avalia o corredor de uma perspectiva geral de desempenho, a avaliação de desempenho de corrida difusa proposta permite uma análise paralela dupla, obtendo uma avaliação mais detalhada e precisa do desempenho de corrida.

Os resultados do grau de concordância Kappa para o sistema difuso condição de lateralidade para o desempenho de corrida proposto e o primeiro especialista convergiram em 76% - 84%, enquanto na comparação com o segundo especialista há um acordo de 68% a 76%. Ao considerar o primeiro especialista e o segundo especialista, a convergência é de 44%. Como é possível observar, a concordância do desempenho de corrida obtida entre os especialistas diz

respeito ao pior cenário de avaliação quando comparado com o sistema difuso proposto. Por esse motivo, o coeficiente Kappa para a avaliação do sistema da agregação da condição de lateralidade do desempenho de corrida e o primeiro especialista, para a medida de desempenho é $Kappa_{Especialista\ 1}^{Agreg.cond.later.do\ Des.} = [0,52, 0,67]$, enquanto a comparação com o segundo especialista é $Kappa_{Especialista\ 2}^{Agreg.cond.later.do\ Des.} = [0,47, 0,61]$. Na comparação entre os especialistas 1 e 2 é $Kappa_{Especialista\ 2}^{Especialista\ 1} = [0,04]$. A concordância entre o sistema difuso e o primeiro especialista compreende as classificações *Moderada*, *Substancial* e *Grande*, enquanto para o sistema difuso e o segundo especialista compreende as classes *Suave*, *Moderada*, *Substancial* e *Grande*. Por sua vez entre o primeiro especialista e o segundo especialista a classificação de concordância foi *Desprezível*.

A lógica difusa demonstra a possibilidade de incorporar a subjetividade na classificação do desempenho de corrida, pois muitas vezes o desempenho de corrida pode ser classificado simultaneamente em duas classes, minimizando a incerteza e a imprecisão da classificação. Diante da comparação entre o sistema e os especialistas em corrida, o sistema difuso de avaliação da articulação coxofemoral do desempenho de corrida é válido. O modelo apresentado é valido por ser capaz de auxiliar a subjetividade de identificação do nível de desempenho, para classificar o desempenho de corrida de forma acessível e abrangente, considerando aspectos qualitativos e quantitativos. Podendo se tornar uma importante ferramenta para área de biomecânica e treinamento.

7 CONCLUSÃO

O sistema difuso em cascata proposto para avaliar o desempenho de corrida permite a identificação do potencial de corrida, analisando simultaneamente os movimentos de extensão e flexão da articulação coxofemoral no plano sagital, e não apenas as medidas isoladas. Essa proposta tem a vantagem de utilizar variáveis linguísticas para estratificar o deslocamento angular da flexão e extensão coxofemoral, proporcionando uma avaliação abrangente do desempenho da lateralidade na corrida, podendo auxiliar na tomada de decisão humana, permitindo representar subjetividade, incerteza e imprecisão simultaneamente. O subsistema 1 analisou a articulação coxofemoral no plano sagital permitindo identificar (as)simetrias no deslocamento angular de extensão e flexão direita e esquerda, e assim, o risco de lesão e potenciais oportunidades de melhoria de desempenho. A análise dos dados apontou que há uma assimetria proporcionada pela influência maior do deslocamento angular de extensão sobre a amplitude de flexão. O sistema 2 avaliou o desempenho total de corrida que apontou que quanto mais simétrico for o corredor maior será o seu potencial de corrida. Assim, ao identificar movimentos de desequilíbrios nos ângulos de flexão e extensão, o sistema de avaliação fuzzy pode minimizar ou reduzir o risco de lesões, proporcionando prática de corrida segura. Os resultados são consistentes e combinados com a prática esportiva, podendo vir a ser uma alternativa para representar a complexidade da corrida. Desta forma, o sistema difuso de avaliação da articulação coxofemoral do desempenho de corrida proposto neste trabalho pode ser uma alternativa importante no campo da biomecânica e do treinamento esportivo, podendo ser aplicado por profissionais de educação física, com o objetivo de verificar a eficiência de uma intervenção técnica pré-estabelecida, em detrimento de outras opções de treinamento para a progressão ou melhoria significativa no desempenho de corrida.

8 REFERÊNCIAS

1. Knechtle, B et al. Men's Participation and Performance in the Boston Marathon from 1897 to 2017. *Int J Sports Med*. v. 39, n. 13, p. 1018-1027, 2018.
2. Orendurff, M, S; Kobayashi, T; Francis, K,T; Tullock, A, M,H; Chan, C; Kraus, E; Strike, S. M.S. A little bit faster: Lower extremity joint kinematics and kinetics as recreational runners achieve faster speeds. *Journal of Biomechanics* 71 (2018) 167–175.
3. Simonsen, E, B. Contributions to the understanding of gait control. *Danish Medical Journal*. 2014.
4. Papagrigoriou, A. et al. The Incentives and the Degree of Satisfaction of the Spectators of the Athens Classic Marathon 2015 and 2016. *Journal of Tourism Research*, Volume 16, Athens, Greece. June 2017.
5. Videbæk S. et al. Incidence of Running-Related Injuries Per 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med* (2015) 45:1017–1026.
6. Dingenen, B, Staes, F.F., Santermans, L., Steurs, L., Eerdeken, M., Geentjens, J., Peers, K.H.E., Thysen, M., Deschamps, K., Are two-dimensional measured frontal plane angles related to three-dimensional measured kinematic profiles during running?, *Physical Therapy in Sports* (2017).
7. Lucca, E. A corrida de rua como fator de inserção social. *Revista Educação*, vol.8 – Jundiaí, Sp. Julho 2014.
8. Euclides, M, F; *et al.* Benefícios da corrida de rua. *Rev. Conexão Eletrônica* – volume.13 Número 1 – Três Lagoas, MS. 2016.
9. Salgado, J, V, V. Corrida de rua: análise do crescimento do número de provas e de praticantes. *CONEXÕES*, Revista da Faculdade de Educação Física da UNICAMP, Campinas, v. 4, n. 1, 2006 – ISSN 1983 – 9030.
10. Rojo, J, R. Corridas de rua, sua história e transformações. VII Congresso Sulbrasileiro de Ciências do Esporte. *Anais do VII CSBCE*. Matinhos, PR. 2014
11. Scheerder. J. et al. (eds.), *Running across Europe*. Palgrave Macmillan, a division of Macmillan Publishers Limited 2015.
12. Darcy C. Plymire (2002) Running, Heart Disease, and the Ironic Death of Jim Fixx, *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73:1, 38-46.
13. Revista E, SESC. Movimento-se! n.116, www.sescsp.org.br, 01/2007. Disponível em: http://www.sescsp.org.br/online/artigo/4057_ESPORTE. Acessado em 14 de agosto de 2017.

14. IAAF. International Association of Athletics Federations. www.iaaf.org. Disponível em: <http://www.iaaf.org/competitions/iaaf-world-championships>. Acessado em: 14 de agosto de 2017.
15. AIMS. Associação Internacional de maratonas e Corridas de rua. Disponível em <http://www.aims-worldrunning.org/statistics/204statistics.htm>. Acessado em 14 de agosto de 2017.
16. Napier et al. Kinetic risk factors of running- related injuries in female recreational runners. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2018;28:2164–2172.
17. Correia. M. M. B et al. Análise sobre o perfil dos gestores de grupo de corrida de Recife, Pernambuco. *Revista Eletrônica Estácio Papirus*, v.4, n.2, p. 163-177, jul./dez. 2017. ISSN 2448-2080.
18. Malkinson, T. Current and emerging technologies in endurance athletic training and race monitoring. School of Health and Public Safety SAIT Polytechnic Calgary, Canada. 2009.
19. Webborn, N. Lifetime injury prevention: The sport profile model. *Sajsm* vol. 24 no. 4. 2012.
20. Malisoux et al. Can parallel use of different running shoes decrease running-related injury risk? *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 2015; 25: 110–115.
21. Slocum, D, B, MD; James, S, L, MD. Biomechanics of Running. *Jama*, Sept 9. Vol 205, N° 11. 1968.
22. Souza, A, M, e; Stemmer, M. R. Extraction and Classification of Human Body Parameters for Gait Analysis. *Journal of Control, Automation and Electrical Systems*. Published online: 01 August 2018. v. 29, n. 5, p. 586-604.
23. Cannon, A et al. Comparison of hip internal and external rotation between intercollegiate distance runners and non-running college students. *he International Journal of Sports Physical Therapy*. Volume 13, Number 6. December 2018.
24. Stein, R. e Börjesson, M. Sedentarismo no Brasil e na Suécia – Diferentes Países, Problema Semelhante. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. 2019; 112(2):119-120.
25. Ministério da Saúde. Programa Nacional de Promoção da Atividade Física “Agita Brasil”. Série c, Projetos e Relatórios; n. 63, p. 5-6, 2002.
26. Tiné, Luiza. Caminhada é a atividade física mais praticada pelo brasileiro. Blog da saúde. Ministério da Saúde, 2019. Disponível em: <http://www.blog.saude.gov.br/index.php/promocao-da-saude/53954-caminhada-e-a-atividade-fisica-mais-praticada-pelo-brasileiro>. Acesso em 23 de outubro de 2019.
27. Meneguci J, et al. Comportamento sedentário: conceito, implicações fisiológicas e os procedimentos de avaliação. *Motricidade* 2015, vol.11, n. 1, pp. 160-174.

28. FPA. Federação Paulista de Atletismo. Disponível em: www.atletismofpa.org.br, São Paulo, 2014 <<http://www.atletismofpa.org.br/corrida-de-rua/estatística-2014>>. Acessado em: 14 e agosto de 2017.
29. Chow, J, J, et al. Accuracy of step count measured by physical activity monitors: the effect of gait speed and anatomical placement site. *Gait & Posture*. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.012
30. Ishida, J, C. Presença de fatores de risco dependentes ou não de esforço físico em praticantes de corrida de rua. 2011. 57 f. (Monografia). Educação Física, Faculdade de Ciências da universidade Paulista – UNESP, Bauru, SP, 2001.
31. Sanfelic R. Análise qualitativa dos fatores que levam à prática da corrida de rua. *Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício*, São Paulo. v.11. n.64. p.83-88. jan./fev. 2017. ISSN 1981-9900.
32. Moraes, M. S; Santos, J. C. L. Dos; Oliveira, S. N. De; Moraes, S. De. Principais lesões e fatores de risco em corredores recreacionais. *EFDeportes.com*, Revista Digital. Buenos Aires - Año 20 - Nº 206 - Julio de 2015.
33. Hino, A, A F, et al. Prevalência de Lesões em corredores de rua e Fatores Associados. *Rev Bras Med Esporte – Vol. 15, no 1 – Jan/Fev, 2009*.
34. Hamill, J.; knutzen, K. M. *Biomechanical basis of human movement*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
35. Brunnstrom's clinical kinecsiology – 6th ed. F.A. Davis Company. Philadelphia. 2012.
36. Barbosa, C. P. F. M. *Modelação Biomecânica do Corpo Humano: aplicação na análise da marcha*. 2011. 109 f. (Dissertação de mestrado). Engenharia Biomédica, Universidade do Minho, Escola de Engenharia, Braga, Portugal. 2011.
37. Loundon, J. K; Reiman, M. P. Conservative management of femur o acetabular impingement (FAI) in the long-distance runner. *Physical Therapy in Sport* 15. 82-99. 2017.
38. Branco, M, A, C. *Análise do Padrão da Marcha na Gravidez, no Âmbito do Comportamento motor e da Biomecânica*. 2010. 73 f. (Dissertação de Mestrado). Especialização em Condição Física e Saúde. Escola Superior de Desporto de Rio Maior, Portugal, 2010.
39. Devin, J. The Versatility of Human Locomotion. *American anthropologist*, 87, 1985.
40. Borghese, N, A et al. Kinematic determinants of human locomotion. *Journal of Physiology* (1996), 494.3, pp.863-879.
41. Nogano, A; fujimoto, M; kudo, S; Akaguma, R. An image-processing-based technique to obtain instantaneous horizontal walking and running speed. *Journal homepage: Gate & Posture*, 51 (2016) 7 – 9. Faculty of sport and health science, Ritsumaikan University, Japan.

42. Estep. A et al. Differences in pattern of variability for lower extremity kinematics between walking and running. *Gait & Posture* 60 (2018) 111–115.
43. Costa, A, J, L. Metodologias e indicadores para avaliação da capacidade funcional: análise preliminar do Suplemento Saúde da Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios – PNAD, Brasil, 2003. *Ciência & Saúde Coletiva*, 11(4):927-940, 2006.
44. Silva, V, R. Cinesiologia e biomecânica. 1ª edição SESES rio de janeiro 2015. Estácio.
45. Mattos, Leandro. Planos anatômicos e eixos do corpo humano. Anatomia papel e caneta, 2019. Disponível em <https://www.anatomia-papel-e-caneta.com/planos-anatomicos-e-eixos-do-corpo-humano/>. Acesso em 12/05/2019.
46. Francisco, C, A. Efeitos principais e interação do angulo colo-diáfise femoral e da atividade física no mineral ósseo de diversas regiões do fêmur proximal, em crianças de 10 a 12 anos de idade. 2012. 40 f. (Dissertação de Mestrado). Exercício e Saúde. Fundação para a Ciência e a tecnologia, Lisboa, 2012.
47. Christian A. Clermont, Lauren C. Benson, Sean T. Osis, Dylan Kobsar & Reed Ferber (2018): Running patterns for male and female competitive and recreational runners based on accelerometer data, *Journal of Sports Sciences*. v. 37, n. 2, p. 204-211, 2019.
48. Augusto, César. Quadril: suas doenças e tratamentos. Coach Cesar Augusto, 2016. Disponível em www.coachcesaraugusto.com.br/2016/04/05/quadril-suas-doencas-e-tratamentos/. Acesso em 05/09/2018.
49. Ashley, Kevin. Applied Machine Learning for Health and Fitness: A Practical Guide to Machine Learning with Deep Vision, Sensors and IoT Apress, Springer. Belmont, CA, USA. 2020.
50. Masters A et al. Hip Taping Positively Alters Running Kinematics in Asymptomatic Females. *Int J Sports Med*. New York. 2018.
51. Patrizzi, L, J; Vilaça, K, H, C; Takata, E, T; Trigueiro, G. Análise pré e pós-operatória da capacidade funcional e qualidade de vida de pacientes portadores de osteoartrose de quadril submetidos a artroscopia. *Revista Brasileira Reumatologia*, v 44, n. 3, p. 185-91, Mai/jun, 2004.
52. Fullenkamp, A, M et al. A Comparison of Both Motorized and Non-Motorized Treadmill Gait Kinematics to Overground Locomotion. *Journal of Sport Rehabilitation*. v. 27, n. 4, p. 357-363, 2018.
53. Neumann, D. A Kinesiology of the Hip: A Focus on Muscular Actions. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. volume 40, number 2. February 2010.
54. Silva, A, M, B; Tkac, C, M. Treinamento Físico em Bailarinos. EFDesportes.com, Revista Digital, Buenos Aires, Argentina. Año 17, n. 172. Septiembre de 2012.

55. Fonteque, M, A et al. Estudo da eficácia da mobilização do sistema nervoso e do alongamento passivo para ganho de amplitude de movimento de flexão de quadril. IX Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e V Encontro Latino Americano de Pós-Graduação – Universidade do Vale do Paraíba. São José dos Campos. São Paulo. 2015.
56. Lage, L, A. Artroscopia do Quadril. www.ClinicaLage.com, 2001. Disponível em: [http://clinicalage.com.br/trabalhos/ArtroscopiaDoQuadril\(2001\)DrLafayetteLage.pdf](http://clinicalage.com.br/trabalhos/ArtroscopiaDoQuadril(2001)DrLafayetteLage.pdf). Acessado em 15 de agosto de 2017.
57. Norkin, C, C.; White, D, Joyce. Medida do movimento articular: manual de goniometria. Artes médicas, 1997.
58. Santos, J, D, M, et al. Confiabilidade inter e intra examinadores nas mensurações angulares por fotogrametria digital e goniometria. *Fisioterapia em Movimento*. 2011 jul/set;24(3):389-400.
59. Ribeiro, V, C, M; Araujo, E. Fuzzy Cascade System for Assessing the Running Performance based on Sagittal Flexion-Extension Coxofemoral Joint Measurement. 2020. No prelo.
60. Kulmala et al. Whole-body frontal plane mechanics across walking, running, and sprinting in young and older adults. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2017; 27: 956–963.
61. Beneck, G, J et al. The influence of pelvic rotation on clinical measurements of hip flexion and extension range of motion across sex and age. *Journal Physical Therapy in Sport*. volume 30, pages 1-7. California State University. 2018.
62. Prilutsky, B, I; Gregor, R, J. Swing- and support-related muscle actions differentially trigger human walk–run and run–walk transitions. *The Journal of Experimental Biology* 204, 2277–2287 (2001).
63. Campos, M, H. Aspectos Biomecânicos do andar e do correr em meio aquático. 34 f. (Monografia). Educação Física, Departamento de Esporte da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo – USP, São Paulo. 2001.
64. Brunieira, C, A, V. Análise Biomecânica da Locomoção Humana: Andar e Correr. *Treinamento Desportivo, Londrina*, V.3 (3) 54-61, 1998.
65. Anderson, T. Biomechanics and Running Economy. *Sports medicine*. 1996 Aug; 22 (2); 76-89. USA. 0112-1642/96/0008.Q076/S07.00/0.
66. Santos, E, C. et al. Treino de marcha melhora a cinética e cinemática em indivíduos com doença de Parkinson. *Arquivos de Ciências da Saúde*. 2015 jul-set; 22(3) 21-26.
67. Finley, J. M., Long, A., Bastian, A. J., & Torres-Oviedo, G. (2015). Spatial and temporal control contribute to step length asymmetry during split-belt adaptation and hemiparetic gait. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 29(8), 786-795.

68. Viteckova, S, et al. Fuzzy Expert System for Determining the Human Gait Phase. IEEE, International Conference on Applied Electronics. pp.315-318, 2014.
69. Bianch, A, B, et al. Marcha no processo de envelhecimento: alterações, avaliação e treinamento. Revista Uningá Vol.45, pp.52-55(Jul- Set 2015).
70. MacDonald, C, et al. Determination of Human Gait Phase Using Fuzzy Inference. IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, June 12-15, Noordwijk, The Netherlands.
71. Pas, F et al. La marcha humana. Cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica. Ed. Masson, Barcelona, 1984.
72. Tavares, M, A, F, et al. Impacto do treino de resistência muscular através do método de pilates solo na marcha de idosos institucionalizados juazeiro do norte. Congresso internacional de envelhecimento humano. Campina Grande – PB 2015.
73. Silva, S, R; Fraga, C, H, W; Gonsalves, M. Efeito da fadiga muscular na biomecânica da corrida: uma revisão. Motriz, Rio Claro, SP. V. 13, n. 3, p. 225 – 235, Jul/ set, 2007.
74. Brochado, J, C, F. Análise Biomecânica da Influência do Calçado Desportivo na Corrida. 2016. 98 f. (Dissertação de Mestrado). Escola Superior de Tecnologia e Gestão – Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, SP, 2016. A.
75. Silder et al. Running with a load increases leg stiffness. Journal of Biomechanics 48 (2015) 1003–1008.
76. Kellis, E; Liassou, C. The Effect of Selective Muscle Fatigue on Sagittal Lower Limb Kinematics and Muscle Activity During Level Running. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. Volume 39, number 3. March 2009.
77. Neiva, P, H. et al. Sebenta de estudos práticos: atletismo. Documento de apoio à Unidade Curricular de Estudos Práticos – Atletismo, do 1º ciclo em Ciências do Desporto da Universidade da Beira Interior. Covilhã. Portugal. 2018.
78. Hanley, B et al. Kinematic Variations Due to Changes in Pace During Men’s and Women’s 5 km Road Running. International Journal of Sports Science & Coaching. Volume 6, Number 2. 2011.
79. Fraga, C. H, W, et al. Efeito da velocidade de corrida em variáveis eletromiográficas e metabólicas. Motriz, Rio Claro, v.15 n.4 p.911-918, out./dez. 2009.
80. Carmo, E, C. Estratégia de corrida em média e longa distância: como ocorrem os ajustes de velocidade ao longo da prova? Revista Brasileira de Educação Física e Esporte, São Paulo, v.26, n.2, p.351-63, abr./jun. 2012.

81. Churchill, S, M et al. The effect of the bend on technique and performance during maximal effort sprinting, *Sports Biomechanics*. v. 14, n. 1, p. 106-121, 2015.
82. Franz, J, R et al. Changes in the cordenation of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait & Posture*. v. 29, n. 3, p. 494-498, 2009.
83. Tartaruga, M, P. Relação entre economia de corrida e variáveis biomecânicas em corredores fundistas. 2008. 86 f. (Dissertação de Mestrado). Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, 2008.
84. Zerbini, C, E, G, et al. Capacidades físicas de idosos praticantes de musculação e hidroginástica: Uma revisão da Literatura. VI encontro científico e simpósio de educação física. Lins. São Paulo. 2017.
85. Weineck, J. Treinamento Ideal 9ªEd. São Paulo: Editor Manole, 2003.
86. Jacques, M, et al. Relação de flexibilidade e crescimento de atletas de ginástica rítmica do município de cascavel, paraná. *Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte* – v. 14, n. 2, 2015, p. 120-129.
87. American college of sports medicine (ACSM). Quantity and Quality of Exercise for developing and Maintaining Cardiorespiratory, Musculoskeletal, and Neuromotor Fitness in Apparenty Healthy Adults: Guidance for prescribing Exercise. *Medicine e Science in Sports e Exercise*, 2011.
88. Damsted, C et al. Reliability of video-based quantification of the knee- and hip angle at foot strike during running. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. Volume 10, Number 2. April 2015.
89. BMCLAB. Laboratório de Biomecânica e Controle Motor. São Paulo. 11/2016. Disponível em: <http://demotu.org/serviços/rba/método-de-avaliacao-biomecanica-da-corrida/>. Acesso em 23 de maio de 2017.
90. Zeitoune, G, G; Leporace, G, B, L, A; Metsavaht, L; Nadal, J. Influência do aumento de velocidade de corrida na cinemática dos membros inferiores de sujeitos hígidos, XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2014.
91. Santo, C, C, E, et al. Análise das variáveis espaços temporais e angulares da marcha em indivíduos cegos. *Acta Fisiatr*. 2017;24(3):138-142.
92. Gudwin, R, R; Gomide, F, A, C. Modelagem, Controle, Sistemas e Lógica Fuzzy. *SBA Controle e Automação*/ vol. 4 n. 3/ setembro-outubro, 1994.
93. Pelleiter, F, J. Matemathematics of fuzzy logic. *The Bulletin of Symbolic Logic*. Vol.6, nº.3(Sep.,2000), 346-346.

94. Visvanathan, A.; GIBB, A. P.; Brady, R. R. W. Increasing clinical presence of mobile communication technology: avoiding the pitfalls. *Telemedicine and e Health*, New York, v. 17, n. 8, p. 656-661, 2011.
95. Mena, L. J.; Felix, V. G.; Ostos, R.; Gonzalez, J. A.; Cervantes, A.; Ochoa, A.; Ruiz, C.; Ramos, R.; Maestre, G. E. Mobile personal health system for ambulatory blood pressure monitoring. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, v. 2013, n. 598196, p. 1-13, 2013.
96. Shaw, I. S. Simões, M. G. Controle e modelagem fuzzy. São Paulo: Editora Edgard Blücher Ltda, 1ª edição, 1999 *Computers in Biology and Medicine*.
97. Araujo, E. Lógica Difusa (Fuzzy) e Raciocínio Lógico Aproximado: Conceitos e aplicações. Synergismus Scyentifica UTFPR, Pato Branco, 04 (02). 2009.
98. Novák, V.; Perfilieva, I.; Mockor, J. (1999). *Mathematical principles of fuzzy logic*. Dordrecht: Kluwer Academic. ISBN 978-0-7923-8595-0.
99. Zadeh, L. A. Fuzzy sets. *Information and Control* Volume 8, Issue 3, June 1965, Pages 338-353.
100. Sandri, S; Correa, C. Lógica Nebulosa. V Escola de Redes Neurais, Promoção: Conselho Nacional de Redes Neurais pp. c073-c090, 19 de julho, 1999 - ITA, São José dos Campos – SP.
101. Pedrycz, W. and Gomide, F. (1998). *An Introduction to Fuzzy Sets: Analysis and Design*, MIT Press, Boston.
102. Rigne, D, G S, et al. Uma introdução a lógica fuzzy. *Revista eletrônica de sistemas de informação e gestão tecnológica*. vol. 01. N. 01.2011.
103. Garg, s; Gaur, D, V, K. Use of fuzzy logic and its implementation in software engineering. *International Journal of Research in Science and Technology* <http://www.ijrst.com/> (IJRST) 2011, Vol. No. 1, Issue No. II, July-Sept ISSN: 2249-0604 International.
104. Esmi, E et al., Tunable equivalence fuzzy associative memories. *Fuzzy sets and systems*. v. 292, p. 242-260, 2016.
105. Junior, H, M, R, et al. Agente tomador de decisões baseadas em lógica fuzzy no jogo de pôquer. XII Simpósio de Mecânica Computacional 23 a 25 de maio, Diamantina, MG, Brasil. Anais do SIMMEC 2016 ABMEC.
106. Roveri MI, Manoel EdJ, Onodera AN, Ortega NRS, Tessutti VD, Vilela E, et al. Assessing experience in the deliberate practice of running using a fuzzy decision-support system. *PLoS one* v. 12, n. 8, p. e0183389, 2017.

107. Bellman, R. E. and Zadeh, L. A. (1970). Decisionmaking in a fuzzy environment, *Management Science* 17(4): B 141–164.
108. Hospinet. Equipamentos médicos e hospitalares. www.hospinet.com.br. Disponível em: www.hospinet.com.br/balanca-antropometrica-mecanica-150-kg-welmy/. Acessado em 17/10/2017.
109. Editora Metha. www.editorametha.com.br. São Paulo. Disponível em: www.editorametha.com.br/equipamentos/trena-fita-metrica.html/?limit=25. Acessado em 30/11/2017.
110. Magee, 2002. Goniometria do quadril. www.concursofioterapia.com. 05/2015. Disponível em: <http://www.concursofioterapia.com/05/2015/goniometria-do-quadril.html>. Acessado em: 10/09/2017.
111. Kikos. Televendas. www.kikos.com.br. São Paulo. Disponível em: www.kikos.com.br/esteiras. Acessado em 29/10/2017.
112. Noraxon. An All-in-One Biomechanics Research Ecosystem. U.S.A. Disponível em: <https://www.noraxon.com/products/3d-motion-capture/>. Acessado em 03/11/2017.
113. Silva, M, A, et al. Avaliação dos efeitos da ingestão prévia de carboidratos sobre a resposta glicêmica de praticantes de musculação. *Revista Brasileira de Nutrição Esportiva*, São Paulo. v. 12. n. 76. Suplementar 2. p.1011-1019. Jan./Dez. 2018. ISSN 19819927.
114. Cohen J. A coefficient of agreement for nominal scales. *Educational Psychological Measurement*. 20:37 – 46. 1960.
115. Cohen J. Weighted kappa: nominal scale agreement. with provision for scaled disagreement or partial credit. *Psychological Bulletin*. 70:213, 220. 1968.
116. Cristopoliski, F, *et al.* Efeito Transiente de Exercícios de Flexibilidade na Articulação do Quadril Sobre a Marcha de Idosas. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte – Vol. 14, N o 2 – Mar/Abr, 2008*.

APÊNDICES

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Esclarecimentos e informações sobre a participação na pesquisa

O (A) Sr.(a) está sendo convidado(a) como voluntário(a) a participar da pesquisa **“Análise goniométrica e cinematria tridimensional da articulação coxofemoral no ciclo de passada da corrida empregando a lógica fuzzy em corredores”**. Nesta pesquisa pretendemos **“Propor um critério de avaliação biomecânica através da goniometria e cinematria tridimensional da corrida durante o ciclo de passada em corredores empregando a lógica difusa para análise de desempenho”**. O motivo que nos leva a estudar é **“Que durante a corrida acontece uma variação angular na articulação coxofemoral que pode acarretar lesão ou, se orientada, corretamente pode predizer o desempenho do corredor”**.

Para esta pesquisa adotaremos os seguintes procedimentos:

- Ao chegar para o experimento você receberá uma banana que é um alimento com alta concentração de carboidratos, que são metabolizados pelas células e produzem energia rápida para o corpo, sendo ideal para consumir 30 min antes da atividade física, pois é rica em potássio e contém frutose, um açúcar importante para a produção de energia e rápida digestão, além de evitar câibras. Isto fará com que o você tenha energia durante todo o estudo da corrida em esteira;
- Você receberá também uma garrafa de água mineral de 500 ml para hidratação antes e pós-teste na esteira;
- Se o você não quiser ingerir a banana, fará o teste em esteira da mesma forma, e seus dados serão coletados para verificar se houve diferença de desempenho na corrida com quem ingeriu a banana 30 min antes;
- Em seguida você deverá apresentar um atestado de aptidão física normal, validado e atestado por um médico, ou preencher o Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q);
- Será realizada uma entrevista individual feita pelo avaliador em uma sala reservada com o objetivo de obter informações pessoais, estado geral de saúde e sua experiência com a corrida;
- Após a entrevista será iniciada na mesma sala reservada a coleta de dados antropométricos, que são peso e altura, e goniométricos estacionários, que são os movimentos de flexão e extensão da articulação coxofemoral, deitados em decúbito dorsal (de barriga para cima)

e decúbito ventral (de barriga para baixo), com um goniômetro manual manuseado pelo avaliador;

- Após a verificação angular dos movimentos estacionários de flexão e extensão serão colocados nos voluntários, os sensores inerciais para realizar a cinemetria tridimensional na esteira, que são pontos refletores a serem colocados nas articulações dos membros inferiores como: coxofemoral, joelhos e tornozelos, além de vestir nas mesmas articulações os elásticos dos sensores que permitem total mobilidade para realização da corrida em esteira, para a goniometria virtual. Esses sensores mandam as informações para o computador através do software *MyoMotion®*, para posterior análise de dados;

- Você deverá realizar a corrida em esteira para ser mensurada a variação angular que ocorre no ciclo da passada nas fases de apoio, impulsão e recuperação;

- Ao iniciar a cinemática tridimensional na esteira, você deverá realizar um aquecimento de 5 minutos em velocidade progressiva até alcançar a velocidade 8 km/h. Consecutivamente, poderá correr de 8 km/h a no máximo 14 km/h aumentando a velocidade a cada 5 minutos até completar o total de 30 minutos, depois deve diminuir a velocidade a menos de 8 km/h durante 5 minutos para a finalização da corrida na esteira;

- A velocidade de 8 km/h foi escolhida por estar acima da faixa de transição entre a marcha e a corrida e a de 14 km/h por ser uma velocidade em que o padrão de contato inicial é preservado;

- Após os 30 minutos de corrida e 05 minutos de esfriamento, o experimento será encerrado. A esteira será desligada e você estará dispensado.

Caso aceite participar, no dia e hora marcados para sua participação no experimento, você será instruído (a) previamente a utilizar roupas e calçados adequados, sem adereços ou acessórios que possam interferir e alterar medidas, no momento da aferição do peso corporal e na corrida em esteira.

Quanto aos riscos desta pesquisa, estão classificados como riscos mínimos transitórios do tipo físico, tais como: *eventual lesão durante a corrida em esteira no processo de coleta de dados; fadiga; falta de ar.*

Caso sejam constatados possíveis efeitos adversos ou queixas do participante durante o experimento, a esteira será desligada imediatamente, interrompendo a atividade de corrida e a coleta de dados, assim como serão tomadas as providências necessárias, sem ônus para você, como: *realizar os primeiros socorros; chamar o Serviço de Atendimento Médico de Urgência - SAMU; acompanhar o voluntário até a sua residência.*

Os benefícios da pesquisa incluem: *Critério para avaliação de desempenho e suporte de prevenção de lesões na corrida, considerando a articulação coxofemoral; Utilização de um Sistema Inteligente Baseado em Técnica de Inteligência Artificial, em geral, e Lógica Fuzzy, em particular, para a avaliação em corrida em tempo real e off-line.*

Para participar desta pesquisa você não receberá qualquer vantagem financeira e também não terá gastos, caso tenha, fica garantido ao participante (caso tenha algum acompanhante ficará garantido também) o ressarcimento de despesas decorrentes da participação na pesquisa (como exemplo, o transporte e a alimentação, e outros mais que possa vir a ter).

A sua participação é voluntária e a recusa em participar não acarretará qualquer penalidade ou modificação na forma em que é atendido pelo pesquisador. Terá o esclarecimento sobre o estudo em qualquer aspecto que desejar e estará livre para participar ou recusar-se a participar. Você poderá retirar seu consentimento ou interromper a participação em qualquer momento da pesquisa. Os resultados da pesquisa estarão à sua disposição quando finalizada. Seu nome ou o material que indique sua participação não será liberado sem a sua permissão. O (A) Sr. (a) não será identificado em nenhuma publicação que possa resultar e terá sua identidade mantida em sigilo. Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias, sendo que uma cópia será arquivada pelo pesquisador responsável, e a outra lhe será fornecida. Os dados e instrumentos utilizados na pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador responsável por um período de 5 (cinco) anos, e após esse tempo serão destruídos.

CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Eu, _____, portador(a) do documento de Identidade _____ fui informado(a) dos objetivos da pesquisa **“Análise goniométrica e cinematria tridimensional da articulação coxofemoral no ciclo de passada da corrida empregando a lógica fuzzy em corredores”**, de maneira clara e detalhada e esclareci minhas dúvidas. Sei que a qualquer momento poderei solicitar novas informações e modificar minha decisão de participar se assim o desejar, sem que haja nenhum prejuízo a minha pessoa.

Declaro que concordo em participar. Recebi uma cópia deste termo de consentimento livre e esclarecido e me foi dada à oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

São José dos Campos, _____ de _____ 2020.

Assinatura do participante Assinatura do pesquisador

Em caso de dúvidas, com respeito aos aspectos éticos desta pesquisa, você poderá consultar:

Pesquisador responsável: Vanessa Cardoso Malta Ribeiro. Telefone: (12) 997242223 (INCLUSIVE LIGAÇÕES A COBRAR) e-mail: nessamalta37@gmail.com

O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) é um colegiado interdisciplinar e independente, existente nas instituições que realizam pesquisas envolvendo seres humanos no Brasil, criado para defender os interesses dos sujeitos da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro dos padrões éticos (Normas e Diretrizes Regulamentadoras da Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – Resolução CNS 196/96, II.4).

Em caso de dúvidas, com respeito aos aspectos éticos desta pesquisa, consultar:

Comitê de Ética e Pesquisa – Universidade Anhembi Morumbi

Endereço: Rua Casa do Ator, 294 - 7º andar - Unidade 5 – Vila Olímpia - São Paulo / SP

CEP: 04.546-000 / Telefone: (11)3847-3052

E-mail: agmarota@anhembi.br - CARLOS ROCHA OLIVEIRA - Coordenador

ANEXOS

ANEXO A

ANAMNESE
INFORMAÇÕES PESSOAIS

Nome _____ Idade _____ Data/Nasc. ____/____/____
 RG: _____ Endereço _____ Bairro _____
 Telefone residencial: _____ celular: _____ Em caso de
 emergência falar com: _____ grau de parentesco: _____
 Telefone 1 _____ telefone 2 _____ Possui convênio
 Médico? () Sim () Não. Qual? _____ Toma algum medicamento de
 uso contínuo? _____ E-mail
 para contato: _____

ATIVIDADE FÍSICA

Que tipo de atividade física você pratica?

Há quanto tempo? _____ Qual a frequência por
 semana _____

Objetivos em relação à prática de Atividades Físicas:

Condicionamento Físico () Estética () Diminuição do stress () Emagrecimento ()

Qualidade de vida (). Outros: _____

Há quanto tempo você pratica corrida de rua ou em esteira?

Quantas vezes por semana você treina a corrida 1x (), 2x (), 3x (), 4x (), 5x (), 6x () ou 7x ()

Qual o seu volume semanal de corrida () menos que 5 km, entre 5 e 8 Km (), entre 8 e
 10Km (), acima de 10 Km ()

Você já participou de corridas oficiais? () Sim, () não. Em quais quilometragens costuma se
 inscrever () 5 Km, () 10 Km, () 21 Km ou () 42 Km

Você se considera um corredor () recreacional, () profissional ou de () elite

Porque você pratica corrida _____

HISTÓRICO MÉDICO

Faz algum tratamento ou acompanhamento médico? S () N () Qual?

Já apresentou (recentemente) ou apresenta algum desses sintomas? _____

Sangramento () Dor de Cabeça contínua () Palpitação () Inchaço () tontura () Desmaios ()

Falta de Ar ☐ Dor na Coluna ☐ Câimbra ☐ Dor nas Pernas ☐ Dor no Peito ☐ Dor Articular ☐
Apresenta alguma dessas condições?

Problemas Cardíacos ☐ Hipertensão ☐ Colesterol Elevado ☐ Diabetes ☐ Bronquite ☐
Asma ☐ Convulsões ☐ Hipotireoidismo ☐ Artrose ☐ Artrite ☐ Osteoporose ☐ Tendinite ☐
Osteopenia ☐ Obesidade ☐ Tabagismo ☐ Escoliose ☐ Hérnia de Disco ☐ Labirintite ☐

Outras não mencionadas: _____

Já sofreu alguma fratura? S (☐) N (☐) Onde? _____

Tem dificuldade em realizar algum movimento S (☐) N (☐) Qual: _____

Já fez cirurgia S (☐) N (☐) Para que _____ quando? _____

HISTÓRICO FAMILIAR

Apresenta histórico familiar (pai, mãe, avós e irmãos) de:

☐ Problemas cardíacos ☐ Hipertensão ☐ Diabetes ☐ Obesidade. Outros não mencionados:

Alguém da família (pai, mãe, avós e irmãos) sofreu ataque cardíaco antes dos 50 anos?

Sim ☐ Não ☐

Declaro que sou responsável pelas informações acima prestadas, sendo as mesmas verdadeiras.

São José dos Campos, _____ de _____ 20____.

Nome Completo: _____

Assinatura: _____

ANEXO B

PAR-Q

Physical Activity Readiness Questionnaire

QUESTIONÁRIO DE PRONTIDÃO PARA ATIVIDADE FÍSICA

Este questionário tem objetivo de identificar a necessidade de avaliação clínica e médica antes do início da atividade física. Caso você marque um SIM, é fortemente sugerida a realização da avaliação clínica e médica. Contudo, qualquer pessoa pode participar de uma atividade física de esforço moderado, respeitando as restrições médicas.

O PAR-Q foi elaborado para auxiliar você a se autoajudar. Os exercícios praticados regularmente estão associados a muitos benefícios de saúde. Completar o PAR-Q representa o primeiro passo importante a ser tomado, principalmente se você está interessado em incluir a atividade física com maior frequência e regularidade no seu dia a dia.

O bom senso é o seu melhor guia ao responder estas questões. Por favor, leia atentamente cada questão e marque SIM ou NÃO.

SIM NÃO

- | | | |
|--------------------------|--------------------------|--|
| ☐ | ☐ | 1. Alguma vez seu médico disse que você possui algum problema cardíaco e recomendou que você só praticasse atividade física sob prescrição médica? |
| ☐ | ☐ | 2. Você sente dor no tórax quando pratica uma atividade física? |
| ☐ | ☐ | 3. No último mês você sentiu dor torácica quando não estava praticando atividade física? |
| ☐ | ☐ | 4. Você perdeu o equilíbrio em virtude de tonturas ou perdeu a consciência quando estava praticando atividade física? |
| ☐ | ☐ | 5. Você tem algum problema ósseo ou articular que poderia ser agravado com a prática de atividades físicas? |
| ☐ | ☐ | 6. Seu médico já recomendou o uso de medicamentos para controle da sua pressão arterial ou condição cardiovascular? |
| ☐ | ☐ | 7. Você tem conhecimento de alguma outra razão física que o impeça de participar de atividades físicas? |

Declaração de Responsabilidade

Assumo a veracidade das informações prestadas no questionário “PAR-Q” e afirmo estar liberado(a) pelo meu médico para participação em atividades físicas.

Nome do(a) participante: _____

Nome do(a) responsável se menor de 18 anos: _____

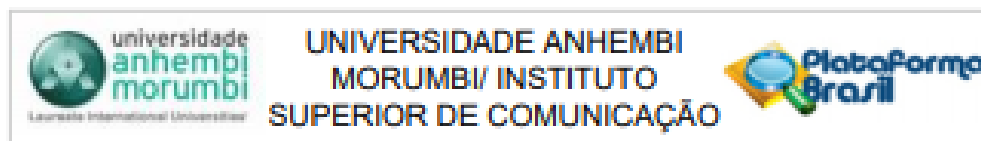
Data: _____

Assinatura _____

(Assinatura do Responsável no caso de menor de 18 anos)

ANEXO C

APROVAÇÃO NO COMITE DE ÉTICA

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: ANÁLISE BIOMECÂNICA DA CORRIDA EMPREGANDO A LÓGICA FUZZY EM CORREDORES RECREACIONAIS

Pesquisador: VANESSA CARDOSO MALTA RIBEIRO

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 12862519.9.0000.5492

Instituição Proponente: Universidade Anhembi Morumbi/ Instituto Superior de Comunicação

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.319.991

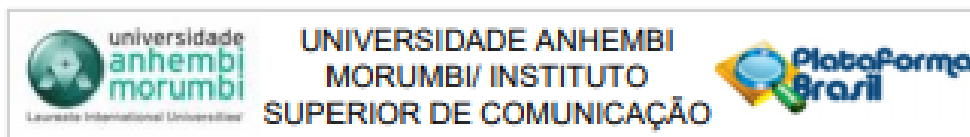
Apresentação do Projeto:

A corrida é um esporte que cresce a cada ano, sendo praticada por corredores de faixas etárias diversas em todo o mundo. Durante a corrida acontece uma variação angular da articulação coxofemoral que pode afetar diretamente o desempenho do corredor podendo resultar em lesões, particularmente de membros inferiores em joelhos, quadril, tornozelos e pés. O presente trabalho objetivo analisar corredores recreacionais com parâmetros lineares e angulares da corrida em esteira através da goniometria e cinemetria tridimensional empregando a lógica difusa (Fuzzy). O sistema proposto pode ser uma alternativa para identificar a condição ou potencial de desempenho do corredor, servindo assim como um modelo para orientação da prática segura da corrida, minimizando o risco de lesões dos corredores recreacionais ou profissionais.

Objetivo da Pesquisa:

Propor um critério de avaliação biomecânica através da goniometria e cinemetria tridimensional da corrida durante o ciclo de passada em corredores recreacionais empregando a lógica difusa para análise de desempenho.

Endereço: Rua Casa do Alor, 294 - 7º andar - Unidade 5
Bairro: Vila Olímpia **CEP:** 04.546-000
UF: SP **Município:** SÃO PAULO
Telefone: (11)3847-3052 **E-mail:** agmarota@anhembibr



Continuação do Parecer: 3.319.691

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Eventual lesão durante a atividade física de corrida no processo de coleta de dados.

Benefícios:

Critério para avaliação de desempenho e para suporte de prevenção de lesões da corrida considerando a articulação coxofemoral

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

É um projeto com condições de realização, caracterizando exequibilidade na proposta.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Estão adequados e contemplam as exigências da resolução 466/12.

Recomendações:

NDN

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

NDN

Considerações Finais a critério do CEP:

1. Apresentar relatório parcial da pesquisa, semestralmente, a contar do início da mesma.
2. Apresentar relatório final da pesquisa até 30 dias após o término da mesma.
3. O CEP UAM deverá ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo.
4. Quaisquer documentações encaminhadas ao CEP UAM deverão conter junto uma Carta de Encaminhamento, em que conste o objetivo e justificativa do que esteja sendo apresentado.
5. Caso a pesquisa seja suspensa ou encerrada antes do previsto, o CEP UAM deverá ser comunicado, estando os motivos expressos no relatório final a ser apresentado.
6. O TCLE deverá ser obtido em duas vias, uma ficará com o pesquisador e a outra com o sujeito de pesquisa.
7. Em conformidade com a Carta Circular nº. 003/2011CONEP/CNS, faz-se obrigatório a rubrica em todas as páginas do TCLE pelo sujeito de pesquisa ou seu responsável e pelo pesquisador.

Endereço: Rua Casa do Acor, 294 - 7º andar - Unidade 5
Bairro: Vila Olímpia **CEP:** 04.540-000
UF: SP **Município:** SÃO PAULO
Telefone: (11)3847-3052 **E-mail:** agmarcia@anhemb.br



**UNIVERSIDADE ANHEMBI
MORUMBI/ INSTITUTO
SUPERIOR DE COMUNICAÇÃO**



Continuação do Parecer: 3.319.991

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMACOES_BASICAS_DO_PROJETO_1234062.pdf	06/04/2019 19:36:25		Acelto
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	t_.pdf	06/04/2019 19:33:15	VANESSA CARDOSO MALTA RIBEIRO	Acelto
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	p_.pdf	06/04/2019 19:32:53	VANESSA CARDOSO MALTA RIBEIRO	Acelto
Folha de Rosto	folhaDeRosto.pdf	04/04/2019 11:40:37	VANESSA CARDOSO MALTA	Acelto

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 11 de Maio de 2019

Assinado por:
CARLOS ROCHA OLIVEIRA
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Casa do Acor, 294 - 7º andar - Unidade 5
Bairro: Vila Olímpia **CEP:** 04.545-000
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)3847-3052 **E-mail:** agmarocha@anhembibr