

Base fixa vs base móvel: Um estudo do movimento de serviço no ténis utilizando o software AnyBody.

Manuel Pereira Bragança Guise Pinheiro

Master Dissertation

FEUP Supervisor: Prof. Marco Parente



Master in mechanical engineering

June 2023

Resumo.

Neste trabalho, pretende-se realizar uma comparação com base em dados científicos de o movimento de o serviço no ténis, com base móvel e com base fixa, para se verificar quais são os seus pontos fortes e fracos respetivos, utilizando o software AnyBody e explorando as suas funcionalidades.

Foram realizados vários ensaios de cada um dos movimentos com o software Xsens que foram depois inseridos no programa AnyBody, para se obter a evolução de energia mecânica e ativação muscular durante o movimento e os valores máximos de poder metabólico e carga articular.

Os resultados mostraram algumas diferenças ao espectável, visto que o movimento com base móvel é o mais dispendioso energeticamente e o que mais carregará o corpo, mas que resulta em uma maior transmissão de energia para a bola, enquanto o serviço com base fixa permite uma posição mais estável para executar o serviço, o que trata vantagens na precisão da pancada.

Platform stance vs Pinpoint Stance: A study of the tennis service motion using AnyBody software.

Abstract.

In this work, it's intended to make a comparison based on scientific data of the serve motion in tennis, with pinpoint stance and with platform stance, to verify which are their respective strong and weak points, using the AnyBody software and exploring its functionalities.

Several tests of each movement were made with the software Xsens and then inserted in the software AnyBody, to obtain the evolution of mechanical energy and muscle activation during the movement and the maximum values of metabolic power and joint load.

The results showed some differences to the expected, since the movement with pinpoint stance is the most energetically expensive and the one that loads the body the most, but which results in a greater transmission of energy to the ball, while the service with platform stance allows a more stable position to execute the service, which will benefit the precision of the str

Acknowledgements.

Primeiro, gostaria de agradecer ao Professor Marco Parente por toda a atenção, ajuda e disponibilidade durante of projeto, sem o seu auxilio, este documento não passaria de umas páginas em branco.

De seguida, gostaria de agradecer ao engenheiro Pedro Pratas, pela disponibilidade para gravar os ensaios e pelas dicas, tornando todo o trabalho possível.

Também gostaria de agradecer à engenheira Nilza Ramião e ao engenheiro Marco Marques pela disponibilidade e a todos os professores e funcionários da faculdade que, durante estes 5 anos, sempre me trataram com o máximo respeito.

I would also like to thank Mister Divyaksh S. Chander for all the support, attention and help provided, without his assistance, this report wouldn't be possible aswell.

Ao Duarte Durão, deixo um obrigado especial por ter realizado os serviços analisados.

Quero agradecer aos meus pais por todo o apoio, não só durante o curso, mas, durante toda a minha vida e por sempre suportarem as minhas decisões, tendo sempre a minha felicidade em primeiro lugar.

De seguida, gostava também de agradecer ao Lawn Tennis Club da Foz, ao Sport Clube do Porto e à Academia Workout por sempre me fazerem sentir em casa e serem responsáveis pela pessoa que sou hoje.

Ao grupo Maromba, por sempre me puxar para ser melhor todos os dias e mostrarem o exemplo.

Aos tropinhas, por serem as pessoas com quem eu sempre posso contar.

Aos amigos que conheci durante todo o meu percurso, também deixo um agradecimento por fazerem parte de mim e tornarem-me em quem sou hoje.

And, lastly, I would like to thank a special someone for all the support, love and affection and for making me the happiest man in the world. L u.

Conteúdos.

1	Introdução.....	1
1.1	Enquadramento do projeto e motivação.....	3
1.2	Departamento de Biomecânica INEGI.....	3
1.3	Objetivos do trabalho.....	4
1.4	Método seguido e estrutura da dissertação.....	4
2	Biomecânica e otimização.....	6
2.1	Método Multibody.....	6
2.1.1	Método de Rui.....	7
2.1.2	Nova versão da matriz de transferência.....	9
2.2	Software para sistemas multibody.....	11
2.3	Sistema do corpo humano.....	12
2.3.1	Tecidos moles.....	13
2.3.2	Tecidos duros.....	18
3	Base móvel vs Base fixa.....	21
3.1	Ténis, o desporto mais difícil?.....	22
3.2	O serviço, a pancada mais importante.....	25
4	Estado de arte.....	29
4.1	“Moment arm” e “excursion” para o polegar.....	29
4.2	Previsão de exercício de força.....	32
4.3	Validação da utilização do AnyBody em cargas a L4L5.....	37
4.4	Simulação e análise do movimento de flexão.....	39
4.5	Análise do sistema musculoesquelético no software “AnyBody”.....	42
4.6	Outros casos de estudo interessantes.....	50
5	Processo experimental e obtenção de resultados.....	52
5.1	Familiarização com as ferramentas e desenvolvimento do modelo.....	52
5.2	Linguagem “AnyScript”.....	56
5.3	Ajustes do modelo do corpo humano.....	64
5.4	Previsão de “Ground Reaction Forces”.....	68
5.5	Software de captação de movimento.....	69
6	Extração de resultados.....	71
6.1	Importação dos dados para o software “AnyBody”.....	71
6.2	Exposição de resultados.....	75
6.2.1	Serviço “Platform Stance” (base fixa).....	77
6.2.2	Serviço “Pin Point Stance” (base móvel).....	89
7	Declarações finais.....	99
7.1	Conclusões.....	99
7.2	Trabalhos futuros.....	100
	Referências.....	101
	ANEXO A: Evoluções temporais do poder metabólico e carga articular.....	105

Siglas.

- . **AMS:** AnyBody Modeling system;
- . **ADPo:** Oblique head of the adductor pollicis;
- . **ADPt:** Transverse head of the adductor pollicis;
- . **APB:** Abductor pollicis brevis;
- . **APL:** Abductor pollicis longus;
- . **ATP:** Trifosfato de adenosina;
- . **A.T.P.:** Association of Tennis Professionals;
- . **CF:** Fatores corretivos;
- . **CMC:** carpometacarpal joint;
- . **CNS:** sistema nervoso central;
- . **DHM:** modelação humana digital;
- . **EPB:** Extensor pollicis brevis;
- . **EPL:** Extensor pollicis longus;
- . **FPB:** Flexor pollicis brevis;
- . **FPL:** Flexor pollicis longus;
- . **INEGI:** Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial;
- . **IP:** Interphalangea joint;
- . **MAS:** máxima força de braço;
- . **MMA:** máxima ativação muscular;
- . **MP:** Metacarpophalangeal joint;
- . **OPP:** Opponens pollicis;
- . **QE:** equação quadrática;
- . **Gastroc.:** Gastrocnémio;

Índice de Figuras e Gráficos.

Figura 1: Exemplos de utilização de tecnologia para análise de performance. [1]	1
Figura 2: Exemplo de um movimento de serviço com base fixa. (Jogador: Roger Federer) [2]	2
Figura 3: Exemplo de um movimento de serviço com base móvel. (Jogador: Andy Murray) [3]	2
Figura 4: Imagem promocional do Software “AnyBody”. [5]	3
Figura 5: Exemplo de um sistema multibody. [8]	7
Figura 6: Modelo dinâmico do sistema multibody. [7]	8
Figura 7: Cientista chinês XiaoTing Rui, responsável pela criação do método de Rui. [9]	10
Figura 8: Decomposição de um braço robótico em elementos (corpos e ligações). [10]	11
Figura 9: Exemplo de captação de movimento e visualização no software. [11]	12
Figura 10: Secção do sistema muscular do corpo humano legendada. [14]	15
Figura 11: Esquema do tendão de Aquiles. [15]	15
Figura 12: Esquema detalhado da articulação do joelho. [16]	16
Figura 13: Ligamentos do joelho, a vermelho rosado. [17]	17
Figura 14: Cristal de fosfato de cálcio. (hidroxiapatite). [18]	19
Figura 15: Osso do fémur legendado. [19]	19
Figura 16: Representação da cartilagem do joelho, a azul. [20]	20
Figura 17: Calendário do circuito A.T.P. de 2023. [21]	22
Figura 18: Esquema de fraturas de stress na tíbia, fíbula e metatarso. [24]	23
Figura 19: Tendão patelar inflamado (tendinite patelar). [25]	24
Figura 20: Esquema de epicondilite lateral. [26]	24
Figura 21: Base móvel (Ivo Karlovic) e Base fixa (Roger Federer). [29]	27
Figura 22: Várias etapas da modelação do polegar. [30]	30
Figura 23: Vista termográfica dos músculos das costas em ação. [40]	39
Figura 24: Representação esquemática da relação entre dinâmica de anvaço e dinâmica inversa. [47]	45
Figura 25: Estrutura recomendada para facilitar a transferência de dados entre modelos. [42]	49
Figura 26: Modelo completo gerado pelo software	53
Figura 27: Modelo sem a representação dos braços	53
Figura 28: Nós de conexão com o solo nos pés (pontos vermelhos)	54
Figura 29: Representação gráfica de um segmento definido	56
Figura 30: Segmento com pontos nodais	57
Figura 31: Dois segmentos com os seus pontos nodais	58
Figura 32: Modelação com os músculos inseridos	60
Figura 33: Simulação com os músculos inseridos e condições iniciais	60
Figura 34: Modelo com o peso	63
Figura 35: Modelo simplificado com a adição de um segmento	64
Figura 36: Modelo final pronto para a análise	66
Figura 37: Fato de captação de movimento. [54]	69

Figura 38: Interface principal do modelo	71
Figura 39: Modelo gerado pelo software	72
Figura 40: Modelo após a realização da “RunAnalysis”	73
Figura 41: Ampliação da região das mãos do modelo	74
Figura 42: Frame do movimento de serviço com a base fixa	77
Figura 43: Diagrama da evolução do movimento de serviço com base fixa, legendado	78
Figura 44: Diagrama muscular da região gemelar da perna. [56]	80
Figura 45: Região medial (contornada a azul) e região lateral (contornada a vermelho) do sóleo. [57]	82
Figura 46: Representação das três partes do glúteo. [58]	83
Figura 47: Esquema do quadríceps femoral, em inglês. [59]	85
Figura 48: Frame do movimento de serviço com base móvel	89
Figura 49: Diagrama do movimento de serviço com base móvel, legendado	91
Gráfico 1: Relação tensão (T) – deformação (λ) de um tecido mole pré condicionado. [13]	13
Gráfico 2: Braço de momento dos músculos para a articulação MP (a) e articulação CMC (b). [30] ...	31
Gráfico 3: Média de MAS para cada localização da mão. [32]	35
Gráfico 4: Resultados para as posições da mão acima da cabeça. [32]	35
Gráfico 5: Pressão no disco L4L5 em função do ângulo entre a junção toracolombar e o sacro para o software AnyBody (a) utilizando “CF” e “QE” e as medidas de Wilke et al., 2001. [38]	37
Gráfico 6: Pressão no disco L4L5 para diferentes etapas do movimento para os três casos. [38]	38
Gráfico 7: Ativação muscular da coluna vertebral durante o exercício. [40]	40
Gráfico 8: Ativação muscular total durante o exercício. [40]	41
Gráfico 9: Magnitude das reações na articulação da anca em função do tempo.	55
Gráfico 10: Evolução do vetor posição de um ponto nodal para cada instante de tempo	59
Gráfico 11: Força exercida pelo músculo braquial (Brachialis) em função do tempo.	61
Gráfico 12: Força exercida pela cabeça longa do bíceps, em função do tempo.	62
Gráfico 13: Força exercida pela cabeça longa do bíceps com uma carga externa, em função do tempo.	62
Gráfico 14: Máximo nível de ativação muscular para a perna direita.	66
Gráfico 15: Máximo nível de ativação muscular para a perna direita para uma força não nula.	67
Gráfico 16: Ativação muscular relativa da perna direita durante a extensão do serviço com base fixa, em percentagem.	79
Gráfico 17: Ativação muscular relativa da perna esquerda durante a extensão do serviço com base fixa, em percentagem.	80
Gráfico 18: Evolução da ativação muscular para o serviço de base fixa de a-) região medial do sóleo da perna direita, b-) região lateral do sóleo da perna direita, c-) região medial do sóleo da perna esquerda, d-) região lateral do sóleo da perna esquerda em percentagem.	81
Gráfico 19: Evolução da atividade muscular para um serviço com base fixa para a-) gastrocnêmio direito e b-) gastrocnêmio esquerdo.	83
Gráfico 20: Evolução da ativação muscular para o serviço de base fixa de a-) região superior do glúteo máximo da perna direita, b-) região inferior do glúteo máximo da perna direita, c-) região superior do glúteo máximo da perna esquerda, d-) região inferior do glúteo máximo da perna direita em percentagem.	84

Gráfico 21: Evolução da ativação muscular para o serviço de base fixa de a-) quadríceps femoral da perna direita, b-) quadríceps femoral da perna esquerda.....	85
Gráfico 22: Evolução temporal da atividade muscular para o serviço com base fixa de a-) vasto lateral direito e b-) vasto lateral esquerdo.	86
Gráfico 23: Evolução da quantidade de energia potencial durante o movimento de serviço com base fixa, em Joules.	88
Gráfico 24: Evolução da quantidade de energia cinética durante o movimento de serviço com base fixa, em Joules.	88
Gráfico 25: Ativação muscular relativa da perna direita durante a extensão do serviço com base móvel, em percentagem.	91
Gráfico 26: Ativação muscular relativa da perna esquerda durante a extensão do serviço com base móvel, em percentagem.	92
Gráfico 27: Evolução temporal da atividade muscular para o serviço com base móvel de a-) gastrocnémio direito e b-) gastrocnémio esquerdo.	92
Gráfico 28: Evolução da ativação muscular para o serviço de base móvel de a-) região medial do sóleo da perna direita, b-) região lateral do sóleo da perna direita, c-) região medial do sóleo da perna esquerda, d-) região lateral do sóleo da perna esquerda em percentagem.	93
Gráfico 29: Evolução da ativação muscular para o serviço de base móvel de a-) região superior do glúteo máximo da perna direita, b-) região inferior do glúteo máximo da perna direita, c-) região superior do glúteo máximo da perna esquerda, d-) região inferior do glúteo máximo da perna esquerda em percentagem.....	94
Gráfico 30: Evolução da ativação muscular para o serviço de base móvel de a-) quadríceps femoral da perna direita, b-) quadríceps femoral da perna esquerda.....	95
Gráfico 31: Evolução da quantidade de energia potencial durante o movimento de serviço com base móvel, em Joules.	96
Gráfico 32: Evolução da quantidade de energia cinética durante o movimento de serviço com base móvel, em Joules.	97
 Gráfico A. 1: Evolução do poder metabólico no serviço com base fixa da a-) região medial do sóleo direito b-) região lateral do sóleo direito c-) região medial do sóleo esquerdo d-) região lateral do sóleo esquerdo, em Watts.	105
Gráfico A. 2: Evolução do poder metabólico no serviço com base fixa do a-) glúteo máximo superior direito b-) glúteo máximo inferior direito c-) glúteo máximo superior esquerdo d-) glúteo máximo inferior esquerdo, em Watts.	106
Gráfico A. 3: Evolução do poder metabólico no serviço com base fixa do a-) quadríceps femoral direito b-) quadríceps femoral esquerdo em Watts.	106
Gráfico A. 4: Evolução do poder metabólico no serviço com base fixa do a-) gastrocnémio medial direito b-) gastrocnémio lateral direito c-) gastrocnémio medial esquerdo d-) gastrocnémio lateral esquerdo, em Watts.	107
Gráfico A. 5: Evolução da carga articular no serviço com base fixa d@ a-) tornozelo direito b-) joelho direito c-) anca direita d-) tornozelo esquerdo e-) joelho esquerdo f-) anca esquerda, em Newtons.	108
Gráfico A. 6: Evolução do poder metabólico no serviço com base móvel da a-) região medial do sóleo direito b-) região lateral do sóleo direito c-) região medial do sóleo esquerdo d-) região lateral do sóleo esquerdo, em Watts.	109
Gráfico A. 7: Evolução do poder metabólico no serviço com base móvel do a-) glúteo máximo superior direito b-) glúteo máximo inferior direito c-) glúteo máximo superior esquerdo d-) glúteo máximo inferior esquerdo, em Watts.	110
Gráfico A. 8: Evolução do poder metabólico no serviço com base móvel do a-) quadríceps femoral direito b-) quadríceps femoral esquerdo em Watts.....	110

Gráfico A. 9: Evolução do poder metabólico no serviço com base móvel do a-) gastrocnémio medial direito b-) gastrocnémio lateral direito c-) gastrocnémio medial esquerdo d-) gastrocnémio lateral esquerdo, em Watts. 111

Gráfico A. 10: Evolução da carga articular no serviço com base móvel d@ a-) tornozelo direito b-) joelho direito c-) anca direita d-) tornozelo esquerdo e-) joelho esquerdo f-) anca esquerda, em Newtons. 112

Índice de Tabelas.

Tabela 1: Nome e descrição das variáveis possíveis analisar (parte 1). [55]	75
Tabela 2: Nome e descrição das variáveis possíveis analisar (parte 2). [55]	76
Tabela 3: Poder metabólico para os músculos durante o movimento de serviço com base fixa.	86
Tabela 4: Reações articulares para o movimento de serviço com base fixa.	87
Tabela 5: Poder metabólico para os músculos durante o movimento de serviço com base móvel.	95
Tabela 6: Reações articulares para o movimento de serviço com base móvel.	96
Tabela 7: Valores de força máxima exercida pelos músculos obtida pelo software AnyBody.	97

1 Introdução.

No caso de qualquer indústria ou área de interesse, a constante evolução da tecnologia e ciência permitiu mudanças e/ou otimizações que, no passado, simplesmente não eram possíveis por falta de meios ou conhecimento.

No desporto, uma componente que integra a vida da maior parte dos habitantes deste planeta, a utilização de novos métodos de melhora de performance é cada vez mais adotada por atletas e instituições que pretendem elevar o seu desempenho ao mais alto nível.

Mesmo assim, tendo em conta a magnitude que o desporto representa no mundo moderno, seria de esperar que uma área que emprega tantos especialistas fosse das que mais beneficiasse, ou tentasse beneficiar, deste avanço tecnológico. Isto pode dever-se ao facto dos métodos de desenvolvimento e análise desportiva estarem associados a tradições e anos de experiência que possam ser difíceis de alterar, mas, e provavelmente a razão mais decisiva será o facto de fenómenos que envolvam o corpo humano são extremamente complexos de se analisar, devido à grande quantidade de variáveis que requerem ferramentas de enorme poder para fornecer conclusões aceitáveis e precisas.



Figura 1: Exemplos de utilização de tecnologia para análise de performance. [1]

Assim, com este trabalho, pretende-se fazer frente a este bloqueio de utilização da tecnologia no desporto, mais especificamente, no ténis, onde o problema da dificuldade de análise de fenómenos ainda se torna mais evidente, visto que, além da análise do movimento do próprio corpo humano, também é necessário ter em conta outros fatores ambientais e situacionais que integram este desporto, como vento, superfície, ressaltos da bola e muito mais exemplos.

O objetivo em si será tentar mostrar cientificamente para a utilização de uma base móvel ou uma base fixa na pancada de serviço e tentar, com a utilização do software “AnyBody”, observar vantagens e desvantagens com a utilização de cada um destes estilos de serviço.



Figura 2: Exemplo de um movimento de serviço com base fixa. (Jogador: Roger Federer) [2]



Figura 3: Exemplo de um movimento de serviço com base móvel. (Jogador: Andy Murray) [3]

Para concluir, serão utilizados métodos “multibody”, que serão explicados na secção 2 do trabalho, para obter uma grande quantidade de informação sobre os carregamentos e esforços em diversos tecidos moles e/ou duros interessantes de analisar para os dois tipos de gesto de serviço e, com esta informação, tentar identificar pontos fortes e fracos e estabelecer comparações entre os dados obtidos. Finalmente, após toda a análise realizada, será interessante tentar identificar fatores que promovam a utilização de uma técnica para uma certa fisionomia e verificar se estas conclusões correspondem à realidade observada no circuito profissional.

1.1 Enquadramento do projeto e motivação.

O tema em concreto desta dissertação será, como já foi referido no tópico 1 da introdução, a utilização de métodos “multibody” para a otimização de performance desportiva, mais especificamente relacionado com o ténis. Este projeto será realizado com o auxílio do departamento de biomecânica do Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial (INEGI) da Universidade do Porto. [4]

Este trabalho foi motivado pela aquisição do software “AnyBody” pela instituição, que permite uma análise detalhada de um movimento captado que, neste caso, será o movimento de serviço, visto que, no ténis, esta será a pancada que o próprio jogador terá mais controlo sobre.



Figura 4: Imagem promocional do Software “AnyBody”. [5]

Por outro lado, o facto de não existir um grande domínio de eleição de uma técnica em específico pelos jogadores profissionais do mais alto nível, torna a análise de ambos os movimentos mais interessantes, devido ao facto da informação prática não mostrar um “vencedor”. Assim, com este estudo dos movimentos, pretende-se comparar os resultados obtidos e, se possível, verificar ajustes possíveis para melhorar a eficiência do movimento do sujeito em específico. [6]

1.2 Departamento de Biomecânica INEGI.

O INEGI, como o nome indica, é uma instituição focada na investigação e inovação tecnológica e outros serviços com o desenvolvimento da indústria e da economia geral em mente, de utilidade pública ou privada, sem fins lucrativos e, dentro da secção de Investigação e Desenvolvimento, existe o grupo de Biomecânica.

Este grupo tem como objetivo aplicar fatores biomecânicos no desenvolvimento de sistemas tecnológicos direcionados ao bem-estar.

Assim, esta dissertação insere-se na experimentação da utilização deste software para projetos futuros da instituição.

1.3 Objetivos do trabalho.

Com este projeto, pretende-se explorar em mais detalhe as duas técnicas de serviço mais comuns e verificar os pontos fortes e fracos de cada uma delas e, com esta informação, realizar uma comparação entre um serviço com base móvel e base fixa, tentando verificar se as suposições de especialistas na área e treinadores se confirmam, ou não.

Em específico, pretende-se retirar, nos movimentos analisados, os músculos e outros tecidos moles mais carregados, o esforço realizado pelo sujeito e a sua energia despendida durante a execução de cada um dos serviços para poderem ser avaliados em função destes parâmetros.

1.4 Método seguido e estrutura da dissertação.

Para a distribuição de tarefas, neste projeto, serão repartidas em etapas demoradas, mas poucas em número, ou seja, o planeamento e previsões de tempo a usar em cada secção serão:

. Etapa 1: Estudo do estado da arte, compreensão dos conceitos mais importantes e relacionados com o trabalho e escrita da introdução teórica do relatório. (1 mês)

. Etapa 2: Início do contacto com o software, captação de movimentos e análise dos dados obtidos. (2.5 meses)

. Etapa 3: Obter conclusões e término da escrita do relatório final. (1 mês)

Assim serão os prazos previstos para cada parte do trabalho, tentando maximizar o tempo possível a usar na etapa 2, visto que esta será a que trará mais complicações e também a parte mais importante para o sucesso do projeto.

Sobre a estrutura da dissertação, esta será composta por cinco grandes capítulos:

. **Capítulo 1:** Introdução do tema e do trabalho;

. **Capítulo 2: Biomecânica e otimização:** Contacto com vários conceitos relacionados com o trabalho, como métodos multibody e outros relacionados com temas de biomecânica que não foram abordados tão frequentemente durante o curso;

. **Capítulo 3: Base móvel vs Base fixa:** Descrever o problema em termos práticos, com a explicação mais detalhada de cada um dos movimentos;

. **Capítulo 4: Exemplos práticos da utilização do software:** Estudo da literatura onde se aplica o software AnyBody para temas semelhantes ao da dissertação;

. **Capítulo 5: Processo experimental e obtenção de resultados:** Primeiro contacto com o software e como este funciona. Aprendizagem do manuseamento deste e outras partes relacionadas com as ferramentas utilizadas no trabalho;

. **Capítulo 6: Extração de resultados:** Extrair e expor os resultados obtidos;

. **Capítulo 7: Conclusões e trabalhos futuros:** Retirar conclusões sobre os resultados e explorar as possibilidades para trabalhos futuros;

2 Biomecânica e otimização.

Durante a grande parte do curso de engenharia mecânica, assuntos relacionados com fenómenos biológicos e do corpo humano não são abordados com detalhe, por isso, antes de se iniciar a apresentação do problema e dos resultados obtidos, é necessário a compreensão de alguns termos e funcionamentos relacionados com ele, como “multibody”, tecidos moles e duros, etc.

2.1 Método Multibody.

Uma das componentes essenciais para este trabalho será o conceito do método de simulação utilizando sistemas multibody. Métodos multibody são, como o nome indica, aqueles que realizam simulações numéricas utilizando sistemas multibody.

Agora, passando ao mais importante, um sistema multibody, é um sistema de corpos rígidos ou flexíveis que estão ligados entre si por articulações que restringem os seus movimentos relativos. Assim, realizando um estudo usando métodos deste tipo permite estudar o movimento de sistemas mecânicos quando sobre a ação de forças, sendo obtido no final os deslocamentos dos constituintes do sistema de corpos, relativos e absolutos. [7]

Apesar de ser um método relativamente recente, este tem sido alvo de várias atualizações e complementos para permitir resolver problemas com sistemas ou análises mais complexas, visto que, numa fase inicial do método, este tinha uns pontos fracos bastante visíveis:

- . As equações globais da dinâmica do sistema são necessárias de ser introduzidas e a sua obtenção, em quase todas as situações, são bastante complicadas de deduzir;

- . A ordem da matriz que contem o sistema de equações em problemas mais complexos, que poderá exigir um poder computacional demasiado alto;

- . Esta elevada ordem da matriz pode causar uma má definição do problema em si, o que irá resultar em conclusões pouco fiáveis;

Assim, a primeira grande atualização foi a introdução do conceito de matriz de transferência à resolução de problemas com sistemas multibody.

Esta matriz de transferência permite estudar problemas relacionados com vibrações de sistemas unidimensionais compostos por corpos elásticos, mas não pode ser usada para as características vibratórias de sistemas que incluíssem tanto corpos rígidos, como elásticos, nem para a dinâmica de qualquer sistema multibody não linear com grande amplitude de movimentos. [7]

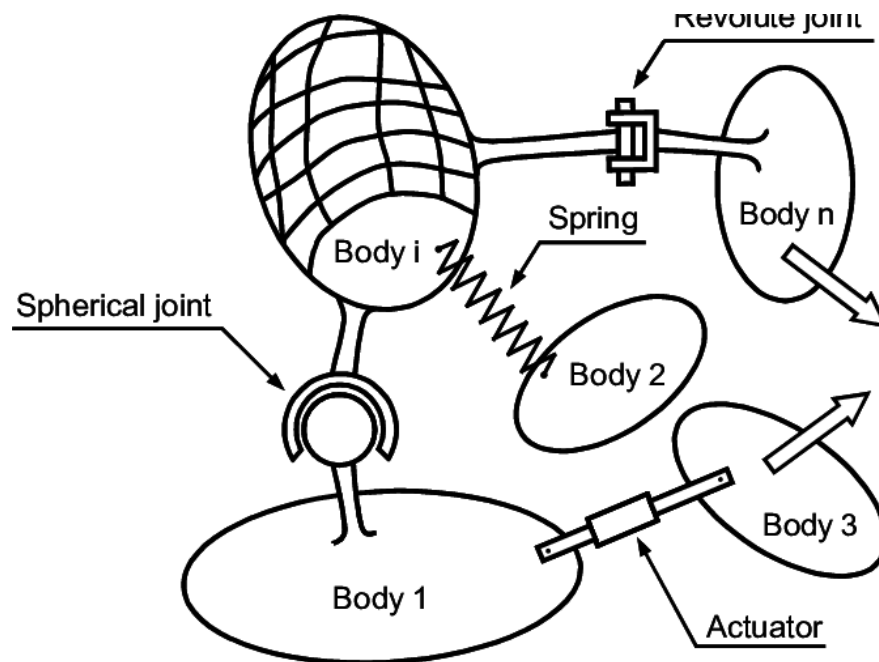


Figura 5: Exemplo de um sistema multibody. [8]

2.1.1 Método de Rui.

Para fazer face aos problemas apresentados pelo modelo de resolução inicial e conseguir obter uma rápida computação da dinâmica de sistemas mecânicos complexos, o cientista chinês XiaoTing Rui apresentou a primeira iteração do método da matriz de transferência aplicado a sistemas multibody que trouxe uma nova abordagem para a simulação da dinâmica destes sistemas e, com o seu desenvolvimento, este método tem sido utilizado em diversas áreas de investigação científica e engenharia.

Esta vasta utilização deve-se ao facto de este novo método ser bastante efetivo na resolução de problemas práticos de engenharia, tornando assim possível a ultrapassagem de obstáculo em projetos de escala nacional de engenharia e, consequentemente, avanços tecnológicos antes impossíveis. [7]

O desenvolvimento deste método pode ser dividido em três etapas:

- . Apresentação da matriz de transferência para sistemas multibody lineares, em 1993;
- . Surgimento do método “discrete time transfer matrix” para sistemas multibody, em 1998;
- . Mais recentemente, a nova versão da matriz de transferência para estes sistemas foi desenvolvida e aplicada, em 2013;

Estas são as etapas principais que permitiram alcançar o método mais utilizado atualmente para a resolução deste tipo, mas podem ser identificados outros passos essenciais na evolução deste, que não vão ser estudados em grande detalhe neste trabalho, visto que, o que importa será entender como funciona e como pode ser usada esta ferramenta que será aplicada ao caso de estudo.

O método de Rui tem uma base teórica que, à partida, parece bastante simples, sendo o processo a utilizar o seguinte:

- . **1º passo:** Dividir o sistema em elementos que contenham corpos (corpos rígidos ou flexíveis, aglomerados de massa, etc.) e ligações (pinos, molas, anti vibradores, etc.);
- . **2º passo:** Deduzir as equações e matrizes de transferência para todos os elementos, corpos e ligações;
- . **3º passo:** Obter a equação e matriz de transferência geral do sistema automaticamente, utilizando a topologia do modelo dinâmico, que se pode observar na figura seguinte:

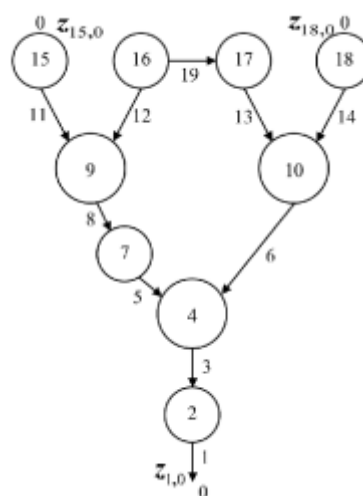


Figura 6: Modelo dinâmico do sistema multibody. [7]

Aplicando esta versão, evita-se a utilização das equações globais dinâmicas do sistema, mas sim as de cada elemento em questão, mantendo a ordem de grandeza da matriz sempre relativamente baixa, o que aumenta o tempo de computação, comparando com o método tradicional.

Na Figura 6, como indica a legenda, observa-se a topologia dinâmica de um sistema multibody, em que os círculos (○) representam corpos e as setas (→) representam elementos de ligação e a direção de transferência. Já os números indicam a sequência de elementos, com o número “0” indicar condições de fronteira.

Assim, neste sistema que pode ser considerado um diagrama de árvore, como a direção de transferência é especificada pelas setas desde o ponto mais alto até à base, todos os elementos podem ser analisados como tendo várias entradas e apenas uma saída, excluindo o elemento final da sequência que apenas tem uma entrada e uma saída.

Para concluir, o vetor de estado de cada elemento, $z(i,j)$, representa o número sequencial do corpo (i) e da ligação (j), conectado com o ponto P (i,j). Caso se verifique que $j = 0$, o vetor de estado $z(i,0)$ é o de um ponto de fronteira, como também se pode observar no exemplo da Figura 6. [7]

2.1.2 Nova versão da matriz de transferência.

Para versão mais recente do método da matriz de transferência para sistemas multibody, o vetor estado de um elemento que se move no espaço é definido por:

$$\mathbf{z} = [\ddot{x}, \ddot{y}, \ddot{z}, \dot{\Omega}_x, \dot{\Omega}_y, \dot{\Omega}_z, m_x, m_y, m_z, q_x, q_y, q_z, 1]^T. \quad (2.2.2.1)$$

Já a equação de transferência, para um dado elemento j, pode ser obtida manipulando as equações de dinâmica deste elemento:

$$\mathbf{z}_{j,j+1} = \mathbf{U}_j(t_i) \mathbf{z}_{j,j-1} \quad (2.2.2.2)$$

Onde $\mathbf{U}_j(t_i)$ é a matriz de transferência do elemento j e é uma função conhecida dos parâmetros cinemáticos do sistema no intervalo de tempo t_i , sendo a sua ordem de grandeza 13x13 para um elemento com entrada e saída, movendo-se no espaço.

Assim, a equação geral da transferência para o sistema será:

$$\mathbf{z}_{n,0} = \mathbf{U}_{1-n} \mathbf{z}_{1,0} \quad (2.2.2.3)$$

Em que, a matriz de transferência geral U pode ser expressa da seguinte forma:

$$U_{1-n} = U_n \cdots U_2 U_1, \quad (2.2.2.4)$$

Para concluir, os vetores de estado $z(n,0)$ e $z(1,0)$ são a entrada e saída do sistema, respectivamente, já as matrizes $U(i)$ ($i = 1, 2, \dots, n$) são as matrizes de transferência dos elementos do sistema. Como já foi referido anteriormente, a maior ordem de grandeza possível para a matriz geral de transferência é 13×13 , independentemente do tamanho do grau de liberdade da sequência de corpos, sendo muito menor que a matriz utilizando o método ordinário e, assim, aumenta a velocidade computacional substancialmente.

As variáveis desconhecidas do vetor de estado em posições de fronteira do sistema podem ser obtidas com a resolução da equação de transferência geral, aplicando as condições de fronteira a esta. De seguida, os vetores de estado para os elementos de ligação resultam do cálculo das equações de transferência respetivas, para um determinado instante $t(i)$. Por último, as coordenadas generalizadas e as velocidades do sistema para o instante de tempo seguinte podem ser obtidas utilizando qualquer tipo de integração. Este processo agora exposto pode ser feito as vezes necessárias até atingir o instante desejado.



Figura 7: Cientista chinês XiaoTing Rui, responsável pela criação do método de Rui. [9]

Este método permite uma resolução exata de problemas de análise dinâmica, porque as equações de transferência dos elementos e a matriz de transferência geral são, também, exatas e as condições de fronteira são cumpridas.

Existem muitos outros conceitos a abordar sobre este tema, como o método “discrete time transfer matrix”, a matriz de transferência Riccati e também se podia analisar situações particulares, como para sistemas multibody controlados e muitos outros, mas, neste trabalho, entender o funcionamento do método será o essencial a reter.

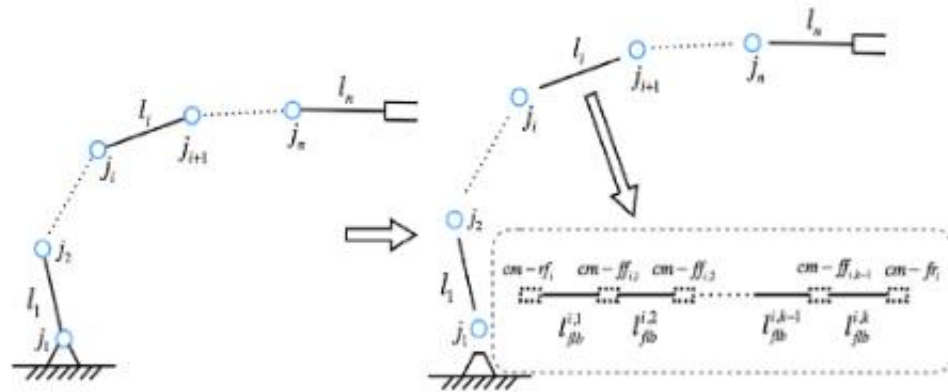


Figura 8: Decomposição de um braço robótico em elementos (corpos e ligações). [10]

2.2 Software para sistemas multibody.

Apesar de, na secção anterior, parecer que a resolução deste tipo de problemas seja “simples” e “direta”, essa ideia não podia estar mais longe da realidade. As equações dinâmicas que definem os sistemas, referidas anteriormente, são, na maior parte dos casos, extremamente complexas, sendo necessário auxílio computacional poderoso para obter resultados.

Assim, para analisar a dinâmica de sistemas mecânicos, existem várias ferramentas virtuais que permitem a formulação e resolução das equações que governam o próprio movimento em estudo. Devido à evolução e variedade de softwares disponíveis, é possível a geração de equações de movimento em forma numérica ou simbólica, integração numérica e até simulação, o que resulta na possibilidade de resolução de problemas cada vez mais complexos. Para casos especiais, podem-se encontrar ferramentas informáticas que permitem a inserção de dados em forma gráfica (esboço), em forma de animação gráfica e também estão equipados com compatibilidade com softwares de desenho mecânico, normalmente utilizados em projetos de engenharia.

Resumindo, existem todo o tipo de opções, algumas mais simples e outras que conseguem produzir uma solução para problemas bastante complexos. Estes softwares mais completos, normalmente, requisitam do usuário uma maior perícia e entendimento para a sua correta utilização. [7]

Neste trabalho, o software utilizado será a tecnologia “AnyBody” que é uma ferramenta de análise músculo-esquelética para atividades diárias, sendo esta muito útil para realizar avaliações de movimentos, de implantes e performances “in-vivo” para diferentes pessoas, com as suas características individuais de antropometria.

Outro aspeto a destacar é o detalhe no modelo do corpo humano disponibilizado por este software que permite análises de cinemática e dinâmica de carregamentos em cada músculo e articulação, incluindo áreas de grande interesse como a anca e o joelho.

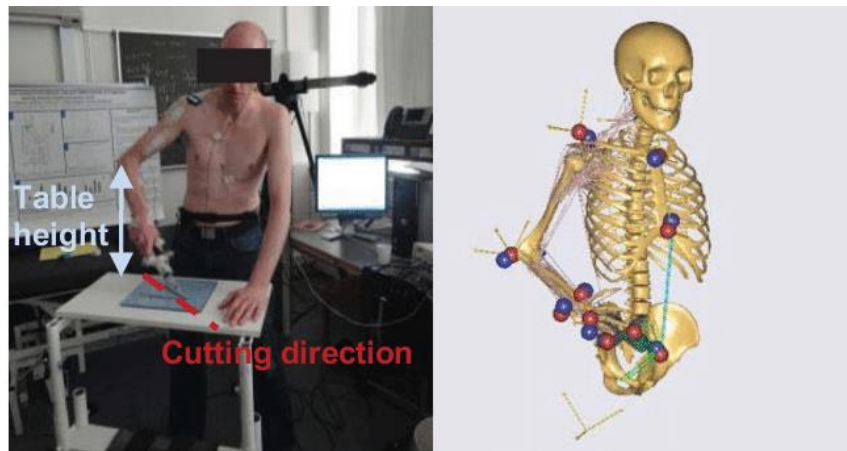


Figura 9: Exemplo de captação de movimento e visualização no software. [11]

2.3 Sistema do corpo humano.

Depois da introdução e explicação do método de resolução do problema em questão, também é importante entender o sistema que vai ser utilizado no trabalho: o corpo humano.

O corpo humano é muitas vezes apelidado como uma “máquina perfeita” e esta funciona com a atuação conjunta de outros sistemas. Apesar de a constituição do organismo merecer outro trabalho da dimensão deste só para si, como aqui só será analisada a parte músculo-esquelética, pode-se agrupar todos os constituintes em dois grupos:

- . **Tecidos moles:** Músculos, tendões, ligamentos, articulações;

- . **Tecidos duros:** Ossos, articulações, cartilagem;

Vão ser estes elementos que vão ser observados quando for realizada a simulação do movimento em questão e serão estes tipos de tecidos que terão de ser definidos como corpos ou elementos de ligação. Nas secções seguintes do trabalho, serão estudados cada um destes componentes em algum detalhe, o suficiente para entender o seu papel no funcionamento geral do sistema musculoesquelético.

2.3.1 Tecidos moles.

Tecidos moles são aqueles cuja matriz extracelular é composta maioritariamente por fibras de colágeno e elastina (dois tipos de proteínas) que fornecem a estes tecidos as suas características estruturais. As fibras de colágeno podem ser de vários tipos e são estas as responsáveis pelas propriedades mecânicas do tecido, visto que esta proteína é um constituinte fundamental da matriz, limitando as deformações e protegendo os tecidos contra lesões, já a elastina confere rigidez a pequenas deformações e armazenam a maior parte da energia de deformação. [12]

Este tipo de tecido tem um comportamento viscoelástico, sofrendo deformações elásticas e viscosas, e conseguem sofrer grandes deformações e voltar ao estado inicial e também são considerados materiais inelásticos, porque possuem mais que uma relação de tensão-deformação, relaxação e fluência. [12]

Para este trabalho, os músculos apenas foram considerados como corpos que aumentam e diminuem o seu comprimento, devido ao elevado grau de complexidade que a adição deste nível de detalhe traria à modelação informática. Na obstante, as versões mais recentes do software que será utilizado no estudo, o software AnyBody, disponibiliza modelos musculares em que as características de viscoelasticidade e afins são representadas.

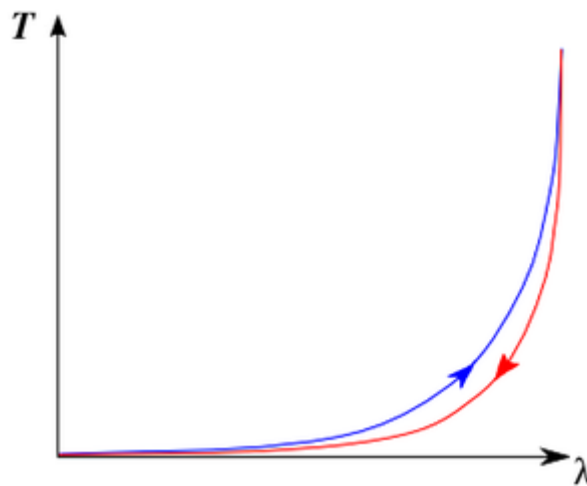


Gráfico 1: Relação tensão (T) – deformação (λ) de um tecido mole pré condicionado. [13]

O cientista americano Yuan-Cheng Fung apresentou uma equação constitutiva para tecidos moles précondicionados, que traduz a resposta deste material a estímulos externos:

$$\psi = \frac{1}{2} [q + c(e^q - 1)] \quad (2.3.1.1)$$

Em que:

$$q = a_{ijkl}E_{ij}E_{kl} ; Q = b_{ijkl}E_{ij}E_{kl} \quad (2.3.1.2)$$

Sendo:

. E_{ij} , a_{ijkl} , b_{ijkl} e “c” constantes do material;

. “ ψ ” a energia livre de Helmholtz, que é a energia disponível para realizar deformação mecânica, para uma dada temperatura.

O primeiro tipo de tecidos moles a ser abordados serão, provavelmente, os mais importantes para este trabalho, que são os músculos. Este tipo de tecidos são os responsáveis por todos os movimentos do ser humano, sendo estes voluntários, ou involuntários como, por exemplo, movimentos de órgãos internos, como o coração, intestino, etc. Assim, os músculos têm como função gerar movimento e gerar força, podendo também ter um papel na regulação da temperatura interna do organismo. [12]

O tecido muscular (constituintes dos músculos) destaca-se pela sua contratilidade, operando com a contração e extensão das suas fibras. A contração muscular é desencadeada por um impulso elétrico proveniente do sistema nervoso central, desencadeando o potencial de ação, levando à entrada de sódio das células e à saída de potássio.

Em termos científicos, a contração muscular pode ser dividida em três etapas: [12]

. Despolarização do sarcolema, ou seja, a saída de repouso da membrana plasmática das células do tecido muscular estirado;

. Estimulação do retículo sarcoplasmático;

. Ação do cálcio e do Trifosfato de adenosina (ATP), levando ao deslizamento da actina sobre a miosina (duas proteínas, sendo este fenómeno o que se conhece por contração muscular).

Existem vários tipos de músculos, mas, qualquer um destes, têm estas características: [12]

. Habilidade de contrair e encurtar, tornando-se mais duro e rígido, em resposta a um estímulo emitido pelo sistema nervoso;

. Possibilidade de distender, aumentando o seu comprimento;

. Retorno à forma e tamanho original;

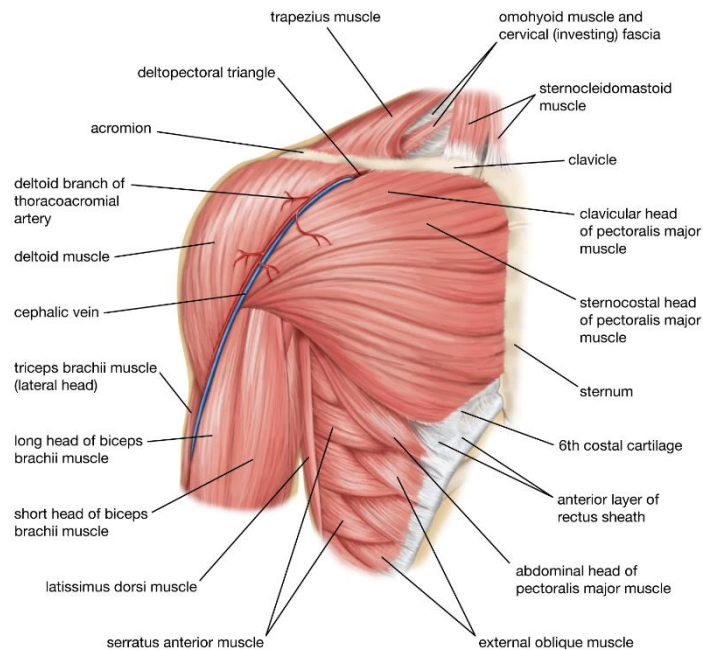


Figura 10: Secção do sistema muscular do corpo humano legendada. [14]

O segundo tipo de tecido mole apresentado são os tendões, que são responsáveis pela ligação do músculo aos ossos ou a outros órgãos e são constituídos por fibras colágenas que se entrelaçam, permitindo assim a distribuição das forças de todas as partes do músculo.

Os tendões têm como função geral manter o equilíbrio estático e dinâmico do corpo, realizando transmissões de exercícios musculares aos ossos e músculos. Alguns tecidos deste tipo ainda possuem alguns pequenos ossos associados, que têm como função permitir o deslizamento do tendão, semelhante a uma roldana. [12]

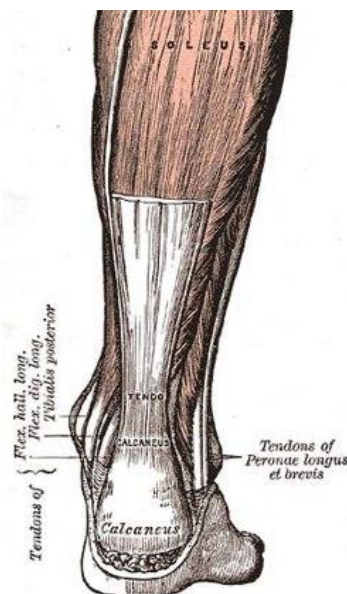


Figura 11: Esquema do tendão de Aquiles. [15]

O tipo seguinte de tecidos moles, são as articulações, estas que podem ser classificadas de diversas formas, relacionado com o tipo de tecido que apresenta, se tem cartilagem ou não, eixos de movimento, entre outros, mas, resumidamente, este tipo de tecido forma uma conexão natural entre dois ou mais ossos.

Por exemplo, a coluna vertebral é uma articulação semimóvel, o crânio é uma articulação imóvel e o joelho é uma articulação móvel. [12]

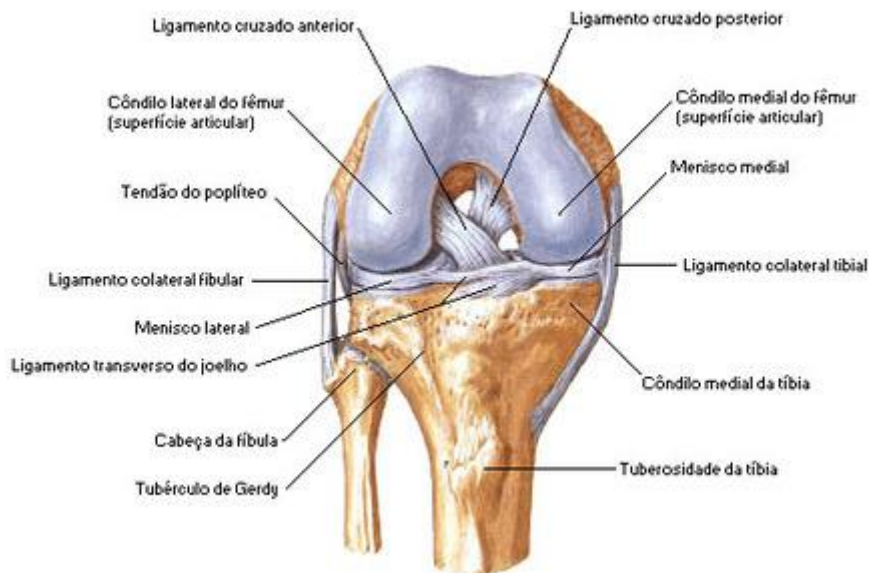


Figura 12: Esquema detalhado da articulação do joelho. [16]

Assim, a articulação permite o movimento dos ossos entre si, mantendo a sua ligação através da cápsula articular e, para garantir o bom deslizamento, as peças ósseas são revestidas por uma camada lisa que amortece o choque e previne o desgaste, a cartilagem articular.

Na articulação do joelho, visível na figura 12, existe ainda outro tipo de cartilagem, o menisco interno e externo, que são potentes amortecedores de cargas e choque.

Para garantir o bom deslizamento e reduzir ao máximo o desgaste, no interior da articulação existe o líquido articular, um líquido gelatinoso e transparente, que é produzido pela membrana sinovial e que reveste todo o interior da cápsula articular.

Resumindo, esta estrutura garante o deslize suaves dos ossos enquanto estes se mantêm conectados em um correto encaixe.

Na secção 2.3, verifica-se que as articulações surgem em ambos tecidos moles e duros, isto porque estas são o conjunto de elementos duros e moles que conectam duas ou mais peças ósseas. [12]

Para concluir a introdução dos tecidos moles, resta apenas abordar os ligamentos, que serão abordados depois das articulações, visto que estes são estruturas de tecido conjuntivo (formado por vários tipos celulares) denso que une, entre si, duas cabeças ósseas da articulação, sendo apelidado de ligamento articular, ou garante o correto posicionamento de um órgão interno (ligamento suspensor).

Os ligamentos são formados por fibras de colágeno ordenadas em segmentos compactos e paralelos, obtendo assim uma grande resistência mecânica e estes podem ligar dois ou mais ossos. Este tipo de tecido mole é extremamente rico em recetores nervosos que têm como função avaliar a velocidade, o movimento e posição das articulações, estiramento e dor, estando em permanente comunicação com a medula óssea e o cérebro. [12]

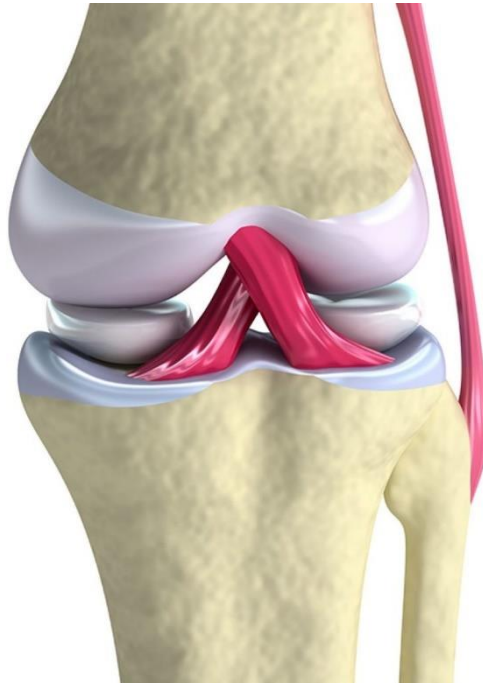


Figura 13: Ligamentos do joelho, a vermelho rosado. [17]

Com a figura 13, pode-se observar que os ligamentos não são todos do mesmo tipo, e estes vão ser diferentes em função da articulação ou órgão a que estão associados. Na figura 13, no centro da articulação a vermelho rosado, encontra-se o ligamento cruzado e na lateral, a vermelho rosado também, o ligamento colateral. O joelho apresenta dois destes ligamentos colaterais, um em cada lado, que se apelidam por ligamento colateral medial e colateral lateral. [12]

2.3.2 Tecidos duros.

Abordando agora uma das principais partes do sistema musculoesquelético, os ossos são peças compostas por tecido rígido (tecido ósseo) que constituem o esqueleto. Estes têm diversas funções no organismo, tais como: Sustentação das partes moles do corpo, proteção de órgãos vitais (por exemplo, o crânio protege o cérebro), reserva de minerais (principalmente, cálcio e fósforo), permitir o movimento, produção sanguínea através da medula óssea (hematopoiese), absorção de sais alcalinos para manter o equilíbrio ácido-base, entre outras.

Este tipo de tecido é constituído por três tipos de células e uma matriz óssea mineralizada, que confere a dureza e resistência dos ossos. Os três tipos de células são os seguintes: [12]

. **Osteócitos:** Encontram-se nas regiões apelidadas de lacunas, no interior da matriz, tendo como principal função a manutenção da matriz. Quando estas morrem, são absorvidas pela matriz;

. **Osteoblastos:** Responsáveis pela produção da parte orgânica da matriz (colágeno e glicoproteínas) e concentram moléculas de fosfato de cálcio, tendo um papel importante na mineralização óssea;

. **Osteoclastos:** Células de grande dimensão que dissolvem os cristais de sais de cálcio, enviando para dentro da matriz iões de hidrogénio, colágeno e outras substâncias.

Referindo agora a matriz mineralizada, como se pode perceber pela função dos osteoblastos, esta é composta por uma parte orgânica e uma parte inorgânica. A parte inorgânica é feita de iões de cálcio e fósforo, principalmente, que formam cristais que apresentam uma estrutura de hidroxiapatite (cristal de cálcio fosfatado, com estrutura hexagonal), enquanto a parte orgânica é constituída por colágeno e glicoproteínas. A dureza e a resistência do osso devem-se à associação das fibras de colágeno com os cristais de cálcio fosfatado.

Os ossos podem ser distinguidos pela sua forma e onde se encontram ou caso apresentem alguma anormalidade. No corpo humano existem 206 ossos, mas este número pode variar por diversos fatores, como a idade. [12]



Figura 14: Cristal de fosfato de cálcio. (hidroxiapatite). [18]

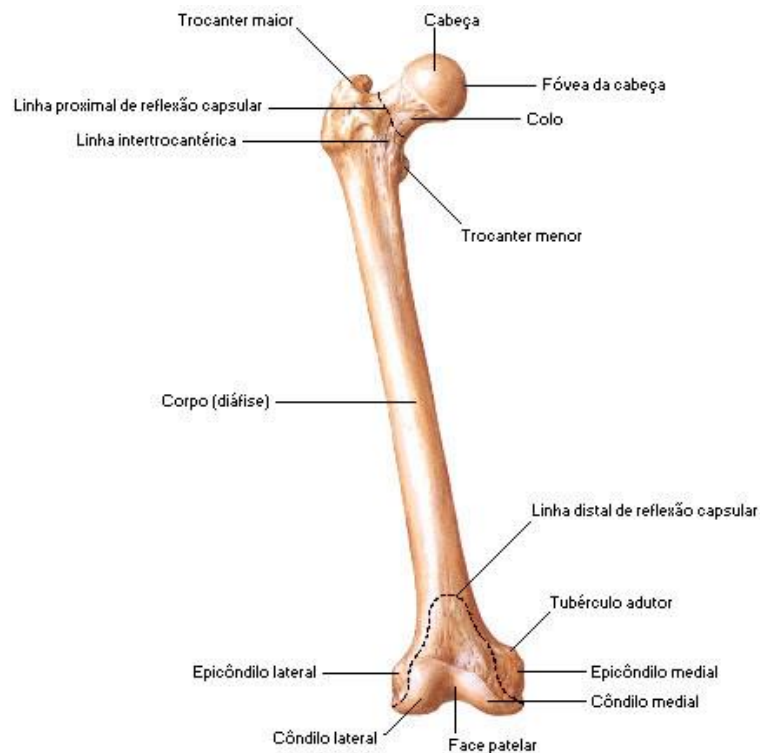


Figura 15: Osso do fêmur legendado. [19]

Terminando o capítulo dos constituintes do sistema a analisar neste trabalho, resta apenas referir as cartilagens que têm como função a sustentação de várias estruturas corporais e, como já foi referido anteriormente, diminuição do atrito e proteção das articulações.

O tecido cartilagíneo é formado por uma matriz, fibras e componentes celulares e não apresenta vasos sanguíneos nem terminações nervosas. Esta matriz é formada por glicosaminoglicanos sulfatados e aloja as fibras e células, sendo ela bastante elástica e resistente. Já a componente celular são os condrócitos, que se responsabilizam pela síntese da matriz da cartilagem e das fibras. [12]

Por último, as fibras podem ser colagénicas ou elásticas, sendo estas que conferem as propriedades mecânicas à cartilagem. O tecido cartilagíneo pode ser de vários tipos, sendo identificada pela proporção de fibras colagénicas e elásticas que apresenta o tecido. [12]



Figura 16: Representação da cartilagem do joelho, a azul. [20]

Assim, conclui-se a introdução teórica dos conceitos anatómicos e biomecânicos importantes a conhecer para o melhor entendimento da restante parte do trabalho, visto que será o corpo humano o modelo sobre o qual o estudo será realizado, sendo assim essencial entender quais são os seus constituintes e as funções que estes desempenham. Algo que ficará bastante claro com o desenvolvimento desta dissertação será o facto de o software AnyBody necessitar de alguns conhecimentos anatómicos para ser utilizado com eficiência.

No próximo capítulo, será abordado o problema em si, referindo outros aspetos relacionados com a razão pela qual a análise será interessante de realizar e outros aspetos sobre o desporto escolhido.

3 Base móvel vs Base fixa.

Ultrapassada agora a introdução teórica inicial, a próxima etapa será explicar mais em detalhe qual é o problema em si. Neste trabalho, o objetivo será encontrar uma justificação científica pela qual um jogador optará por uma técnica de serviço utilizando uma base móvel ou uma base fixa, utilizando métodos de análise biomecânica, o que subentende a familiarização com esta ferramenta.

Com isto, a ideia para este estudo, no seu estado inicial, seria aplicar ao ténis e ponderou-se várias opções: Análise de um gesto da pancada de esquerda ou direita para maximizar eficiência, estudo de um movimento para a prevenção de lesões e o serviço.

Para o estudo de um movimento para a prevenção de lesões, seria, possivelmente, a opção mais interessante, por duas principais razões, visto que o ténis é um desporto com muita repetição de deslocamentos e gestos de pancadas. Assim, fatores que podem às vezes ser descartados, ao longo do tempo, devido a fenómenos de fadiga, podem causar lesões graves.

Por isso, este trabalho também trará a possibilidade explorar as potencialidades do software em realizar uma análise mais detalhada do movimento. Porém, a organização que disponibiliza o software para a realização dos estudos [Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial (INEGI)] terá mais interesse em aplicações relacionada ao bem-estar, não casos extremos como a prática desportiva.

O único, e grande, problema foi o facto de este trabalho ter a duração de um semestre, sendo pouco tempo para realizar um estudo mais aprofundado e fiável deste tipo.

Já para a análise de otimização do gesto de esquerda ou de direita, apesar de também ser uma ideia interessante, o facto da repetibilidade do movimento ser afetado por bastantes fatores exteriores como vento, ponto de contacto, ressalto, etc.

Concluindo, estes aspetos fizeram com que se optasse pela terceira opção, o serviço, visto que este é a pancada sobre a qual o jogador tem o maior controlo sobre e, apesar de não ser um controlo total, será a melhor para realizar um estudo deste tipo.

3.1 Ténis, o desporto mais difícil?

O título deste subcapítulo é uma pergunta que não poderá ter uma resposta objetiva, visto que não há uma maneira de avaliar e comparar a dificuldade entre desportos, mas, caso se queira formar um argumento sobre o ténis ser o desporto mais difícil de se praticar e competir ao mais alto nível, existem alguns pontos bastante sólidos que podem defender esta teoria: desporto individual, calendário quase totalmente preenchido com torneios, sem limite de tempo, constante adaptação a novas condições, entre muitos outros fatores.

Assim, para um praticante regular de ténis, qualquer ajuste que aumente a eficiência e/ou reduza a carga articular, será algo que prolongará a sua carreira. Consultando a literatura, não se encontrou nenhum estudo relacionado com lesões nos membros inferiores causadas pela execução de uma técnica de serviço em específico. Apenas foi encontrada um artigo relacionado com lesões na lombar com a execução do movimento de serviço, mas este não será de grande interesse, visto que esta região não será analisada.

ATP Tour schedule 2023
The season features 65 ATP tournaments, including the four Grand Slams, before concluding in November with the Nitto ATP Finals in Turin

Top eight singles players 2022 (below), with ATP Finals trophy*



Key: ■ Grand Slam ■ ATP Masters 1000 ■ ATP 500 ■ ATP 250

DEC 29	United Cup	Australia	APR 9	Monte-Carlo Masters	Monte-Carlo	JUL 17	Nordea Open	Bastad
JAN 2	Adelaide International 1	Adelaide	APR 17	Barcelona Open	Barcelona	JUL 17	Hall of Fame Open	Newport
JAN 2	Tata Open Maharashtra	Pune	APR 17	Banja Luka Open	Banja Luka	JUL 17	Swiss Open	Gstaad
JAN 9	Adelaide International 2	Adelaide	APR 17	BMW Open by AMEX	Munich	JUL 24	European Open	Hamburg
JAN 9	ASB Classic	Auckland	APR 26	Mutua Madrid Open	Madrid	JUL 24	Croatia Open	Umag
JAN 16	AO Australian Open	Melbourne, Australia	MAY 10	Internazionali BNL d'Italia	Rome	JUL 24	Atlanta Open	Atlanta
FEB 6	Open Sud de France	Montpellier	MAY 21	Geneva Open	Geneva	JUL 31	Citi Open	Washington
FEB 6	Cordoba Open	Cordoba	MAY 21	Lyon Open	Lyon	JUL 31	Generali Open	Kitzbühel
FEB 6	Dallas Open	Dallas	MAY 28	Roland Garros	Paris, France	JUL 31	Abierto de Tenis Mifel	Los Cabos
FEB 13	ABN AMRO Open	Rotterdam				AUG 7	National Bank Open	Toronto
FEB 13	Argentina Open	Buenos Aires				AUG 13	W&S Open	Cincinnati
FEB 13	Delray Beach Open	Delray Beach				AUG 20	Winston-Salem Open	W-Salem
FEB 20	Rio Open	Rio de Janeiro				AUG 28	U.S. Open	New York, USA
FEB 20	Open 13 Provence	Marseille						
FEB 20	Qatar ExxonMobil Open	Doha	JUN 12	Libema Open	s-Hertogenbosch	SEP 20	Chengdu Open	Chengdu
FEB 27	Mexican Open	Acapulco	JUN 12	Boss Open	Stuttgart	SEP 20	Zhuohai Championships	Zhuohai
FEB 27	Dubai Duty Free Ch'ships	Dubai	JUN 19	Terra Wortmann Open	Halle	SEP 22	Laver Cup	Vancouver
FEB 27	Chile Open	Santiago	JUN 19	Cinch Championships	London	SEP 27	Astana Open	Astana
MAR 8	BNP Paribas Open	Indian Wells	JUN 25	Mallorca Ch'ships	Mallorca	SEP 28	China Open	Beijing
MAR 22	Miami Open	Miami	JUN 26	Rothesay Int'l	Eastbourne	OCT 4	Rolex Shanghai Masters	Shanghai
APR 3	U.S. Clay Court Ch'ship	Houston	JUL 3	Wimbledon	London, England	OCT 16	Japan Open	Tokyo
APR 3	Grand Prix Hassan II	Marrakesh				OCT 16	European Open	Antwerp
APR 3	Millennium Estoril Open	Estoril				OCT 23	Swiss Indoors Basel	Basel
						OCT 23	Erste Bank Open	Vienna
						OCT 30	Rolex Paris Masters	Paris
						NOV 5	Moselle Open	Metz
						NOV 5	Stockholm Open	Stockholm
						NOV 12	Next Gen ATP Finals	TBC
						NOV 12	Nitto ATP Finals	Turin

2022 champion Rafael Nadal

Nadal extends Grand Slam records with 14th title in Paris

World No. 1 Carlos Alcaraz

Novak Djokovic wins fourth successive title at SW19

Figura 17: Calendário do circuito A.T.P. de 2023. [21]

Pela figura 17, pode-se verificar que, caso um jogador opte por competir todas as semanas, poderá jogar, na época de 2023, desde 29 de dezembro de 2022 até 12 de novembro, caso se qualifique para o torneio “Nitto A.T.P. Finals” que apenas inclui os 8 jogadores que mais pontuaram na época inteira. Restam assim um mês e meio que podem ser aproveitados para descansar, mas, com as preparações para a época seguinte, normalmente os jogadores abdicam de 2 semanas para descanso.

Esta informação irá ajudar a compreender o facto de o corpo humano de um jogador de ténis, durante a prática do desporto, é como um sistema mecânico sujeito ao fenómeno de fadiga, estando submetido a cargas relativamente baixas durante um grande número de ciclos.

Neste desporto, como não existe contacto, à parte de lesões como entorses do tornozelo por uma má aterragem, um incorreto deslizamento ou roturas musculares, as dificuldades físicas mais comuns enfrentadas por tenistas são problemas causados por fadiga, como:

. **Fratura de stress:** o cansaço dos músculos torna estes incapazes de absorver o choque, sendo este transmitido para o osso, o que poderá resultar no surgimento de uma fissura. Este tipo de lesão está relacionado com o sobre carregamento e pode ser causada por um aumento de intensidade demasiado brusco, impacto de uma superfície diferente à habitual (por exemplo, a transição de terra batida para piso rápido para um jogador de ténis), equipamento impróprio, etc. Normalmente esta surge nos ossos da parte inferior do esqueleto, mais precisamente na tibia ou no metatarso. Pode também surgir nas vértebras, devido às repetidas hiperextensões e torções da coluna realizadas durante um jogo; [22, 23]

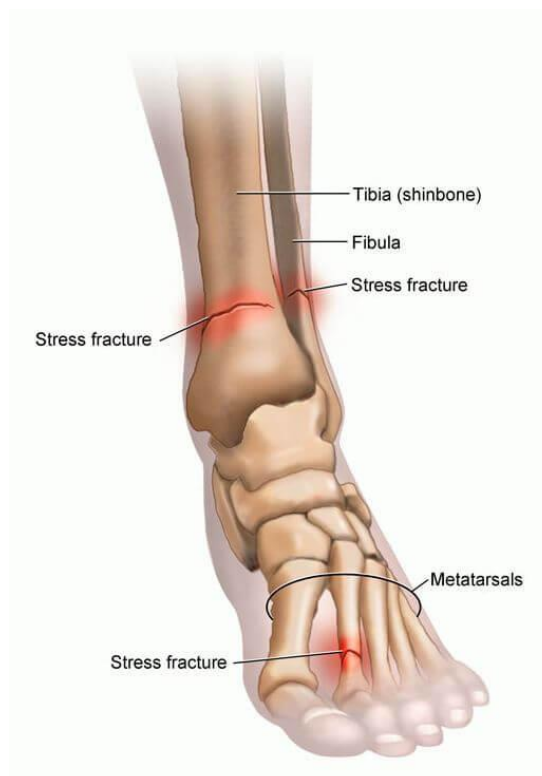


Figura 18: Esquema de fraturas de stress na tibia, fíbula e metatarso. [24]

. **Tendinite Patelar:** Inflamação do tendão que conecta a rótula com a tíbia causada por acumulação de stress no joelho. Comum em tenistas pela alta quantidade de saltos e aterragens durante uma partida, especialmente se esta for jogada em piso duro; [25]



Figura 19: Tendão patelar inflamado (tendinite patelar). [25]

. **Epicondilite lateral:** Normalmente apelidada por “cotovelo de tenista”, é uma inflamação dos tendões extensores dos músculos do antebraço, na região do epicôndilo. Muito comum em atleta que pratiquem desportos jogados com uma raquete (tênis, squash, badminton) e poderá estar associada com o sobre carregamento do tendão, mas não existe estudos científicos suficientes para comprovar esta teoria. [23]



Figura 20: Esquema de epicondilite lateral. [26]

Assim, pode-se confirmar que uma execução correta dos movimentos neste desporto é essencial para a longevidade da carreira de um jogador, visto que, com números tão elevados de ciclos realizados em curtos intervalos de tempo, qualquer imperfeição poderá causar problemas e, apesar de cada jogador ter a sua técnica de eleição, existem sempre ajustes que se podem realizar para diminuir concentrações de stress no organismo.

3.2 O serviço, a pancada mais importante.

Agora, o objetivo será entender melhor o movimento associado ao problema em causa e a razão pela qual será interessante executá-lo com a técnica correta e mais adequada.

O serviço, para praticamente todos os jogadores profissionais, é uma arma indispensável do seu arsenal, sendo este uma maneira de ganhar bastantes pontos “fáceis” e de sair de situações mais complicadas, isto porque, na execução deste, o adversário não tem influência sobre ele, podendo ser uma maneira de comandar todo o encontro. Assim, um jogador com um serviço dominante apenas necessita de realizar um “break” (vencer um jogo de serviço do adversário) para ganhar o parcial, ou, caso não consiga, quando o resultado se encontra em 6-6 em um set, é disputado um tie-break, em que o set será vencido pelo primeiro jogador a somar 7 pontos com uma diferença de pelos menos dois do número de pontos do adversário, e os jogadores vão alternando quem serve de dois em dois pontos, à exceção do primeiro que troca-se quem serve depois deste e aí inicia-se a sequência de dois em dois, o que significa que se o próprio conseguir vencer todos os pontos no seu serviço, apenas precisa de vencer um ponto no serviço do adversário no tie-break em questão para fechar o parcial.

Com isto, um serviço de alto nível não só permite ao jogador somar pontos e ganhar confiança, mas também coloca bastante pressão no adversário, porque este ganha consciência que qualquer deslize no seu próprio serviço pode ser fatal. [27]

Por estas razões, o serviço é a pancada mais importante no ténis, existindo jogadores cujas habilidades na linha de fundo (esquerda, direita, movimentação, etc.) estão abaixo da média relativamente aos restantes profissionais, mas pela tão elevada qualidade do seu serviço, conseguem ser bastante competitivos ao mais alto nível de jogo. Alguns exemplos de jogadores assim são:

. Jonh Isner: Tenista americano com 16 títulos de carreira, alcançando a posição de número 8 mundial em 2018 (208 cm de altura);

. Ivo Karlovic: Jogador croata com 8 títulos no seu palmarés e 14 do ranking (211 cm de altura);

. Reily Opelka: Tenista americano da seguinte geração dos jogadores anteriormente referidos, com 4 títulos a seu nome o posto número 17 (211 cm de altura);

Com isto, as alturas dos atletas Jonh Isner, Ivo Karlovic e Reily Opelka foram referidas para evidenciar o facto de estes serem todos relativamente altos. Isto porque jogadores de uma maior estatura têm mais facilidade em servir, devido ao facto de contactarem com a bola a uma cota mais elevada, o que torna a colocação desta mais fácil e abre a possibilidade de abertura de ângulos mais extremos. Outra vantagem é, com braços mais longos e mais massa em geral que um jogador mais baixo, facilita a geração de potência.

Apesar de estes serem casos extremos, a altura média de um jogador no circuito profissional é de 187 cm, na data de realização deste trabalho, sendo esta medida um “meio termo” entre uma boa altura para uma envergadura ótima, mas também não prejudicial na movimentação. De realçar que, apesar de altura ser um fator importante, jogadores de menor estatura também conseguem encontrara sucesso, como por exemplo o argentino Diego Schwartzman, que, com 170 cm de altura, já alcançou a oitava posição do ranking mundial, mas como é de esperar, a sua principal arma não é o serviço. [27]

Entendida agora a importância do serviço, qualquer profissional de ténis executa inúmeros serviços para afiná-lo ao máximo, visto que, apesar de ser um movimento não influenciado diretamente pelo adversário, não deixa de ser um gesto tecnicamente complexo, especialmente porque, quando se serve, existem uma elevada variedade de efeitos e zonas onde colocar a bola que vão obrigar alterações ao movimento.

Desde o lançamento da bola, flexão dos cotovelos, pulsos e joelhos, ângulo e ponto de contacto com a bola, o movimento de serviço tem muitas variáveis que têm de ser controladas para o sucesso da pancada. Pode-se descrever o gesto em 7 etapas: [28]

. 1º Etapa: A posição inicial, Alinhamento e colocação dos pés na posição correta para executar o movimento, sendo aqui onde se encontra o foco do estudo realizado do trabalho. Como já foi referido anteriormente, podem ser adotadas duas opções para a base do serviço:

. **Base fixa** (Platform stance): Quando os pés não alteram a sua posição inicial até ao contacto com a bola. Permite um maior poder de impulsão e equilíbrio, devido ao pequeno espaço entre as pernas e com este maior poder de impulsão, visto que são utilizadas ambas as pernas para gerar potência, é possível obter um ponto de impacto mais elevado. Outro benefício será na aplicação de efeito na bola que é acrescido com este poder de impulsão maior. Os pontos negativos desta técnica são o maior gasto de energia, visto que não se utiliza a ajuda do momento do corpo e torna a execução da combinação “serviço-rede” mais complicada.

. **Base móvel** (Pinpoint stance): Movimento da perna traseira na fase inicial da execução do movimento. Apesar de adicionar complexidade ao movimento, podendo comprometer a consistência do serviço, com o movimento da perna, cria-se um efeito de pendulo, que irá gerar potência sem gastos energéticos e facilitará a entrada no campo. Também permite contactar com a bola em uma posição mais interior do campo, sendo possível a geração de ângulos mais extremos. Com a desvantagem da não utilização da perna traseira para geração significativa de potência, visto que esta não está a suportar quase nenhum peso no momento de impulsão e a maior complexidade do movimento;

A decisão de que tipo de base usar normalmente vem associada a experimentação, executar com as duas técnicas e decidir qual será a mais apropriada para o movimento e fisionomia específica, mas, normalmente, uma base fixa é utilizada por jogadores mais explosivos, enquanto uma base móvel é adotada por jogadores mais altos, que não necessitam de gerar tanta potência do chão.

- . 2º Etapa: O grip a seleccionar (a maneira de como agarrar a raquete);
- . 3º Etapa: Decidir onde e como servir (colocação e efeito);
- . 4º Etapa: Executar o lançamento;
- . 5º Etapa: Contacto com a bola, o que vai determinar o sucesso do serviço;
- . 6º Etapa: Recuperação do movimento, após contactar com a bola (follow-through);
- . 7º Etapa: Preparação para a pancada seguinte.



Figura 21: Base móvel (Ivo Karlovic) e Base fixa (Roger Federer). [29]

O melhor serviço é aquele que cuja execução é a mais fluida que aparenta menor esforço, um jogador que consiga realizar o movimento com um ritmo que consiga replicar facilmente, normalmente resulta em um bom serviço. Porém, qualquer bom serviço é o resultado de muito, e especial ênfase na palavra “muito”, treino e repetição, sendo o movimento ajustado até estar totalmente ajustado ao atleta em questão.

Com este trabalho, pretende-se procurar se as vantagens e desvantagens de ambas as técnicas de serviço são suportadas pela análise científica e qual destes movimentos estará associado a uma exigência maior sobre o corpo humano.

Sobre a questão de procurar dados científicos para reforçar ou não os pontos fortes e fracos de cada movimento, esta é de elevado interesse, porque não foi encontrado nenhum estudo semelhante para ténis.

Apenas foram consultados vídeos e opiniões de especialistas para aprender mais sobre as duas técnicas, as suas vantagens e diferenças, antes de se começar a tarefa de obtenção de resultados.

4 Estado de arte.

Antes de se começar a utilizar o software para obter os próprios resultados, será estudada a restante bibliografia e artigos científicos para perceber que tipo de análise e resultados serão interessantes de realizar e retirar e compreender melhor o funcionamento e as possibilidades deste.

4.1 “Moment arm” e “excursion” para o polegar.

Wu et al., 2009 [30] realizaram um estudo com um modelo próprio do polegar para realizar uma comparação com os dados obtidos por outro estudo sobre a “excursion” de cada músculo integrante do modelo e o “moment arm” de um músculo correspondente a cada articulação. Estas duas medidas podem ser explicadas da seguinte maneira: “excursion” é a mudança de comprimento de um músculo necessária para produzir uma amplitude de movimento completa de uma articulação e “moment arm” é a distância perpendicular entre a linha de ação de um músculo e o centro instantâneo de rotação da articulação pela qual este se estende.

Para a criação do modelo do polegar, foi tido em referência o modelo utilizado pelo modelo normativo presente no estudo onde foram retirados os resultados experimentais previamente mencionados, que desenvolveram o modelo através de ferramentas matemáticas, para uma aplicação específica, sem calibração da excursão muscular para a amplitude completa do movimento da articulação, utilizando dados experimentais. Assim, o objetivo deste estudo será a criação de um modelo biomecânico genérico do polegar e calibrar as previsões da cinemática dos músculos e articulações envolvidas com os resultados experimentais do estudo que foi tido em conta na modelação e previsão de resultados.

Estas simulações biomecânicas podem ser úteis para analisar as consequências de intervenções cirúrgicas na reparação de tendões e ligamentos ou reconstrução. Um modelo destes pode servir de auxílio no pré planeamento de uma cirurgia em que se considera a transferência de tendão. O modelo desenvolvido por Wu et al., 2009 [30] irá incluir quatro segmentos ósseos, três tendões (IP, MP e CMC) e nove músculos (FPL, EPL, EPB, APL, FPB, APB, ADPt, ADPo e OPP). Esta foi a nomenclatura adotada no estudo e pode ser consultada na secção de siglas.

Assim, neste artigo, será mostrada a fase de desenvolvimento do modelo final e depois, para estes segmentos, serão comparados os resultados e tudo isto utilizando o software “AnyBody”. O modelo final pode ser observado na figura 22:

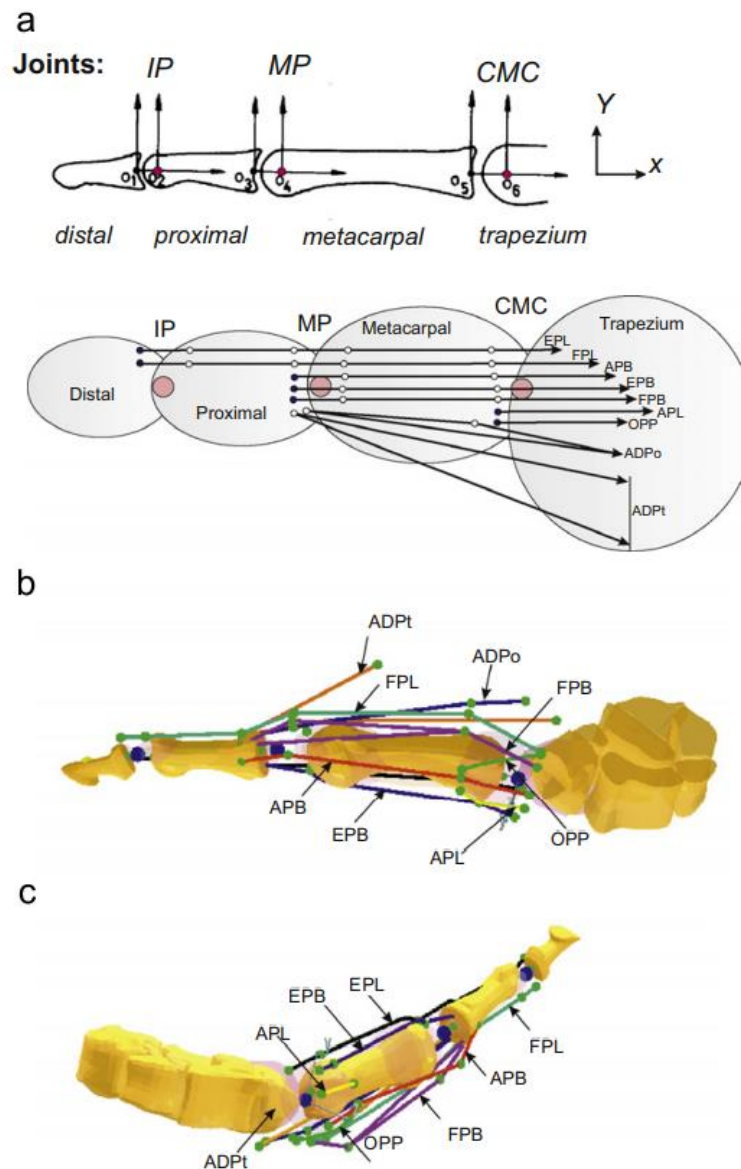


Figura 22: Várias etapas da modelação do polegar. [30]

Após realizado o modelo, os dados previstos foram comparados com os obtidos experimentalmente e expostos no artigo da autoria de Smutz et al., 1998 [31] e verificou-se que não existia um grande desvio entre nenhum dos pântmetros.

Para concluir, também foram extraídos os resultados experimentais da excursão muscular de cada músculo realizando uma análise cinemática, algo compreensível visto que não se procura intensidade de esforços e carregamentos neste estudo. Os braços de momento foram obtidos através de um processo de cálculo em função da excursão muscular.

Foi possível também retirar mais informação adicional como, para as articulações definidas, quais são os músculos recontrutados para a extensão e flexão destas. Os resultados do estudo podem ser observados no gráfico 2:

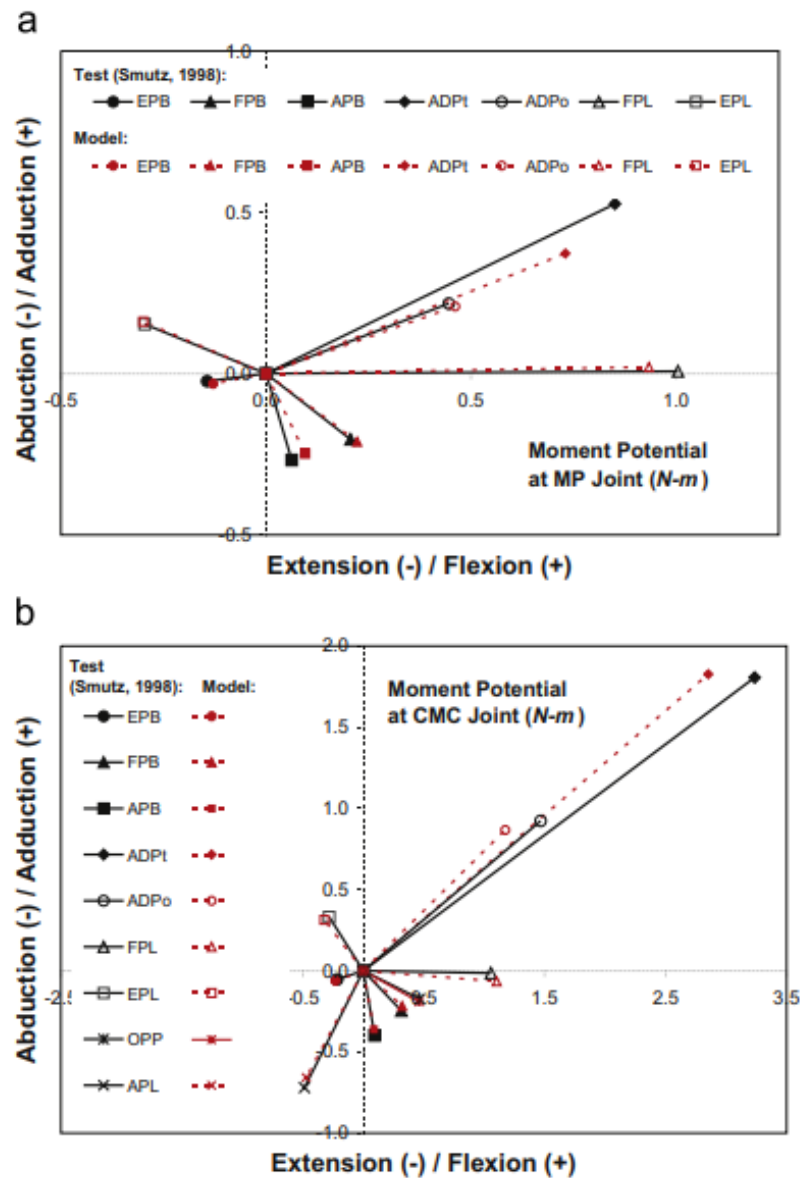


Gráfico 2: Braço de momento dos músculos para a articulação MP (a) e articulação CMC (b). [30]

Para este estudo, verifica-se que, apesar de o software dispor de um modelo bastante detalhado e completo do corpo humano, análises de secções “pequenas” como um dedo também são possíveis e não devem ser menosprezadas. Assim, pode-se perceber que o alcance do programa não se prende ao estudo de modelos extremamente complexos, visto que, para um modelo composto por quatro segmentos ósseos, três articulações e nove músculos, conseguiu-se obter informação que irá tornar a preparação de uma intervenção cirúrgica ao polegar mais precisa.

4.2 Previsão de exercício de força.

O estudo seguinte em análise, elaborado por Chander and Cavatorta, 2017 [32] irá incidir sobre a capacidade média da população exercer força, com o objetivo de reduzir e prevenir esforços demasiados e, em paralelo, concluir se as ferramentas de modelação humana digital (DHM) são precisas nos resultados que fornecem. Este tipo de estudo é apelidado de ergonomia proativa ou “Proactive ergonomics” e tem como objetivo a prevenção de distúrbios do sistema musculoesquelético relacionados com atividades no trabalho com a deteção prévia e redução de fatores de risco em ambiente de trabalho, como posturas incorretas ou esforços excessivos.

Neste artigo, Chander and Cavatorta, 2017 [32] focam bastante em compreender a técnica de modelação matemática que é o software “AnyBody”, reforçando a ideia que os músculos são estruturas que geram forças de contração (unidirecionais) e os ossos são corpos rígidos. A cada músculo do modelo será designada uma força em função do seu tamanho e, para a obtenção da contribuição deste para a realização de uma tarefa, será resolvido o problema de otimização com uma análise dinâmica inversa (Inverse Dynamics). O rácio entre a contribuição muscular e a força correspondente, ou, por outras palavras, o nível de ativação muscular, foi utilizado em outros estudos para analisar a viabilidade de layouts de diversos locais de trabalho (Pontonnier et al., 2014) [33], (Xu et al., 2016) [34].

Recolheram-se dados de exercício de força através da mão direita em diferentes posições e diferentes direções, assumindo uma postura de pé para um grupo de estudo composto por 17 mulheres destros. As suas medidas médias de altura, peso e idade foram retiradas.

Como referido anteriormente, um dos objetivos deste estudo também será entender a utilidade da ferramenta de modelação do programa “AnyBody” para otimização do ambiente de trabalho, tendo em conta a precisão da previsão da capacidade de geração de força, a conveniência de modelar o manequim na postura desejada e a representação correta de diferentes percentis da população.

Chander and Cavatorta, 2017 [32] especificam também todo o processo de criação do modelo com o “AnyBody Modeling System” (AMS), referindo que a prática comum para problemas assim será a seleção de um modelo disponível no repositório do programa e depois realizar as alterações necessárias a este para incorporar o caso específico em estudo. Concluindo a secção do artigo de modelação musculoesquelética, é referido que a análise dinâmica inversa “*permite calcular as forças internas do corpo com base em forças externas e cinemáticas conhecidas*” [32]. Outra curiosidade referida foi sobre o processo de decisão entre a seleção de um manequim representante de um homem ou de uma mulher, visto que o modelo feminino disponível no repositório apenas permite dimensionamento com base em percentis, algo bastante pertinente para estudos de uma população, mas inconveniente quando se pretende introduzir uma altura e peso customizado, algo a ter em conta quando se realizar um estudo. Porém, para um modelo do sexo masculino, é possível inserir os dados característicos do sujeito, como altura, peso, força máxima muscular exercível para um certo músculo, entre outras.

No restante capítulo da metodologia utilizada, Chander and Cavatorta, 2017 [32] explicam em grande detalhe como a postura foi definida para o modelo, referindo aspetos bastante interessantes, como a colocação da mão esquerda (que não irá exercer força) fixa ao tronco, podendo esta contribuir para a força gerada. Mas, a parte mais importante será a que aborda a análise dinâmica inversa, podendo-se assim entender o processo por trás da obtenção de resultados.

Como já foi referido, este tipo de análise calcula os esforços realizados pelos músculos para manter a postura definida, enquanto o corpo é sujeito a forças externas, sendo a força exercida pelo manequim estimado quando pelo menos um dos músculos atinge a contribuição máxima para o movimento, ou seja, a força do manequim será dependente da capacidade de exercício de força e nível de ativação de cada músculo para uma determinada tarefa.

Para a modelação com o software AnyBody, a força ideal de cada músculo irá depender da sua área de secção transversal fisiológica, que foram retiradas a partir de vários estudos anatómicos de cadáveres. Existem vários modelos com nível diferente de detalhe para simular a ação muscular no AMS, para este estudo, foi utilizado o modelo “3-element”, o mais complexo disponível no software.

De seguida, foi analisado o critério de recrutamento muscular utilizado pelo software para identificar os músculos que devem ser ativados durante uma determinada tarefa. Existe um problema de redundância relacionado com o facto de o corpo humano conter mais músculos dos que os necessários para realizar um movimento, podendo ser uma tarefa complexa simular precisamente a tarefa de eleição realizada pelo sistema nervoso central (CNS). Este problema é solucionado pelo software através da minimização de uma função objetivo, quando sujeita a determinadas restrições. Para as simulações realizadas, o critério de recrutamento muscular utilizado foi o critério “min/max” (Rasmussen et al., 2001) [35], que define a função objetiva a ser minimizada como o máximo de forças musculares normalizadas. A função objetiva será formulada como em 4.2.1:

$$G(f^{(M)}) = \max \left(\frac{f_i^{(M)}}{N_i} \right), \quad i = 1, \dots, n^{(M)} \quad (4.2.1)$$

Sujeita às seguintes restrições:

$$Cf = r \quad (4.2.2)$$

$$(f_i^{(M)}) \geq 0 ; i \in \{1, \dots, n^{(M)}\} \quad (4.2.3)$$

Onde:

- . G : Função objetiva da estratégia de recrutamento em termos de forças musculares, $f^{(M)}$;
- . N_i : Medição da força exercida pelos músculos nas condições de trabalho correntes;
- . $n^{(M)}$: Número de músculos;

. $C = \{[C^{(M)}] * [C^{(R)}]\}$: Matriz de coeficientes dos vetores das forças desconhecidas f , que pode ser definido como em 4.2.4:

$$f = [f^{(M)T} f^{(R)T}]^T \quad (4.2.4)$$

As siglas (M) e (R) designam termos relacionados com forças exercidas pelos músculos e reações nas articulações, respetivamente.

O vetor r , presente na equação 4.2.2, contém as cargas exteriores conhecidas e as forças de inércia. Por outro lado, a restrição imposta na equação 4.2.3 torna os músculos apenas capazes de realizar esforço unilateralmente (apenas podem “puxar” e não “empurrar”).

A força muscular normalizada também é conhecida como ativação muscular, que representa o nível de ativação corrente do músculo, e pode ser obtida pelo rácio 4.2.5:

$$(f_i^{(M)}) / N_i \quad (4.2.5)$$

O critério min/max tende a agrupar os músculos em função do seu nível de ativação, que resulta da partilha da carga entre vários músculos em sinergia, formando um grupo em que a atividade muscular e o contributo em função da sua força individual é o mesmo para cada músculo integrante (Rasmussen et al., 2009) [36], tornando esta estratégia de recrutamento muscular a que mais reduz a atividade muscular (recrutando menos músculos irá resultar em menos incógnitas).

Um dos parâmetros em análise será o apelidado de máxima ativação muscular (MMA), que representa a máxima ativação muscular presente no modelo, que pode ser interpretada pela percentagem da máxima contração possível necessária para equilibrar cargas externas, ou seja, um índice de máxima ativação muscular de 1 significaria a máxima contração possível e, consequentemente, a máxima exercício de força pelo manequim. [32]

Antes de se observar os resultados, também foi referido sobre como é realizado o escalamento de força no AMS, e, apesar da força ser regida pela lei de escalamento comprimento-massa-gordura, o software também permite a introdução e modificação da força para músculo, algo apenas aconselhável quando se possui dados específicos. Para o estudo realizado por Chander and Cavatorta, 2017 [32], o escalamento da força foi um fator global para todos os músculos do modelo, sendo este o processo normalmente adaptado para estudos de otimização de ergonomia no local de trabalho. Assim, também permite que os efeitos de escalamento da força afetem uniformemente todos os músculos do modelo, sem causar problemas nas respostas do modelo a mudanças relacionadas com pontos de trabalho definidos e mudanças de direção de exercício de força.

Além da obtenção dos próprios resultados para a máxima força de braço (MAS), estes também serão comparados com os apresentados no estudo realizado por La Delfa, 2011 [37], utilizando o programa “3DSSPP”, uma ferramenta digital de modelação musculoesquelética empírico-estatística, que utiliza um modelo estático de forças para avaliar os momentos reativos das articulações em função de uma tarefa realizada.

Após uma detalhada análise sobre a metodologia, chegou a altura de analisar os resultados produzidos. No seguinte gráfico poderá verificar-se uma comparação a máxima força exercida pelo braço para diferentes posições da mão e direções de exerceção da força para os resultados obtidos pela simulação utilizando AMS e por métodos empíricos (3DSSPP):

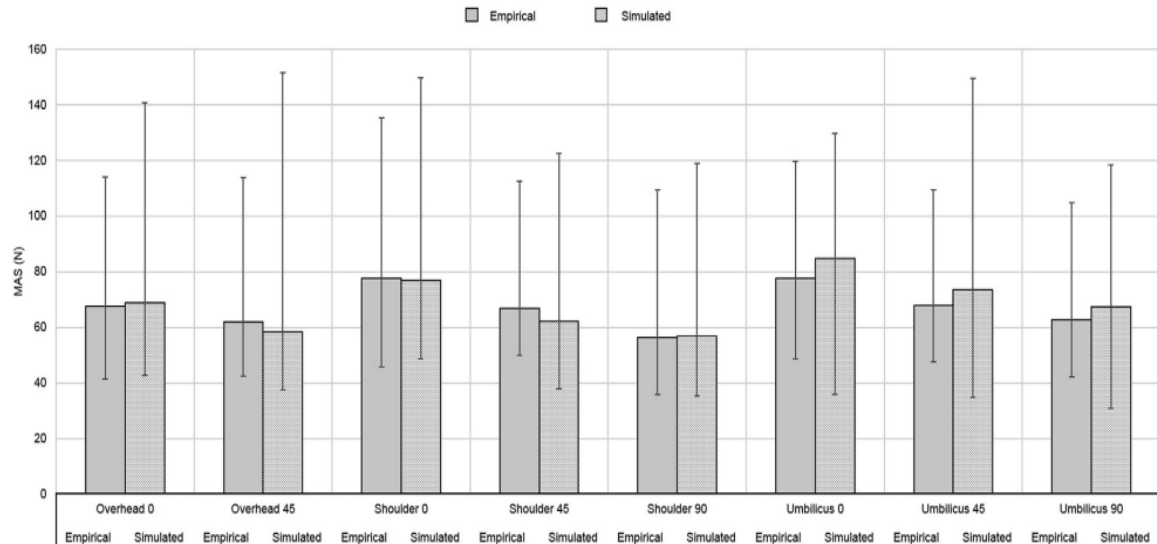


Gráfico 3: Média de MAS para cada localização da mão. [32]

A comparação entre os dados recolhidos e os empíricos poderá ser analisada em mais detalhe com os seguintes gráficos radar, para todas as combinações de direção e posição da mão, mas, como para esta dissertação apenas importa analisar o tipo de metodologia e resultados possível, não vão ser colocados todos os gráficos de comparação, apenas o exemplo no gráfico 4:

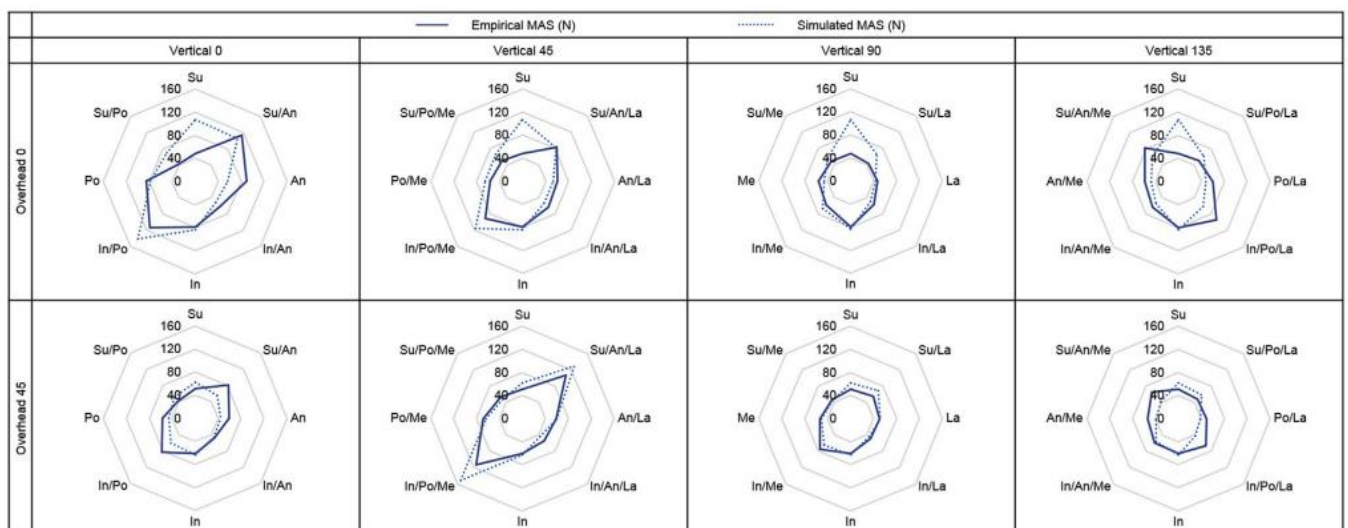


Gráfico 4: Resultados para as posições da mão acima da cabeça. [32]

Assim, após a verificação dos resultados, foi possível concluir que a limitada base de dados do software 3DSSPP para previsão de forças poderá causar problemas em análises deste tipo, sendo que o estudo realizado demonstra que a utilização de métodos envolvendo AMS produzem resultados de previsão de forças substancialmente mais precisos. Esta afirmação, porém, não é suficiente para apontar que um programa é “melhor” que o outro, visto que, em primeiro lugar, o dataset utilizado para a validação dos resultados foi diferente para cada programa e, em segundo lugar, a previsão de postura do software 3DSSPP foi aplicada na sua obtenção das forças previstas. Resumindo, o aperfeiçoamento da previsão da força exercida causada pela utilização do AMS não pode ser totalmente atribuída ao facto deste método conseguir lidar melhor com a variação dos parâmetros do modelo.

Para finalizar a análise deste caso de estudo, Chander and Cavatorta, 2017 [32] também reportaram algumas limitações com que se depararam durante o desenvolvimento do trabalho, como a dificuldade de resolução do problema por parte do software em certas posições da mão, devido a ângulos demasiado extremos no ombro, resultando na necessidade de alteração destes, algo que, mesmo assim, não causou grandes desvios nas conclusões finais. Chander and Cavatorta, 2017 [32] afirmou que um modelo especificamente modelado para cada sujeito resultaria numa melhora na previsão da força exercida, mas este não era o foco do estudo.

Em suma, Chander and Cavatorta, 2017 [32] concluiu que a modelação utilizando AMS poderá suportar trabalhos de otimização do local de trabalho, com o fornecimento de informação como ativação muscular, forças de reação e momentos nas articulações que poderão ser úteis, mas, será necessário um estudo adicional para entender as discrepâncias observadas neste estudo e, para aumentar o uso em estudos relacionados com ergonomia proativa, o desenvolvimento de modelos de previsão de postura e capacidade de exercício de força da população deverá ser um aspeto a focar.

4.3 Validação da utilização do AnyBody em cargas a L4L5.

O seguinte trabalho em estudo, da autoria de Bassani et al., 2017 [38], consistirá em validar o modelo completo do corpo humano gerado pelo software AnyBody, comparado com um estudo realizado in vivo das cargas suportadas pela coluna durante a execução de vários movimentos, posturas e diferentes carregamentos. Com isto, o objetivo do estudo é verificar, através de uma análise extensa, a possibilidade do modelo completo fornecido pelo software AnyBody ser utilizado para prever carregamentos na região lombar, mais precisamente, na zona L4L5.

Bassani et al., 2017 [38] referem como foram obtidos os dados referentes à cinemática do movimento, sendo esta captada utilizando o sistema “BTS motion capture system” composto de 8 câmaras optoelectrónicas e a colocação de marcadores do sujeito a realizar os ensaios. Assim, foi possível obter a trajetória destes marcadores no espaço 3D, que foram depois exportados para o software “AnyBody” como ficheiros de extensão .c3d, definindo assim a cinemática do manequim.

De seguida, foi utilizado o modelo de captação de movimento incorporado no programa para atingir o movimento e parâmetros otimizados para melhor integrar o modelo proveniente dos dados obtidos pelos marcadores. Ativação muscular e reações internas foram calculadas através da análise dinâmica inversa, minimizando o recrutamento de ativação muscular (aspeto referido no subcapítulo anterior). A reação presente entre os segmentos que atua na articulação L4L5 foi registada em cada tarefa. As pressões no disco foram obtidas utilizando uma aproximação com “corrective factors” (CF) e outra com a “quadratic equation” (QE) e ambos os resultados foram comparados com os dados in vivo (Wilke et al., 2001). [39]

Com isto, resta obter os resultados através do programa e compará-los com o estudo in vivo que se utilizou em referência:

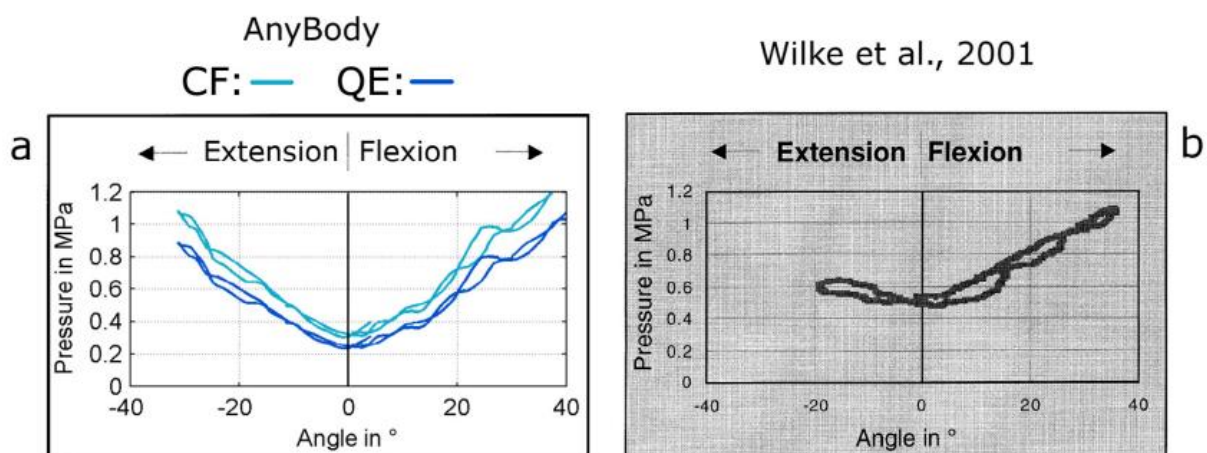


Gráfico 5: Pressão no disco L4L5 em função do ângulo entre a junção toracolombar e o sacro para o software AnyBody (a) utilizando “CF” e “QE” e as medidas de Wilke et al., 2001. [38]

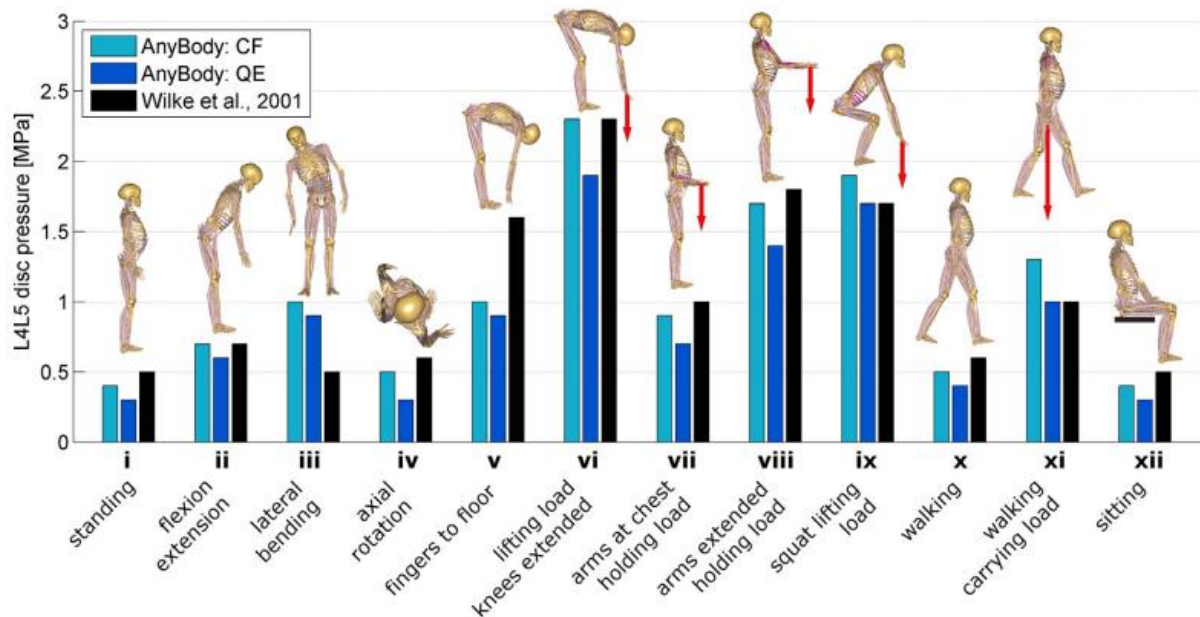


Gráfico 6: Pressão no disco L4L5 para diferentes etapas do movimento para os três casos. [38]

Pela análise do gráfico 6, verifica-se uma confirmação dos resultados do processo experimental in vivo com ambas as metodologias de simulação (Fatores corretivos “CF” e equação quadrática “QE”), excepto para a situação v-) “Fingers to the floor” que Bassani et al. [38] justificam pela negligência do cisalhamento anteroposterior intervertebral na computação da pressão do disco para CF e QE.

Assim, concluindo este artigo, Bassani et al., 2017 [38] afirmam que, pelos resultados demonstrados, a aplicação do modelo musculoesquelético completo do software AnyBody será uma opção viável para a computação de carregamentos na zona lombar da coluna vertebral, tendo em atenção com estudos que envolvam posturas com grandes deslocamentos no plano lateral. Com isto, o programa será uma maneira não invasiva de realizar estudos sobre a pressão intervertebral dos discos para atividades fisiológicas, devido ao facto de não necessitar a inserção de dispositivos dentro do corpo do sujeito.

4.4 Simulação e análise do movimento de flexão.

Para concluir esta secção do trabalho, agora vai-se analisar um caso de estudo que se aproxima mais ao que se pretende realizar nesta dissertação, ou seja, algo relacionado com desporto. Nos subcapítulos anteriores da secção 4, foram abordados artigos científicos sobre previsões de exercício de força, pressões resultantes, etc., mas nenhum deles enquanto se realizava um movimento de atividade física considerável.

Com isto, Borozan and Miron, 2012 [40] realizaram um estudo sobre a ativação muscular durante a execução de uma flexão. O movimento de flexão é realizado em uma posição deitada de bruços, utilizando apenas as mãos e os dedos dos pés para suportar o corpo. O movimento inicia-se com o indivíduo a “empurrar” o solo com as mãos para levantar o seu corpo, mantendo sempre uma linha reta entre os ombros, anca e pés. Após atingida total extensão do cotovelo, o indivíduo baixa o seu corpo até ao solo.

Na realização deste movimento, os adutores horizontais e extensores do cotovelo serão recrutados durante a subida e a descida. Durante a subida, estes músculos vão combater a gravidade para obter a extensão do cotovelo e adução horizontal do ombro e, por outro lado, durante a descida, a gravidade irá atuar na mesma direção do movimento, aplicando um torque de flexão no cotovelo e um torque de adução horizontal no ombro, o que implica que, para obter um movimento de descida com velocidade controlada, estes músculos terão de contrair para gerar torques na direção contrária. Algo a ter em conta neste estudo será o facto de a posição das mãos relativas uma à outra e ao resto do corpo ser importante para replicar as mesmas condições de carregamento, uma variação destas posições irá resultar em alterações nas cargas musculares e nas articulações.

Numa primeira fase de obtenção de resultados, Borozan and Miron, 2012 [40] utilizam um processo de termografia para analisar o nível de ativação muscular durante o movimento. Apesar de esta técnica não ser muito interessante para a dissertação em desenvolvimento, é uma forma intuitiva de compreender as regiões onde a exercício de força é maior para cada parte do movimento e permite identificar tendências na postura do indivíduo, como, por exemplo, Borozan and Miron, 2012 [40] constataram que o indivíduo tendia a inclinar-se para o lado esquerdo, sendo o peso do seu corpo mais incidente na mão esquerda, devido à ativação muscular demonstrada no cotovelo esquerdo.



Figura 23: Vista termográfica dos músculos das costas em ação. [40]

Antes de se verificar os resultados obtidos, é realizada uma breve introdução ao software uma pequena abordagem à sua história foram. Borozan and Miron, 2012 [40] relatam que, no desenvolvimento de um problema de design de frames de bicicleta para otimização de performance, surgiu a complicação que o ciclista e a bicicleta formavam um mecanismo só, o que significa que não será possível otimizar apenas uma das partes. Assim, para fazer face à falta de ferramentas de simulação que conseguissem corretamente definir a relação entre o corpo humano e o ambiente que o rodeia. O programa passou por três grandes fases:

. **Primeira fase:** Protótipo desenvolvido apenas para a otimização de bicicletas, mostrando a viabilidade da utilização do software para processos numéricos básicos;

. **Segunda fase:** Protótipo capaz de suportar diferentes modelos através da definição de objetos, mas ainda com codificação rígida (Hard coding);

. **Terceira fase:** Versão capaz de suportar modelos orientados por objetos utilizando uma linguagem especificamente desenvolvida para este fim.

Assim originou o software AnyBody, desenhado para construir modelos complexos do corpo humano e para determinar a influencia do ambiente que o rodeia neste, o que irá necessitar de eficiência computacional obtida exclusivamente pela técnica de análise dinâmica inversa.

Com isto, voltando à obtenção de resultados, Borozan and Miron, 2012 [40] extraíram os valores de atividade muscular e calcularam a média da energia muscular para cada momento do movimento, ao importá-los para o software “MatLab”. Com isto, os resultados podem ser observados nos gráficos 7 e 8:

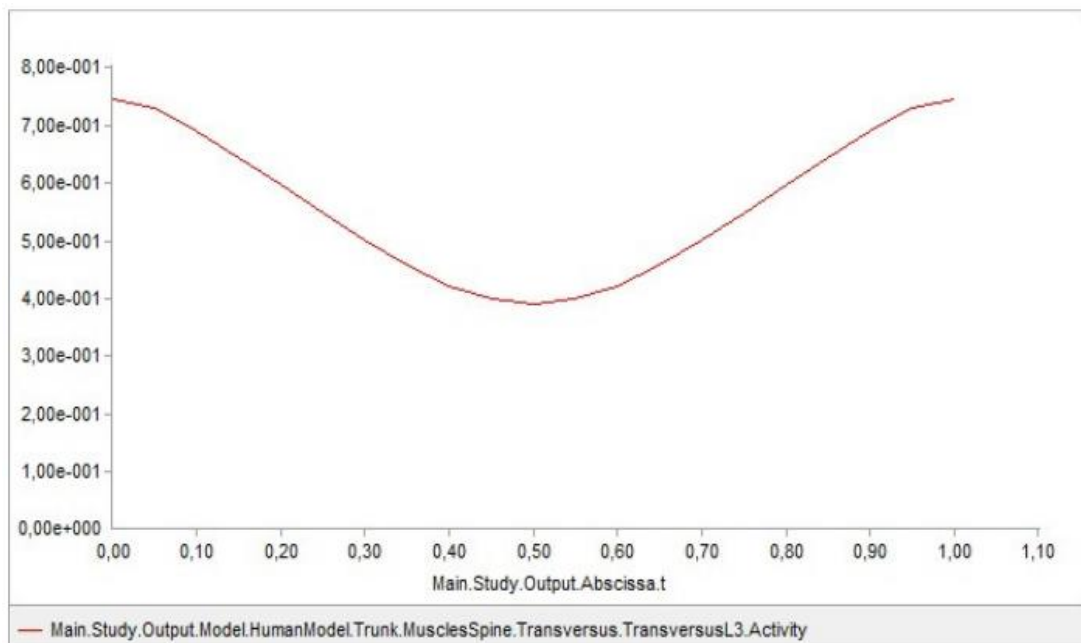


Gráfico 7: Ativação muscular da coluna vertebral durante o exercício. [40]

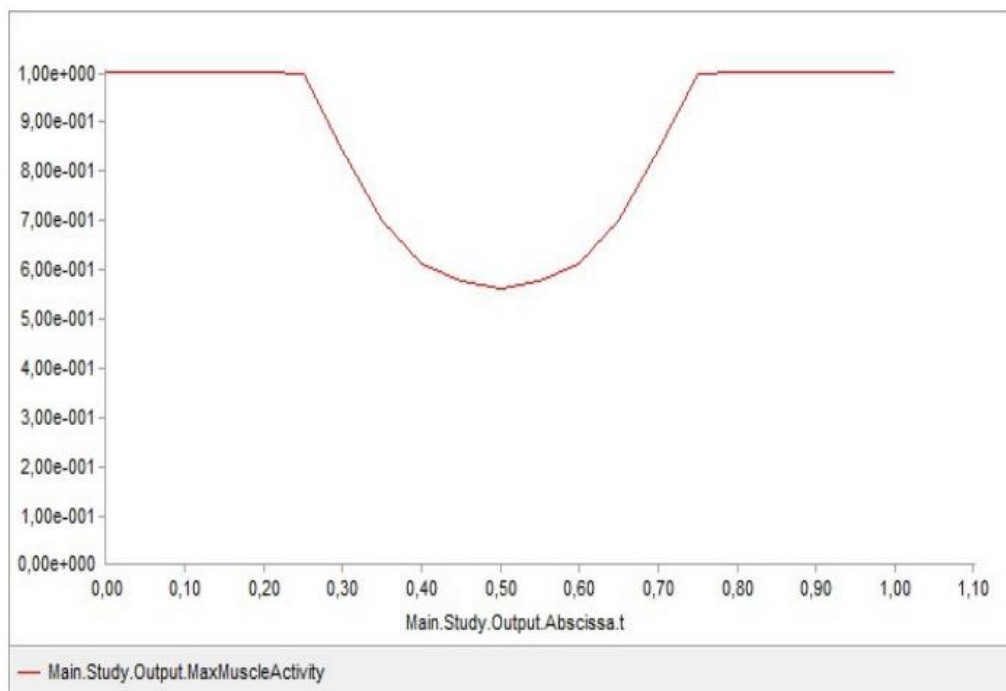


Gráfico 8: Ativação muscular total durante o exercício. [40]

Para concluir, a utilização do software “AnyBody” permitiu o destaque de atividade muscular em zonas específicas para processos de prática desportiva que só serão possíveis analisar simulando todo o movimento, aplicando o método de dinâmica inversa.

4.5 Análise do sistema musculoesquelético no software “AnyBody”.

Com o estudo de artigos científicos de aplicações práticas aplicando o software a utilizar na dissertação, este último relatório, realizado por Damsgaard et al., 2006 [41], será mais focado na parte teórica da modelação utilizando o programa AnyBody. Normalmente, inicia-se o estudo de um tópico pela teoria e, após uma primeira familiarização, passa-se aos exemplos práticos, mas, neste caso, como os artigos previamente observados foram fazendo umas referências sobre aspetos teóricos e os próprios conceitos não são de compreensão simples, primeiro contactou-se com exemplos práticos para se entender as possibilidades e razões pela qual este tipo de metodologia poderá ser aplicado.

Assim, Damsgaard et al., 2006 [41] realizaram uma espécie de “review” do software, explicando em grande detalhe certas funcionalidades deste e também descreve o processo de desenvolvimento de um modelo utilizando o AMS (AnyBody Modeling System), algo que será útil entender para o trabalho a realizar nesta dissertação.

Como já foi referido anteriormente, o sistema musculoesquelético de um humano ou outro animal é algo mecanicamente bastante complexo, o que irá implicar a necessidade de modelos computacionais de simulação simplificados para obter uma eficiência razoável. Modelos deste tipo podem ser aproximados a modelos de corpo rígido, permitindo a aplicação de métodos dinâmicos multibody, mas, para problemas deste tipo, é necessária uma representação razoável da geometria e padrões de recrutamento muscular, que são características complexas de definir. [41]

Os músculos são constituídos por tecidos moles que se envolvem em torno de ossos, outros músculos e mais estruturas anatómicas, tornando a definição da sua geometria não tão clara, mas, este parâmetro é essencial para uma correta análise. Além disso, a ativação e recrutamento muscular são realizados pelo sistema nervoso central (CNS) por fenómenos não compreendidos o suficiente para permitir uma modelação detalhada, sendo a modelação destes mecanismos baseada em hipóteses, sendo o mais comum estas envolverem algum tipo de condição ótima.

Damsgaard et al., 2006 [41] expõem que o problema fundamental, que já foi referido no subcapítulo 4.2, é a existência de mais músculos dos que os necessários para comandar os graus de liberdade do sistema, o que significa que podem existir uma infinidade de padrões de recrutamento muscular que serão aceitáveis de um ponto de vista dinâmico. Este problema é referido como o problema de redundância do recrutamento muscular.

Os modelos musculoesqueléticos podem ser divididos em dois grupos: dinâmica de avanço (Forward Dynamics) dinâmica inversa (Inverse Dynamics).

Os modelos que aplicam a dinâmica de avanço computam o movimento baseado em previsões de ativação muscular, algo que irá permitir a simulação detalhada de vários fenómenos físicos, mas que resulta de um problema de controlo ótimo que requer bastante poder computacional e otimização significativa para este realizar a tarefa desejada.

Por outro lado, os modelos que aplicam a dinâmica inversa realizam a computação do modelo em função de uma tarefa específica, o que irá introduzir várias restrições, com o benefício de uma eficiência computacional acrescida. Com este ganho de eficiência, pode-se aproveitar para construir modelos mais completos e/ou detalhados.

Ainda na parte introdutória do artigo, Damsgaard et al., 2006 [41] referem que o software AnyBody foi desenvolvido com quatro funções em mente:

- . Deve ser uma ferramenta que permite a construção de um modelo do zero ou a modificação de um pré-existente para diversos propósitos;
- . O sistema deve facilitar a troca de modelos e auxílio no desenvolvimento destes, permitindo também a sua examinação;
- . Deverá ter eficiência numérica suficiente para permitir a otimização de designs ergonómicos em computadores de poder relativamente baixos (baratos), se possível;
- . O sistema deve ser capaz de suportar modelos do corpo humano com um nível realista de complexidade.

Com a introdução concluída e os artigos analisados anteriormente, já é sabido que o software permite a análise dinâmica inversa e, por isso, o foco do estudo de Damsgaard et al., 2006 [41] será focado nesta abordagem.

O próximo ponto em estudo do artigo será o problema de recrutamento muscular para análises dinâmicas inversas resume-se em um problema de otimização da função objetivo do tipo 4.5.1:

$$G(f^{(M)}) \quad (4.5.1)$$

A função presente em 4.5.1 já foi analisada no estudo realizado no subcapítulo 4.2, onde também se referiu que esta está sujeita às restrições das cargas externas e de inércia e ao facto de os músculos apenas poderem exercer força em uma direção. Todos os termos que constituem estas restrições e as suas formulações podem ser observadas na análise do artigo realizado por Chander and Cavatorta, 2017 [32], no subcapítulo 4.2.

Esta função objetivo pode ser de vários tipos, um deles já foi abordado como o critério min/max, especificado pela equação 4.2.1, mas esta não é a única formulação possível, existem outras como o critério polinomial (4.5.2) ou o critério de saturação “soft” (4.5.3):

$$G(f^{(M)}) = \sum_{i=1}^{n^{(M)}} \left(\frac{f_i^{(M)}}{N_i} \right)^p \quad (4.5.2)$$

$$G(f^{(M)}) = - \sum_{i=1}^{n^{(M)}} \sqrt[p]{\left(1 - \frac{f_i^{(M)}}{N_i} \right)^p} \quad (4.5.3)$$

Ambas as formulações para a função objetivo vêm associadas a um fator de poder variável, p , e uma função normalizada para cada músculo, N_i . A força normalizada exercida pelo músculo é normalmente referida como ativação muscular.

Para a seleção de N_i , a opção que fará mais sentido de um ponto de vista fisiológico será as medições de força do músculo, ou seja, dados experimentais, mas, na maior parte dos casos, a obtenção destes não é possível, o que faz com que tenha de se optar por uma de duas soluções: Aproximar esta função a uma constante ou determiná-la através de um modelo que tenha em consideração as condições de funcionamento do músculo em questão.

O modelo de Hill, introduzido por F. E. Zajac. 1989 [42] é uma opção bastante utilizada, que utiliza o comprimento e a taxa de comprimento com inputs, que se pode obter pela análise cinemática do sistema.

Em relação aos critérios 4.5.2 e 4.5.3, a formulação min/max apresenta características que a tornam mais atrativa para a sua eleição como critério. Em primeiro lugar, pode ser transformada em um problema linear, algo que a torna numericamente eficiente e possível de resolver com um algoritmo finito. Os critérios 4.5.2 e 4.5.3 também permitem esta transformação, basta igualar p a 1, mas, para este valor do fator de poder variável, os resultados obtidos não são razoáveis fisiologicamente, visto que a solução alcançada é o recrutamento apenas dos músculos mais fortes, sendo estes a “fazer todo o trabalho”, algo que não se aproxima à realidade, onde os músculos sempre tentam repartir a carga.

Para valores de p mais elevados, os critérios 4.5.2 e 4.5.3 tornam-se cada vez menos apelativos numericamente. Além disso, o critério polinomial (4.5.2) necessita de um limite máximo na restrição da unilateralidade da exerceção de força dos músculos (4.2.3), onde o critério de saturação soft e o min/max têm esta restrição tratada com a definição implícita de cargas abaixo da máxima. Porém, o critério de saturação soft causa problemas quando o nível de atividade se aproxima do máximo, enquanto o critério min/max utiliza os músculos otimamente de uma maneira que as atividades não excedam o limite, a menos que seja totalmente incontornável. [41]

Por último, os estudos de Rasmussen et al., 2000 [43] demonstraram que o critério polinomial e o critério de saturação soft convergem ambos na direção do critério min/max para valores altos de p . Outra conclusão possível retirar deste estudo é que a dependência da atividade muscular em relação à magnitude de cargas externas converge em direção a uma função linear para um alto fator de poder variável, algo que, para o critério min/max já é uma função linear.

Esta convergência pode ser confirmada analisando artigo da autoria de Challis and Kerwin, 1993 [44], onde foi avaliada a utilização do critério polinomial quando relacionado com experiências reais e verificou-se o maior nível de concordância para poderes muito elevados ($p=100$) o que, numericamente, é equivalente a uma solução utilizando o critério min/max.

Outro ponto forte do critério min/max é a sua atratividade fisiológica, visto que o critério suspende a fadiga muscular o mais que possa, sendo este um critério minimizador de fadiga. Assim, e adicionando o facto de também ser numericamente vantajoso, este critério foi o selecionado para integrar a base da análise dinâmica inversa do software “AnyBody”. Porém, Damsgaard et al., 2006 [41] reforçaram a ideia de que nenhum destes critérios apresentados é objetivamente “melhor” que os outros em termos fisiológicos.

Alguns aspetos negativos apontados ao critério min/max são: o facto de este explorar os músculos com más condições de trabalho, como por exemplo, pequenos braços de momento, a nível questionável e a indeterminação para certos grupos de músculos ativados abaixo do máximo, algo que poderá parecer redundante, visto que o objetivo é a determinação dos músculos com maior ativação, mas, para modelos complexos, este problema deve ser tratado para se obter uma solução única. Esta limitação pode ser contornada com a introdução do critério polinomial como uma adição, sendo esta a razão pela qual alguns estudos, como o de Damsgaard et al., 2001 [45] e o de Forster, 2003 [46] sugerirem a adição deste critério ao software “AnyBody”.

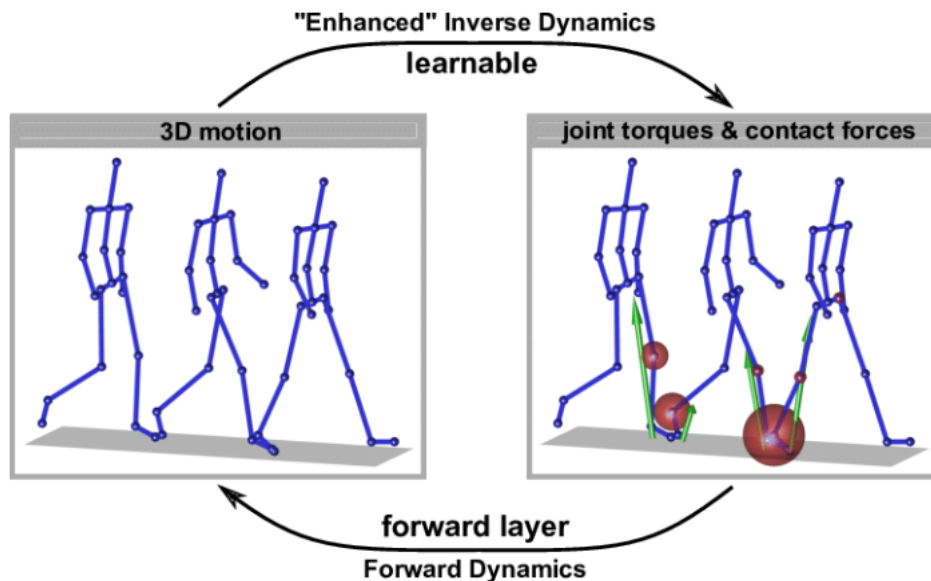


Figura 24: Representação esquemática da relação entre dinâmica de anverso e dinâmica inversa. [47]

Com uma compreensão mais detalhada do método de recrutamento muscular do software, resta agora entender mais sobre o modelamento matemático do sistema mecânico que deve produzir equações de movimento de maneira a satisfazer a restrição envolvendo as cargas externas que pode ser definida como observável em 4.5.4:

$$Cf = d \quad (4.5.4)$$

Esta equação já foi abordada no capítulo 4.2, sendo esta exatamente igual à equação 4.2.2, apenas alterando a nomenclatura do vetor que contém as forças externas e de inércias de r para d .

É adotada uma aproximação dinâmica de sistemas multibody utilizando um sistema de coordenadas cartesianas, algo que não aumenta propriamente a eficiência da análise cinemática, mas ajuda na facilidade de implementação do modelo. Esta escolha é justificada pelo facto da análise cinemática ser uma pequena parte do estudo onde se terá de lidar com muitos mais músculos que segmentos, quando comparados com um modelo completo do corpo humano.

Todos os segmentos do sistema são modelados como corpos rígidos, não considerando os efeitos resultantes da realidade de estes serem constituídos por tecidos moles. A posição de um determinado segmento é descrita pela relação 4.5.5:

$$q_i = [r_i^T p_i^T]^T \quad (4.5.5)$$

Onde r_i é o vetor da posição global do centro de massa do segmento e p_i é o vetor que inclui os quatro parâmetros de Euler. Por outro lado, a velocidade dos corpos é definida pela expressão 4.5.6:

$$v_i = [\dot{r}_i^T \dot{w}_i^T]^T \quad (4.5.6)$$

Onde o vetor $\dot{w}_i$ representa a velocidade angular do corpo medida no referencial fixo a este.

Assim, a análise cinemática é realizada através da resolução de um conjunto de restrições cinemáticas impostas da forma em 4.5.7:

$$\phi(q, t) = 0 \quad (4.5.7)$$

Onde q é o conjunto dos vetores de posição global de todos os n segmentos. O tempo explícito, t , mostra que algumas das restrições aplicadas ao modelo são drivers cinemáticas e não apenas restrições provenientes das articulações. Para uma análise dinâmica inversa, é necessário um conjunto completo de restrições que defina o movimento inteiramente, para se obter um conjunto completo de equações na relação 4.5.7. O sistema de equações 4.5.7 é, geralmente, um sistema não linear que é resolvido aplicando a técnica de Newtown-Raphson, um método utilizado para obter as raízes de funções reais.

De seguida, resta resolver as restrições de velocidade (4.5.8) e aceleração (4.5.9), mas estes não serão obtidos pela derivação em função do tempo do vetor posição, mas sim da seguinte forma:

$$\phi_{q^*} v = -\phi_t \quad (4.5.8)$$

$$\phi_{q^*} \dot{v} = \gamma(q, v, t) \quad (4.5.9)$$

Onde ϕ_{q^*} é a restrição Jacobiana com respeito a q^* e, por sua vez, q^* contém um conjunto virtual de posições que correspondem a v .

Com isto, estão determinadas as componentes de posição, velocidade e aceleração, tornando o movimento definido e abrindo a possibilidade de tentar encontrar o equilíbrio dinâmico. Para cada segmento do modelo, vão existir as equações Newton-Eulerianas, que serão da forma observada em 4.5.10:

$$(4.5.10)$$

$$\begin{bmatrix} m_i I & 0 \\ 0 & J_i \end{bmatrix} \dot{v}_i + \begin{bmatrix} 0 \\ \tilde{w}_i J_i \dot{w}_i \end{bmatrix} = g_i$$

Onde m_i e J_i são o tensor de massa e inércia referente ao segmento i . Do outro lado da igualdade, o vetor g_i que apresenta seis componentes, três forças e três momentos. Estas forças podem ser do seguinte tipo:

. Forças musculares (M): $g_i^{(M)}$

. Reações (R): $g_i^{(R)}$

. Cargas aplicadas conhecidas (app): $g_i^{(app)}$

Estas componentes podem depender explicitamente da posição q , da velocidade v ou do tempo t . Realizando agora uma separação destas componentes na equação 4.5.10, pode-se manipular a expressão para se obter uma igualdade com d isolado (relembrando que d é o vetor que contém as forças de inércia e forças externas conhecidas):

$$d_i = g_i^{(app)} - \begin{bmatrix} m_i I & 0 \\ 0 & J_i \end{bmatrix} \dot{v}_i - \begin{bmatrix} 0 \\ \tilde{w}_i J_i \dot{w}_i \end{bmatrix} \quad (4.5.11)$$

Mais uma vez, como foi referido no trabalho de Chander and Cavatorta, 2017 [32], tanto as forças desconhecidas como a sua matriz de coeficientes podem ser repartidas em componentes musculares e reações.

Assim, a componente das forças musculares da matriz de coeficientes requer um modelo geométrico dos músculos. Já foi referido anteriormente que a definição da geometria muscular é um problema complexo que irá necessitar a realização de aproximações. Então, neste caso, os músculos serão definidos como tecidos elásticos que se estendem entre dois ou mais pontos e, em alguns casos, envolvem corpos rígidos.

Para a modelação de músculos que envolvem corpos rígidos, esta será demasiado complexa para justificar a análise tanto neste trabalho como no artigo em estudo e, mesmo para músculos que não envolvem corpos rígidos, Damsgaard et al., 2006 [41] explicam com algum detalhe o processo por trás, mas, para este trabalho, a informação importante a reter será que se irá definir o comprimento de origem-inserção do músculo em função do vetor posição q .

Com este comprimento determinado e a sua derivada em função do tempo, é possível obter o valor da força exercida e, conseqüentemente, o trabalho virtual realizado com a expressão 4.5.12:

$$\delta W = \sum_{i=1}^{n^{(M)}} \delta l_{i,q^*}^{(oi)} f_i^{(M)} = \delta q^{*T} \sum_{i=1}^{n^{(M)}} l_{i,q^*}^{(oi)} f_i^{(M)} = \delta q^{*T} \begin{bmatrix} l_{1,q^*}^{(oi)} & \dots & l_{n^{(M)},q^*}^{(oi)} \end{bmatrix} f^{(M)} \quad (4.5.12)$$

Onde a função do comprimento origem-inserção pode ser definida como:

$$l^{(oi)} = |r_i^{(p)} - r_j^{(p)}| \quad (4.5.13)$$

De seguida, pode-se expressar este trabalho virtual como o produto escalar do vetor de força generalizado para todos os músculos, $g^{(M)}$, e a mudança virtual do sistema de coordenadas q^* , obtendo-se a expressão 4.5.14:

$$\delta W = \delta q^{*T} g^{(M)} = \delta q^{*T} C^{(M)} f^{(M)} \quad (4.5.14)$$

Com isto, todas as entradas para o problema de recrutamento muscular estão definidas. Para tornar a obtenção da solução mais rápida, pode-se realizar uma otimização para a redução de equações de equilíbrio para a restrição 4.5.4.

Assim, fica concluída esta (grande) introdução teórica sobre os processos matemáticos por trás do funcionamento do software AnyBody. Estes conceitos não serão necessários conhecer para se utilizar o programa, mas, visto que os autores deste artigo são os cientistas que desenvolveram o AMS (AnyBody Modeling System), não existe melhor fonte de informação que esta para estudar sobre o seu funcionamento. Para se compreender melhor as bases teóricas e matemáticas, pode-se consultar os trabalhos de Rasmussen et al., 2000 [43], Challis and Kerwin, 1993 [44] e Siemienski et al., 1989 [48] e outros que estão citados no artigo de Damsgaard et al., 2006 [41], mas, para não tornar este capítulo demasiado extenso e por não se justificar um aprofundamento tão completo sobre este aspeto.

Porém, a próxima parte deste capítulo irá abordar aspetos sobre a utilização do software em si e como se deve aproximar o processo de criar um modelo biomecânico e, visto que, como referido anteriormente, os autores do artigo são os criadores do programa, será importante assimilar a informação exposta no trabalho.

Assim, o AMS vem equipado com uma interface gráfica e uma interface de consola, o que permite a introdução de comandos por linhas de código ou pela seleção destes barra de ferramentas. Mesmo assim, a interface gráfica permite mais possibilidades de visualização e análise do modelo. Com isto, a modelação utilizando o software “AnyBody” é feita pela introdução de texto e, por esta razão, foi desenvolvida uma linguagem de modelação apelidada de “AnyScript”. Damsgaard et al., 2006 [41] apresentam duas razões para esta escolha: de um ponto de vista de programador, é mais fácil a manutenção e desenvolvimento e porque é a única maneira de atingir os objetivos determinados para o software, referidos anteriormente na parte inicial deste subcapítulo.

A linguagem AnyScript é uma linguagem declarativa e orientada por objetos que foi desenvolvida para a análise dinâmica de sistemas dinâmicos multibody, mais especificamente, modelos musculoesqueléticos. Um modelo criado com esta linguagem pode ser dividido em duas partes: a secção do modelo que contém a definição do sistema mecânico, o corpo e o ambiente que o rodeia e a secção de estudo, que inclui a lista de análises e outras operações possíveis realizar ao modelo.

Devido à natureza declarativa da linguagem AnyScript, esta contém classes pré-definidas de tipos básicos de dados (números, strings), de objetos mecânicos (músculos, forças, articulações, etc.) e funções operacionais. Para terminar esta introdução à linguagem utilizada no software, Damsgaard et al., 2006 [41] mostram a estrutura recomendada para facilitar a transferência de dados entre modelos, que será uma ferramenta crucial do software, visto que, para diversas aplicações, os modelos desenvolvidos serão modificações de outros fornecidos pelo próprio software.

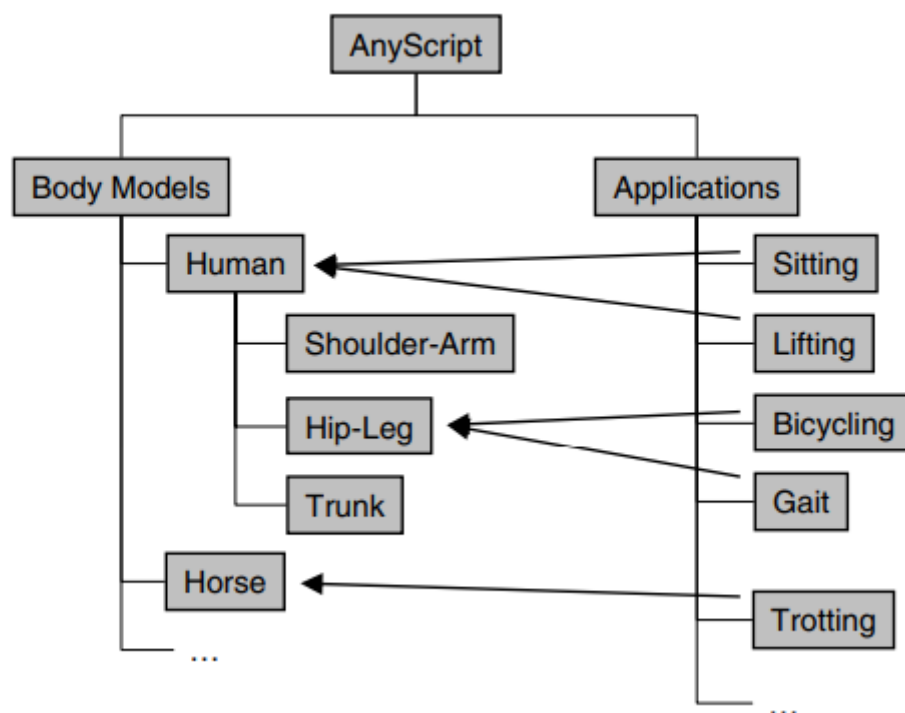


Figura 25: Estrutura recomendada para facilitar a transferência de dados entre modelos. [42]

Esta atenção especial à estruturação do modelo é bastante importante quando se trabalha com modelos tão complexos como o do corpo humano. O AnyScript divide o modelo em pastas específicas que podem ser acedidas por referências, tornando modelos de maior dimensão neste conjunto de ficheiro que fazem a visualização de informação e navegação mais intuitiva. Com esta maneira de organização do modelo, é possível que várias pessoas trabalhem sobre o mesmo modelo em simultâneo (cada um desenvolve uma parte e depois combina-se).

Uma funcionalidade interessante será a troca e junção de secções entre modelos, como o exemplo dado por Damsgaard et al., 2006 [41], caso uma pessoa tenha desenvolvido um modelo do braço e outra um modelo da mão, será esperado que estes queiram combinar estes para obter um mais completo, algo que pode ser tornado impossível caso estes modelos tenham diferentes estruturas de modelação.

Para combater este problema, a estrutura do modelo é repartida em duas partes: o modelo do corpo, que inclui todos os dados anatómicos, sem condições de fronteira e o modelo da aplicação que engloba a informação referente a movimentos, cargas e forças externas.

Com isto, pode-se fazer a troca dos modelos dos corpos e utilizar diferentes modelos de aplicação para os estudar.

Concluindo o artigo, Damsgaard et al., 2006 [41] referem que a eficiência do recrutamento muscular conseguido pelo software AnyBody permite-o trabalhar com modelos completos do corpo humano e que, devido ao facto de modelos biomecânicos serem extremamente complexos de modelar, a hipótese ótima e a aplicação de dinâmica inversa vêm acompanhadas de simplificações, existindo sempre espaço para desenvolver o software para se obter simulações mais realistas.

4.6 Outros casos de estudo interessantes.

No capítulo 4, foram analisados artigos que explorassem diferentes funcionalidades e aplicações práticas do software AnyBody e, por último, um artigo mais focado na parte do funcionamento do programa em si, o que resultou em uma secção do trabalho bastante extensa, mas que permitiu a compreensão de como o programa realiza as funções que lhe são pedidas e exemplos práticos da sua utilização, mas, na literatura, existem muitos outros estudos interessantes que utilizem este software mas que, infelizmente, não poderão ser abordados nesta dissertação para não se perder o foco do trabalho.

Assim, serão listados outros artigos interessantes, com uma breve descrição respetiva, que poderiam ter incorporado esta secção do estado de arte:

- [49]: **“EVALUATION OF LOWER EXTREMITY MUSCULO-SKELETAL MODEL USING SIT-TO-STAND MOVEMENT”** By Mark S. Thompson, Michael Voigt, and Mark de Zee, 2003 – avaliação de um modelo dos membros inferiores do corpo humano, comparando a atividade muscular e as forças de reações do solo com a atividade medida por eletromiografia e as forças obtidas por placas de força;
- [50]: **“Analysis of Muscle Activity Utilizing Bench Presses in the AnyBody Simulation Modelling System”** By Zhongqiu Ji, Huihui Wang, Guiping Jiang, and Lin Li, 2016 – análise da atividade muscular do peitoral durante a realização do gesto de supino plano utilizando o software AnyBody e validação dos resultados obtidos com os dados fornecidos pelo método de eletromiografia;
- [51]: **“Contributions to increase the safety of road vehicles by optimizing passive systems using AnyBody software”** By Gabriela Mădălina Franț, Romică Cîrșian Bărbuceanu, Veronica Argeșanu, Ileana Maria Petrașcu, Ion Silviu Boroșan, 2021 – Análise ergonómica dos Sistemas de restrição de movimento em caso de acidente em um automóvel realizada com o software AnyBody;

- [52]: **“Use of OpenSim and AnyBody modelling software for dynamic simulation of the human masticatory system”** By Michala Cadova, 2013 – verificação da aplicabilidade do software para uma análise do movimento mandibular e estimar as forças dos músculos e articulações mastigatórias;
- [53]: **“Modeling and Simulation of Gait by Anybody Software before and after Hip Arthroplasty”** By Cotoros Diana, Repanovici Angela, Baritz Mihaela, Stanciu Anca, 2015 – aproximação dinâmica ao estudo da artroplastia da anca, utilizando o software AnyBody;

Estes artigos são apenas uns exemplos de toda a bibliografia disponível sobre aplicações práticas do software em diversas áreas de estudo. Também se pode encontrar mais artigos que abordam a parte mais teórica de simulação biomecânica, mas, com toda a informação discutida no capítulo 4, poderá ser iniciada a utilização do software, o que será demonstrado no próximo capítulo, o capítulo 5.

5 Processo experimental e obtenção de resultados.

Concluída a introdução de todos os conceitos que podem ajudar para a compreensão da restante parte do trabalho, chegou a altura de utilizar as ferramentas ao dispor para analisar os movimentos e retirar conclusões sobre os mesmos.

Apesar de parecer uma tarefa, em teoria, simples, vai requerer bastante atenção devido a problemas com adaptação e calibração para garantir a fiabilidade dos resultados obtidos. Estes aspetos vão ser abordados com mais detalhe nos próximos subcapítulos.

5.1 Familiarização com as ferramentas e desenvolvimento do modelo.

Como já foi referido em partes anteriores do trabalho, a análise dos movimentos será realizada com o software “AnyBody” que permite a animação de um movimento, gerado ou captado, com um modelo musculoesquelético virtual que irá permitir obter as cargas internas do corpo. Assim, para se poder obter carregamentos fiáveis e semelhantes à realidade, a correta seleção e definição do modelo e dos seus parâmetros é essencial.

Felizmente, o software vem equipado com um modelo bastante complexo com a representação de uma grande quantidade de ossos, músculos, articulações e ligamentos, podendo assim obter uma representação quase real do sistema musculoesquelético do corpo humano, mas, para certas aplicações, não fará sentido tanto detalhe no modelo, ou em todas as partes do corpo humano, visto que o software também permite a seleção de quais membros e regiões do organismo se quer visualizar com mais pormenor ou não. Outro aspeto não relevante para este relatório, mas para trabalhos futuros, é a extensa biblioteca de demos com vários modelos para diversas situações como, por exemplo, um agachamento, o levantamento de uma caixa, movimento do joelho, etc.

Para se contactar a primeira vez com o software, o tutorial dos criadores do próprio sugere começar por tentar criar um modelo do corpo humano na posição “de pé”. Para se alcançar este objetivo, os aspetos principais a compreender são:

- . Ambos os pés estão conectados ao chão por reações que podem ser introduzidas manualmente ou por um simulador incorporado no programa;
- . A postura é definida pelos ângulos das principais articulações, exceto os tornozelos;
- . O modelo equilibra-se automaticamente mantendo o seu centro de gravidade verticalmente alinhado com as articulações do tornozelo;
- . Forças externas podem ser aplicadas em nós predefinidos, o que poderá resultar em ativações musculares diferentes para manter o equilíbrio.

Para se obter o modelo da figura 26, apenas foi necessário carregar um dos tipos de modelos completos disponibilizados pelo software:



Figura 26: Modelo completo gerado pelo software.



Figura 27: Modelo sem a representação dos braços.

Também se pode optar por simplificar o modelo ao definir uma musculatura menos completa, o que significa, tal como o nome indica, a representação de apenas os grupos musculares principais. Claro que, para qualquer análise é desejável o modelo mais próximo da realidade, ou seja, o mais completo, mas quanto mais aspetos estiverem representados, maior será o poder computacional necessário para obter resultados.

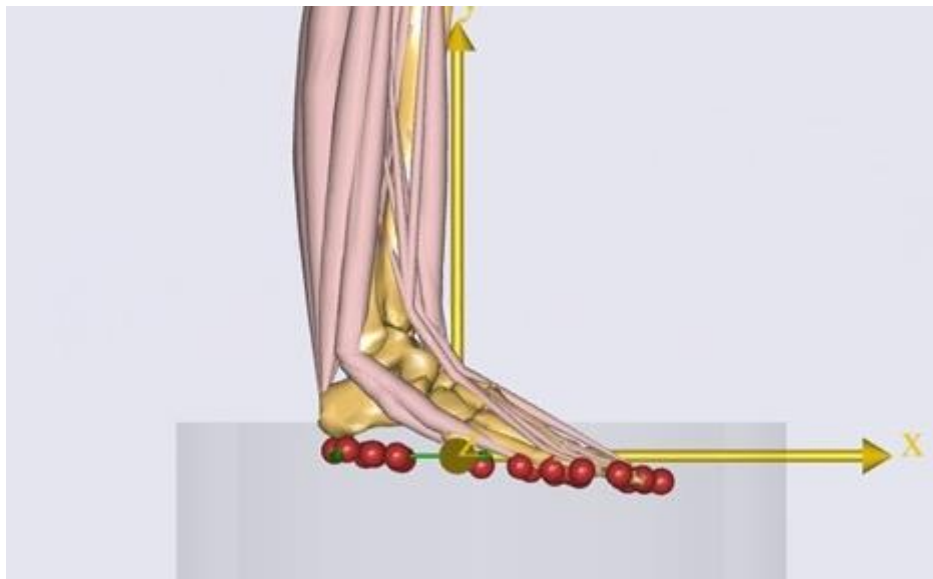


Figura 28: Nós de conexão com o solo nos pés (pontos vermelhos).

Para este trabalho em específico, não será necessária uma especial atenção à geração do modelo, visto que, com a captação do movimento, o modelo será gerado, pelo meio de marcadores virtuais. Este facto tornará a tarefa mais fácil, mas não irá permitir a otimização do modelo, visto que este será criado com a informação dos sensores e das medidas antropométricas que o software necessita.

A outra categoria de “inputs” serão as forças que irão afetar o nosso modelo:

- . **Forças de inércia:** automaticamente definidas pelo “AnyBody” para o corpo humano, mas, caso se queira incorporar um outro segmento como, por exemplo, para este trabalho, a raquete de ténis, as propriedades de inércia, geometria e densidade terão de ser também introduzidas;

- . **Forças ambientais** (Environmental Forces): Condições de fronteira, como as reações que podem ser observadas nos pés. Estas podem ser introduzidas manualmente ou utilizando o calculador aproximado destas forças incorporado no software;

- . **Forças externas:** forças externas que possam afetar o movimento e os carregamentos dos tecidos. Neste projeto, seria ideal adicionar uma força externa na mão com a qual se vai segurar a raquete para servir para aproximar o movimento e os resultados o mais possível à realidade, mas, caso não possa ser realizado devido à complexidade, terá de se ter em conta a diferença em aceleração que irá ocorrer durante o movimento.

Com as variáveis todas introduzidas, agora resta entender que tipo de análise se deve realizar em função dos resultados que se deseja obter.

O software “AnyBody” disponibiliza vários tipos de análises, mas apenas dois serão relevantes entender:

. **Análise cinemática:** O modelo realiza o movimento que lhe foi imposto, sem proceder ao cálculo de forças os esforços. Este tipo de análise tem uma explicação mais detalhada, mas, pela primeira frase, pode-se concluir que não será a adaptada para o estudo em causa;

. **Análise “InverseDynamic”:** Análise cinemática com a componente de obtenção das forças. Este processo consiste na resolução das equações de equilíbrio, algo que poderá ser mais complicado do que parece, devido ao facto dos sistemas em estudo podem ser estaticamente indeterminados, devido à falta de equações de equilíbrio e ao facto dos músculos apenas conseguirem exercer componentes unilaterais de forças (apenas em uma direção), aumentando a complexidade matemática do problema. O tipo de análise de dinâmica inversa não tem de se preocupar com estes problemas, porque apenas resolve as equações dinâmicas de equilíbrio para uma quantidade idêntica de forças desconhecidas, as reações.

Após realizada a simulação, chegou à altura mais interessante, analisar os resultados. O software consegue obter os valores de, por exemplo, de máxima ativação muscular e de poder metabólico, mas também as cargas em cada músculo e articulação, bem como o momento gerado nestas articulações. O software permite a criação de gráficos para uma ou mais variáveis, como por exemplo:



Gráfico 9: Magnitude das reações na articulação da anca em função do tempo.

No gráfico 9, pode-se observar as componentes “Medilateral” (azul), a “ProximoDistalForce” (laranja) e a “AnteroPosterior” (verde), todas em função do tempo. Estes resultados foram obtidos para talvez o modelo mais simples, apenas estar “de pé” sem qualquer movimento ou alteração da postura, mas, mesmo assim, permite explorar as capacidades do software.

Outra ferramenta disponível será a linguagem de programação “AnyScript” que, consultando o tutorial incluído no software, pode também ser uma maneira de utilizar o programa, ou seja, para aproveitar ao máximo as capacidades deste, deve-se compreender e tirar proveito da interface, programação e representação gráfica.

Por último, para uma recolha de dados com tecnologia de captura de movimentos, pode ser necessário especificar o ponto em que “origina” o movimento, caso se queira verificar a distância e a sua variação para uma referência exterior ao modelo. Na obstante, neste trabalho este cuidado não se justifica.

5.2 Linguagem “AnyScript”.

Como foi referido na secção anterior, o software “AnyBody” possui a sua própria linguagem de programação que foi especialmente desenvolvida para descrever o funcionamento do corpo humano e as interações com o ambiente que o rodeia.

Assim, esta ferramenta pode realizar comandos e outras funcionalidades presentes na interface, mas, onde se irá destacar a utilidade será na criação de modelos do “zero”. A linguagem segue o princípio de um método multibody, visto que, muito resumidamente, para se alcançar o modelo desejado será necessário programar e definir várias partes.

A primeira serão os segmentos, que são as peças que irão constituir o sistema mecânico, e podem ser definidos por um sistema de coordenadas com propriedades de massa e inércia, que se pode mover livremente em um espaço 3D. Na prática, para se definir um segmento é obrigatório fornecer a massa deste, a distribuição desta massa, ilustrada pelos elementos da diagonal do tensor de inércia J_{ii} e a posição r_0 e ângulo (Axes0) inicial, em que r_0 define a posição global do segmento e “Axes0” a matriz de rotação global no frame inicial após realizado o “load” do segmento. Outras propriedades podem ser definidas, mas, para a introdução do segmento ser válida, estas referidas anteriormente têm de ser especificadas.

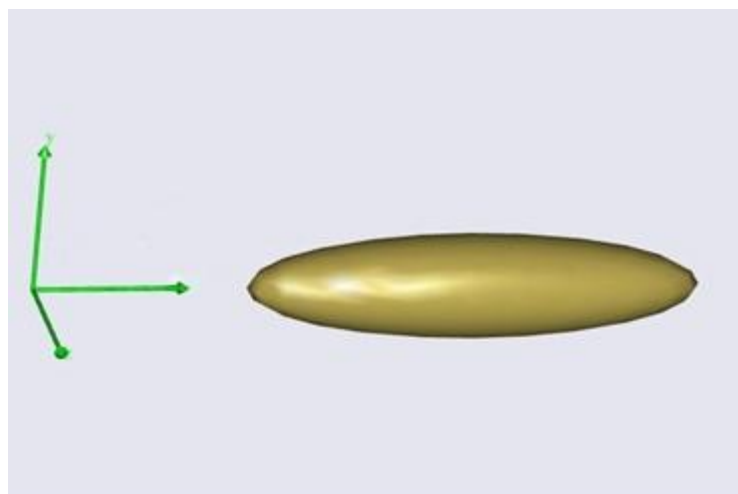


Figura 29: Representação gráfica de um segmento definido.

Pela figura 29, pode-se perceber que os segmentos serão representados por elipses e a geometria desta vai ser em função da massa e do tensor de inércia que a define. A sua posição em relação ao referencial está de acordo com o vetor de posição inicial e matriz de rotação (para o exemplo da figura, a matriz de rotação é uma matriz nula, ou seja, não terá rotação inicial).

Após definido o segmento, o passo seguinte será definir os pontos nodais no sistema de coordenadas local do segmento, que serão utilizados para eventuais conexões com músculos, articulações ou aplicação de forças. Ao ler este parágrafo, pode-se pensar que, para poder definir estes pontos nodais com precisão, será preciso uma extensa compreensão da anatomia do corpo humano para saber onde serão feitas as conexões entre todos os tecidos constituintes do sistema, o que é uma realidade, mas, felizmente, o software “AnyBody” vem equipado com sistemas nodais anatómicos pré feitos no seu repositório. Para definir um ponto nodal apenas é necessário introduzir a sua posição, relativamente ao centro de massa do segmento em questão.

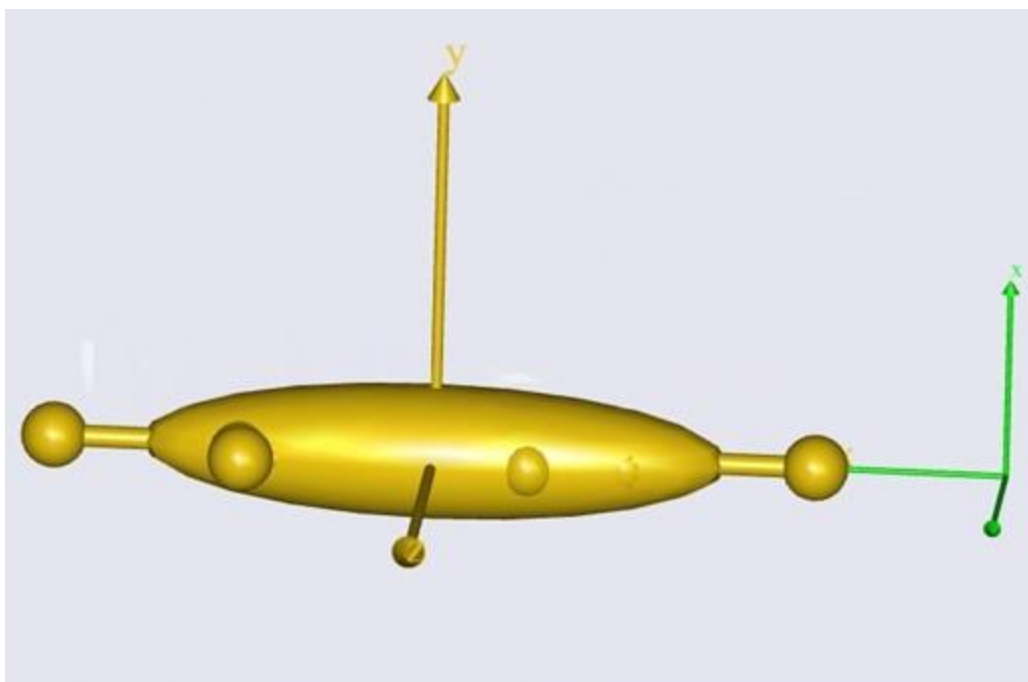


Figura 30: Segmento com pontos nodais.

Pela figura 30, pode-se observar os pontos nodais na representação gráfica, que são as esferas amarelas conectadas ao centro de massa do segmento pela elipse. Normalmente, o primeiro passo para criar um modelo será a definição de um segmento e dos seus pontos nodais e assim sucessivamente até todos os segmentos estarem definidos. Este será o procedimento que diminuirá a margem de erro na programação desta fase inicial do modelo, mas, com experiência a utilizar o software, poderá ser adotada outra estratégia.

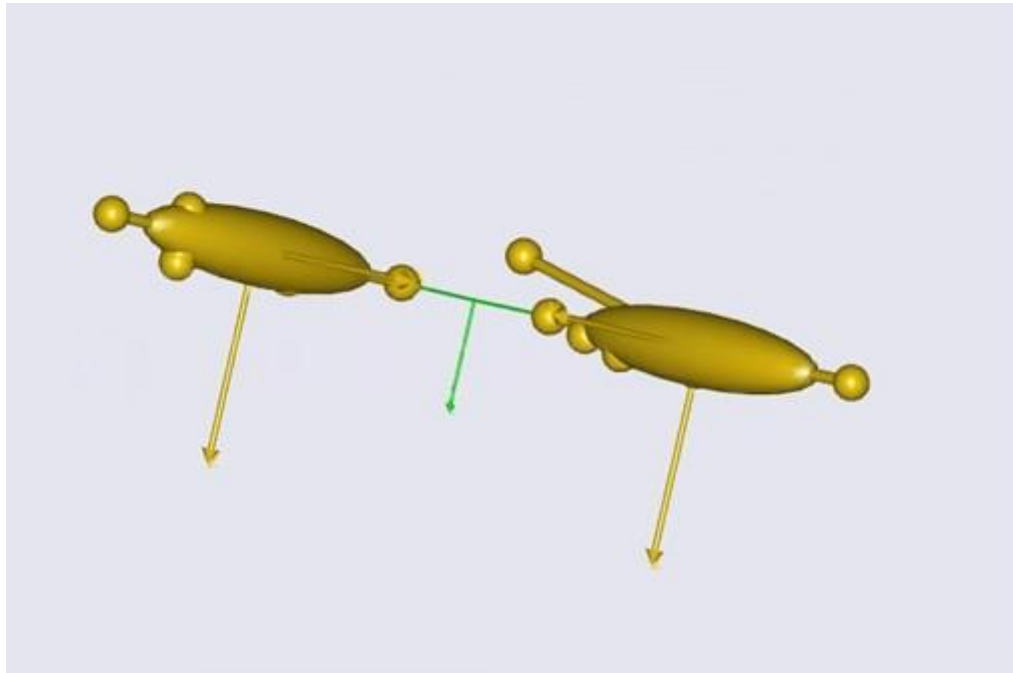


Figura 31: Dois segmentos com os seus pontos nodais.

Com os segmentos do modelo todos inseridos, a etapa seguinte será introduzir as ligações entre estes segmentos, as articulações. As articulações têm como função reduzir os graus de liberdade do sistema e estas podem ser de vários tipos, dependendo do número e tipo de graus de liberdade que restringem. Em função do tipo de articulação que se deseja introduzir, haverá algumas diferenças na programação, mas, o que é comum para todos os tipos é que se terá de ser especificado dois pontos nodais em segmentos diferentes para ser conectados.

Inserir estas referências, para modelos como o da figura 31, será uma tarefa relativamente simples, mas para casos com mais segmentos e pontos nodais poderá não ser tão direto. Nestes casos, ao navegar as pastas do modelo criado, pode-se aceder a cada segmento e aos seus respetivos pontos nodais.

Assim, as articulações estão criadas, mas ainda não foi definida a sua posição angular, ou postura, tornando os graus de liberdade demasiado numerosos para o software poder resolver o sistema. Este problema será resolvido com a introdução de “drivers”.

“Drivers” são objetos incluídos no software “AnyBody” que restringem o valor de uma medida a uma constante ou uma expressão matemática em função do tempo, ou seja, estas fazem a montagem e definem o movimento do mecanismo. Existe outro objeto no programa apelidado de “Measures” que, como o nome indica, realizam a medição do valor de um grau de liberdade contido no modelo, definido pelo utilizador. Assim, a inserção de um “driver” vem acompanhada da definição de uma “measure”.

Dentro do modelo, é importante que as medidas restringidas sejam graus de liberdade independentes do sistema e que se tenha em conta a quantidade total destes que estão por definir a esta altura da programação do modelo, que irá depender da quantidade de segmentos e do tipo de articulações utilizadas. Por último, o movimento dos graus de liberdade não deve ser sobre definido para permitir a realização da análise, ou seja, deve-se adicionar um número de “drivers” igual ao número de graus de liberdade.

Após a correta restrição dos graus de liberdade, neste momento, pode ser realizada uma análise cinemática porque, apesar do modelo ainda não conter músculos, este consegue realizar o movimento porque esta análise não tem forças em consideração e os seus “outputs” serão posições, velocidades e acelerações que podem ser interessantes de estudar. Os tipos de análises que o software AnyBody permite realizar são uma análise cinemática e uma análise dinâmica. Então, nesta fase da modelação, como não foram introduzidos músculos, uma análise dinâmica não será possível, porque não há carregamentos para determinar.

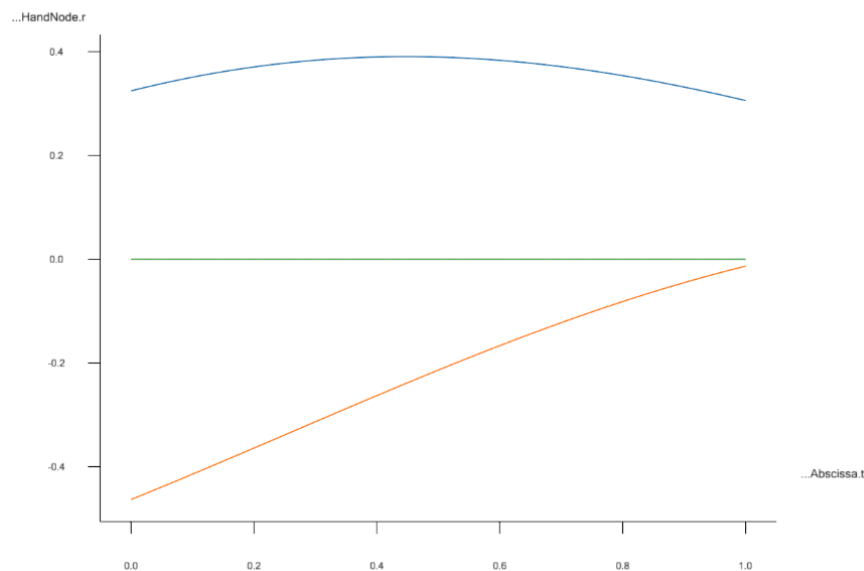


Gráfico 10: Evolução do vetor posição de um ponto nodal para cada instante de tempo.

Para uma análise cinemática, os resultados a observar serão como os visíveis no gráfico 10, estudos sobre evolução de posições, velocidades e acelerações. Caso esteja interessado em dados relacionados com forças e esforço muscular, este tipo não poderá responder às necessidades, visto que no modelo não existem músculos.

Com isto, a próxima tarefa a realizar será a adição de fibras musculares ao modelo. Mais uma vez, a programação de uma estrutura tão complexa como um músculo será uma operação que será, no mínimo, trabalhosa, mas, o software disponibiliza vários modelos de músculo de diferente pormenor. A modelação de músculos será abordada com mais detalhe mais para a frente.

Para o modelo utilizado para esta demonstração, a definição de músculos será bastante simples. O primeiro passo será definir as propriedades que serão comuns para todos os que forem inseridos, como, por exemplo, máxima força, comprimento das fibras etc. Para modelos mais realistas disponíveis no repositório, estas estão definidas especificamente para cada músculo.

Para o modelo utilizado para a análise dos movimentos, o modelo de músculos utilizado será o mais simplificado, considerando estes apenas como um corpo que aumenta e reduz o seu comprimento, exercendo força apenas em uma direção. Ainda em relação aos músculos, a força máxima exercível por cada um será um dado estimado pelo software, não os valores reais para o sujeito.

Após a definição destas, resta apenas inserir os pontos nodais que serão a origem e a inserção do músculo em questão. Também podem ser especificados pontos nodais pelos quais os músculos terão de passar entre a origem e inserção.

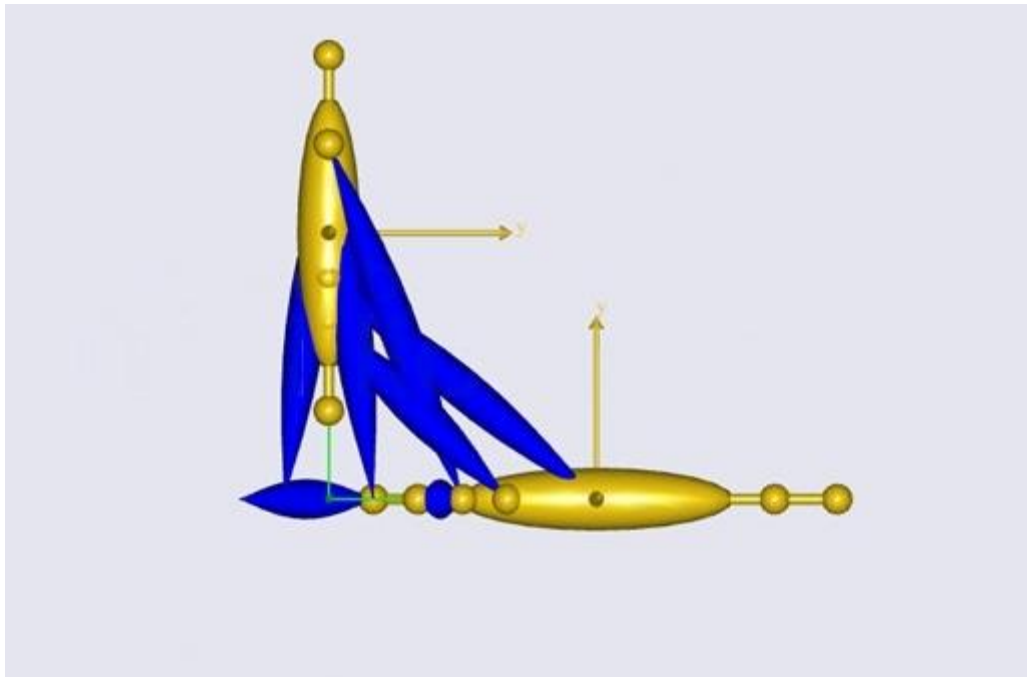


Figura 32: Modelação com os músculos inseridos.

Na figura 32, parece que os segmentos não estão conectados, e isto é porque realmente não estão, visto que o software AnyBody apenas impõe as restrições das articulações durante a simulação, e esta imagem é proveniente do processo de modelação, antes de se realizar algum teste. Caso se queira observar as condições iniciais, existe a função “InitialConditions” que se pode juntar ao script.

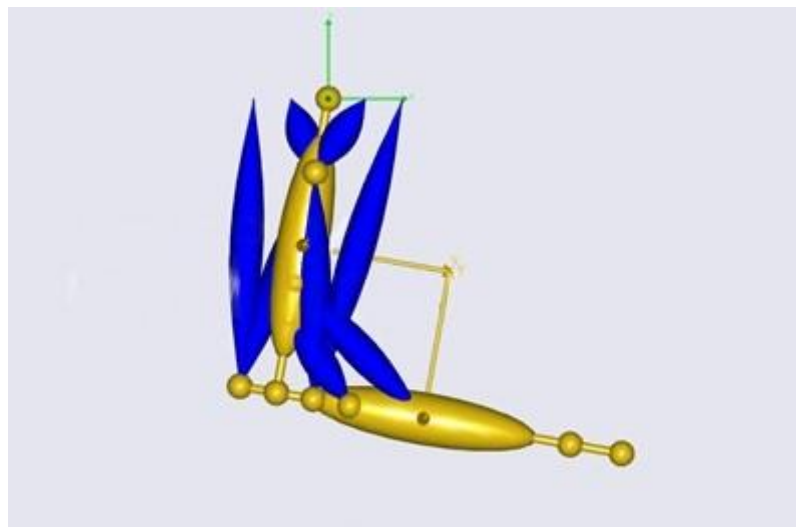


Figura 33: Simulação com os músculos inseridos e condições iniciais.

Algo muito importante a entender quando se procura uma análise que incluí músculos são as reações inseridas pelos drivers do modelo. Por defeito, todos os drivers vêm acompanhados com as suas forças de reação para as restrições cinemáticas que impõem. Esta força de reação é uma força generalizada que será em função do tipo de medição que o driver associado restringe (torque ou força).

Este conceito pode ser um bocado difícil de interiorizar, por isso, com o exemplo do modelo que vem a ser desenvolvido: os drivers utilizados para gerar movimento ao ombro e ao cotovelo vão aplicar as reações de torque necessárias para suportar estas ações, algo indesejável para esta análise, porque o que se pretende é que sejam os músculos a fazer estas ações. Com isto, tendo o conhecimento deste procedimento, para “desligar” estas forças de reação pelos drivers, apenas uma linha de código é suficiente.

Assim, já é possível realizar uma “InverseDynamicAnalysis”, para observar as forças no tecido muscular, articulações e muito mais. Nos gráficos 11 e 12 estão alguns exemplos:

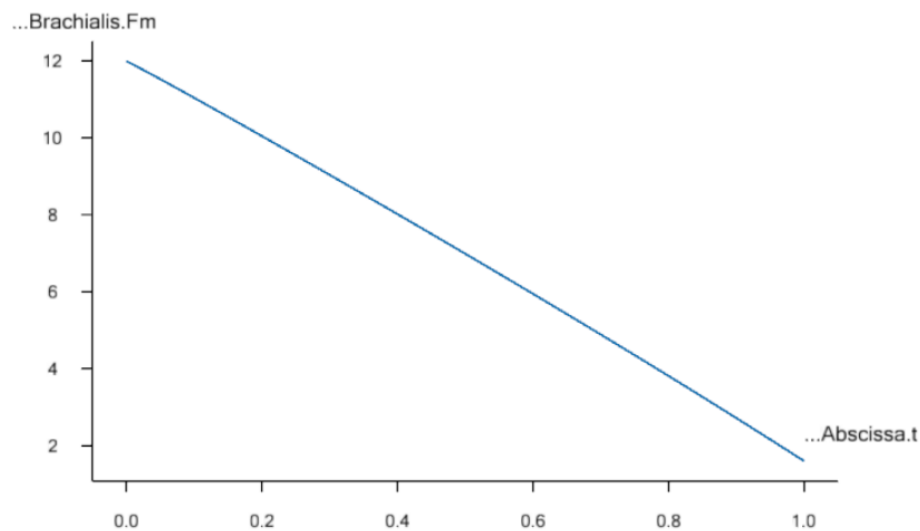


Gráfico 11: Força exercida pelo músculo braquial (Brachialis) em função do tempo, em Newtons (N).

No gráfico 11, observa-se uma redução da força exercida pelo braquial com a progressão do movimento dos segmentos, porque, à medida que o cotovelo flete, este músculo deixa de ter de suportar a gravidade do segmento.

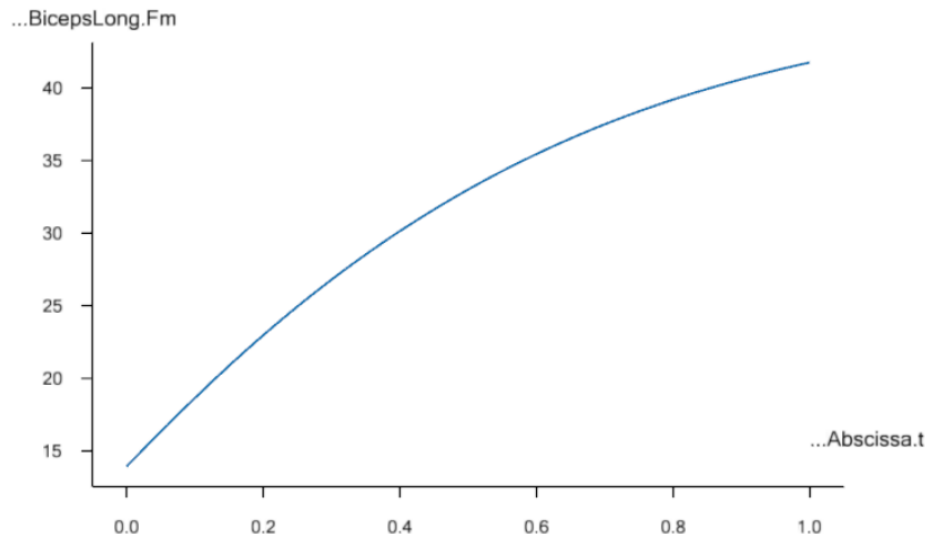


Gráfico 12: Força exercida pela cabeça longa do bíceps, em função do tempo, em Newtons (N).

Já para o gráfico 12, a força exercida pelo bíceps aumenta, visto que este suporta tanto o ombro como o cotovelo. Agora, o próximo passo poderá ser inserir uma força externa e, visto que, para o exemplo que está a ser estudado, o movimento dos segmentos replica um exercício que se apelida de “Bicep Curl” que se realiza no ginásio, então, para tornar o ensaio mais realista, poderá adicionar-se uma carga externa para simular o peso que se utiliza.

A definição de uma carga externa é bastante simples, apenas será necessário definir a sua magnitude nas diferentes direções e, como já foi referido anteriormente, o ponto nodal onde este será aplicado. Assim, vai ser criado um ponto nodal que será a palma da mão e aí aplicada uma força de 100 N (aproximadamente, um alter de 10 kgs).

Realizando a análise outra vez, pode ser verificada a nova curva de força exercida pela cabeça longa do bíceps, para o mesmo movimento, no gráfico 13:

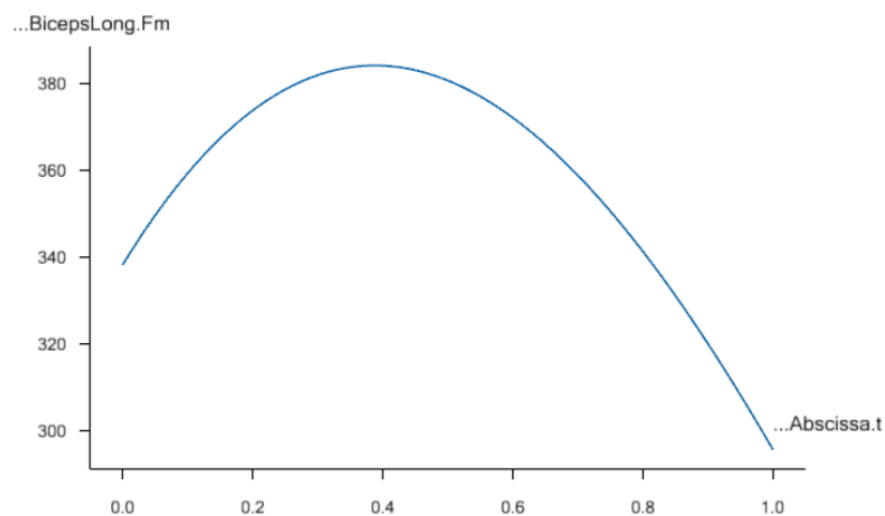


Gráfico 13: Força exercida pela cabeça longa do bíceps com uma carga externa, em função do tempo, em Newtons (N).

Analisando o gráfico 13, tanto o comportamento como a magnitude das forças são bastante diferentes das observadas no gráfico 12. A magnitude ser superior é facilmente compreensível, visto que agora o bíceps terá de vencer uma força adicional. Já para a progressão da carga verifica-se que a maior força realizada pelo músculo será sensivelmente a metade do movimento, quando o cotovelo se encontra a 90 graus, isto porque, nesta posição será quando o peso estará mais afastado do músculo, necessitando de uma maior força exercida pela cabeça longa para continuar o movimento.

Para finalizar o modelo, pode-se realizar alterações estéticas para melhorar a compreensão como inserir geometrias realistas de ossos nos segmentos e a representação de cargas externas por objetos. Para o modelo em estudo, pode-se adicionar o peso e o resultado será o seguinte:

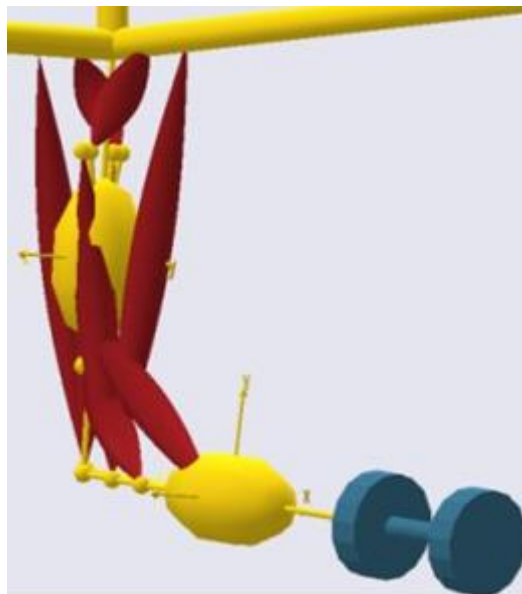


Figura 34: Modelo com o peso.

Assim, como para o caso prático deste trabalho não será necessária a construção de um modelo, com este exemplo, pode-se contactar com as funcionalidades de criação do software “AnyBody” e também a de geração de resultados.

5.3 Ajustes do modelo do corpo humano.

Conhecido o processo de desenvolvimento de modelo mais simples e com menor quantidade de segmentos, vai ser entendida agora a maneira de se adaptar o modelo do corpo humano completo à situação em estudo, algo que será feito na situação prática de estudo mais à frente no trabalho.

O software “AnyBody”, como já foi referido, permite a geração de um modelo do corpo humano, que pode ser adaptado para o problema, retirando segmentos, músculos e alterar a complexidade do modelo. Outros comandos como a adição de segmentos pode ser aplicada na mesma. Um exemplo de um modelo simplificado poderá ser:



Figura 35: Modelo simplificado com a adição de um segmento.

Na figura 35, observa-se o modelo do corpo humano gerado pelo programa após as mudanças aplicadas, que foram as seguintes: Removeu-se ambos os braços e a perna esquerda e removeu-se também os músculos da perna direita e do tronco. Também foi adicionado um segmento para tarefas futuras.

Neste momento, para o software poder realizar movimento, falta especificar como modelo e o ambiente que o rodeia estão conectados para esta situação. Então o próximo passo será identificar os graus de liberdade do modelo e inserir drives para especificar estas medidas.

Sem qualquer restrição definida para o modelo, o corpo humano terá os seguintes graus de liberdade:

- . 6 graus de liberdade do corpo como conjunto (está a flutuar no espaço);
- . 3 graus de liberdade na articulação esférica entre a pélvis e o tórax;
- . 3 graus de liberdade na articulação esférica no pescoço;
- . 3 graus de liberdade na articulação esférica na anca;
- . 1 grau de liberdade na articulação rotativa do joelho;
- . 2 graus de liberdade de rotação no tornozelo.

A estes, também terá de se adicionar mais 1 grau de liberdade proveniente da rotação do segmento adicionado. Assim, o total de graus de liberdade são 19, o que significa que 19 restrições vão ter de ser especificadas para se poder obter resultados, o que será feito com os “drivers” referidos no capítulo anterior.

Com esta análise, significa que, para o modelo funcionar, 19 drivers terão de ser inseridos, mas existe uma opção apelidada de “default drivers” que irão restringir a postura do corpo humano em função dos ângulos das articulações e das velocidades definidas. Este tipo de drivers pode ser chamado de “soft drivers” e, qualquer uma introduzida pelo programador irá substituir estas, mas, a vantagem de utilizar estes “soft drivers” é que se pode analisar a cinemática do movimento a qualquer instante da programação e, quando todos os “Hard drivers” estiverem inseridos, estes podem ser desligados.

Para se alcançar a postura desejada e uma quantidade de graus de liberdade iguais às condições de fronteira, será necessária a definição de drivers para especificar posições iniciais e movimentos relativos, ou absolutos. Após a introdução de todas as restrições desejadas, pode-se realizar uma análise cinemática, visto que, com estas restrições, o modelo já é determinado, mas, ainda não foram inseridas forças no modelo, por isso, uma análise dinâmica inversa seria redundante.

Após todo este processo, pode-se confirmar, no programa, o número de graus de liberdade e de restrições e, em teoria, estes deviam ser iguais, para a simulação produzir resultados, mas, caso se tenha introduzido os “soft drivers”, estas vão aparecer na contagem de restrições, mas não tornarão o sistema sobre definido, porque os “hard drivers” fazem a sua supressão.

Assim, com a definição das condições e postura inicial, que podem ser observadas na figura 36, resta realizar a introdução das forças, na forma de forças externas e músculos. Nesta fase, será onde o segmento introduzido anteriormente terá importância, visto que este servirá como um pedal. Neste será aplicado uma força externa simulando uma mola, contrariando o movimento da perna do modelo.

Com isto, devem-se introduzir os músculos, que consistirá, simplesmente, em reverter a remoção deles na fase inicial do desenvolvimento do modelo.

Por último, como foi referido na introdução ao conceito de drivers, estes vêm com forças associadas para desempenhar a sua restrição, e estas forças devem ser removidas para uma correta análise do movimento.

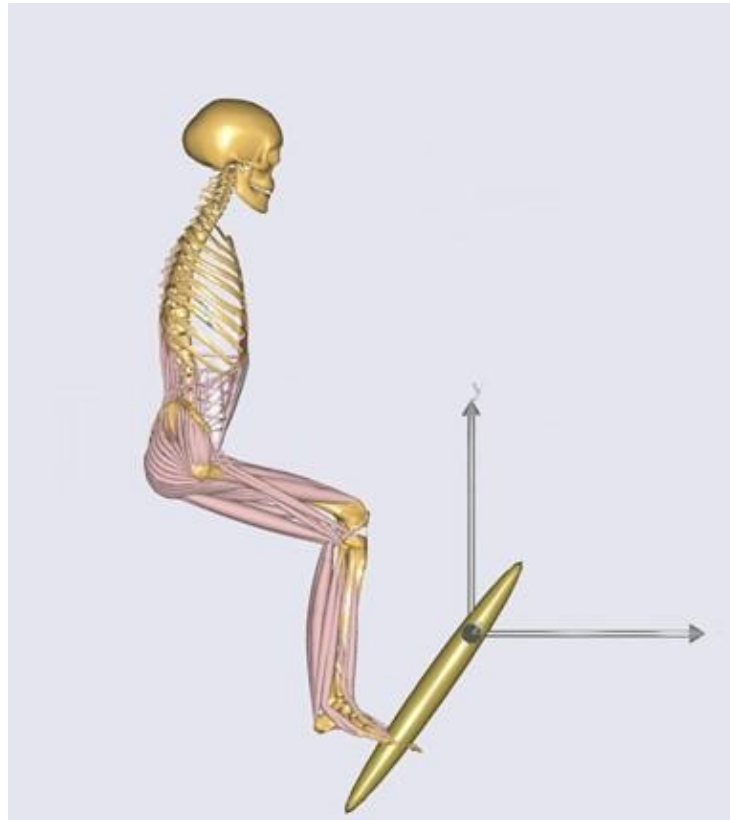


Figura 36: Modelo final pronto para a análise.

Para uma primeira análise, vai-se observar os resultados para uma força de mola nula:

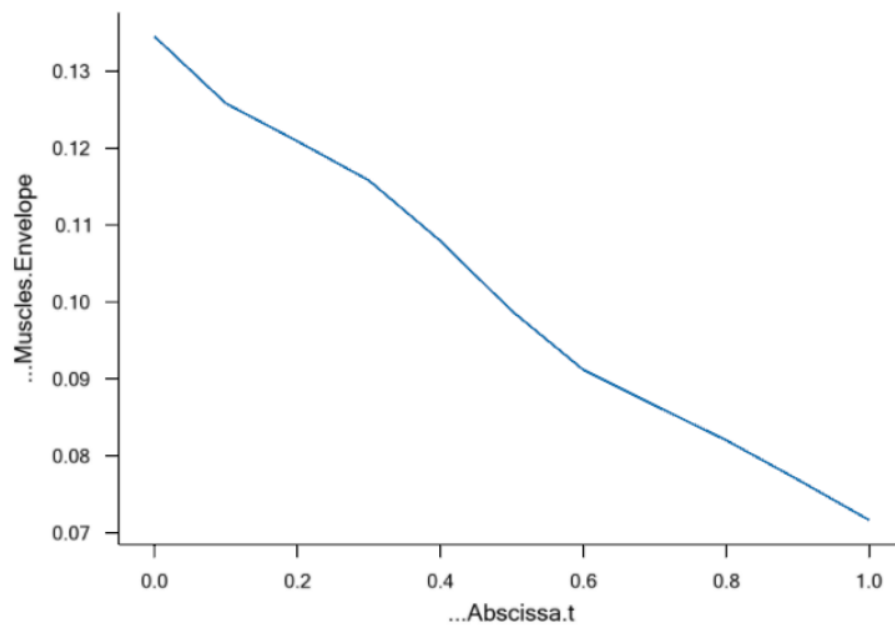


Gráfico 14: Máximo nível de ativação muscular para a perna direita, em percentagem.

No gráfico 14, pode-se verificar o “Muscle Envelope” para a perna direita, ou, por outras palavras, o nível de ativação muscular máxima para os músculos da perna direita durante todo o movimento. De notar que esta estatística capta a máxima ativação de todos os músculos e apresenta no gráfico a maior, ou seja, apenas com este gráfico, não é possível conhecer o músculo mais ativado em específico. Para esta informação, é necessário estudar todos os músculos que integram a perna direita. Agora, pode-se estudar a variação deste parâmetro com a mudança da magnitude da força da mola e, o obtido pode ser expresso no gráfico 15:

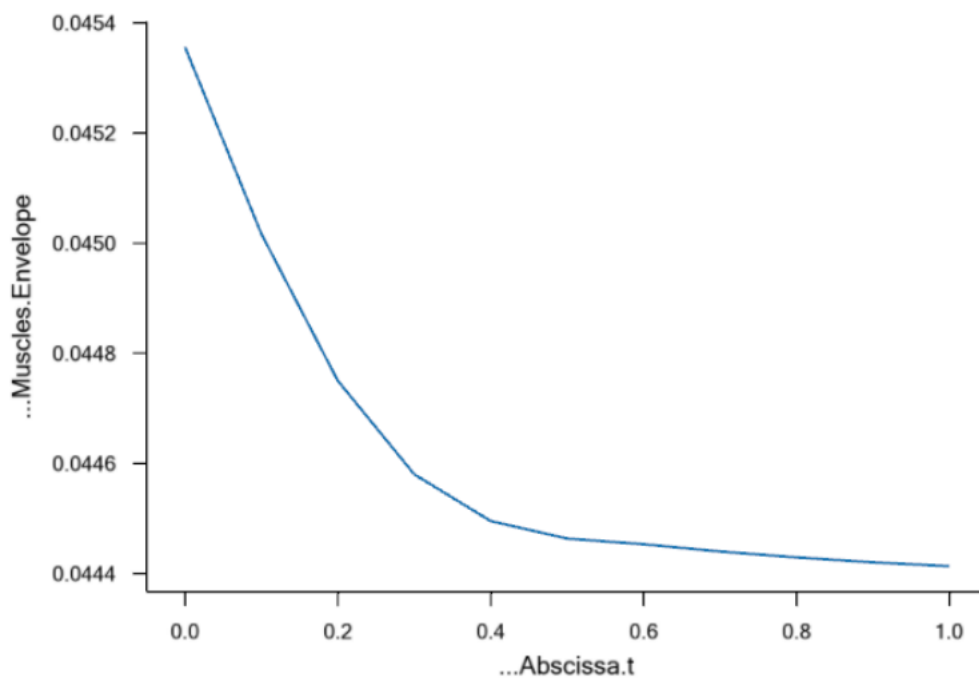


Gráfico 15: Máximo nível de ativação muscular para a perna direita para uma força não nula, em percentagem.

Pelos resultados observados, com a presença da mola, o movimento do pedal irá requerer menor esforço muscular e, conseqüentemente, será mais fácil de manobrar, o que tornará a operabilidade da máquina em análise mais eficiente.

Com este exemplo mais detalhado, pode-se verificar que, em problemas como o estudado e o que irá ser abordado mais à frente, o software “AnyBody” é o mais adequado para este tipo de análise e, utilizando os modelos disponíveis no repositório e, tendo algumas bases do funcionamento da linguagem, pode-se tornar uma análise como esta em um trabalho que irá necessitar de relativamente pouco tempo.

A biblioteca deste programa também vem equipada com tutoriais detalhados sobre todos os aspetos do funcionamento do programa, algo de grande utilidade para qualquer pessoa que deseje utilizá-lo.

Os próximos conceitos referidos no tutorial serão abordados na execução do caso de estudo em questão da dissertação: a análise de dois movimentos de serviço distintos e a sua comparação.

5.4 Previsão de “Ground Reaction Forces”.

Como já foi referido anteriormente, o software vem equipado com a possibilidade de prever estas reações provenientes do contacto com o solo e esta funcionalidade já vem incorporada no programa, não sendo necessário operações de programações e processos semelhantes, apenas se pretende que esta previsão seja realizada ou não.

Para a maior parte das captações de movimento, este processo de recolha de dados não inclui a utilização de placas de força (force plates), o que tornaria a realização de uma análise dinâmica inversa impossível, mas, tendo o software AnyBody a capacidade de prever as forças de reação do solo, é possível realizar esta análise dinâmica para movimentos capturados sem o registo destas forças (sem placas de força).

A técnica de previsão das reações assenta no conceito de “contacto condicional” (conditional contact), que funcionam como atuadores, gerando as forças normais e de fricção necessária para equilibrar o modelo. Estes atuadores são matematicamente modelados como músculos, sendo as forças de contacto dependentes da otimização do recrutamento muscular.

Algo a ter em atenção caso se utilize a previsão de forças são as cargas aplicadas na pélvis, que têm como função a correção de inconsistências entre o modelo e os dados obtidos pelas placas de carga, tendo estas de ser removidas, se for aplicada a previsão de reações do solo.

Assim, serão adicionadas outras forças de compensação, para garantir que a atuação do solver não seja comprometida, mesmo que o modelo não consiga manter o equilíbrio. Estas forças são aplicadas como músculos, funcionando como atuadores de recrutamento muscular. No entanto, estes atuadores são bastante fracos, não sendo priorizados pelo critério de otimização de ativação muscular e, apenas serão recrutados se nada mais conseguir equilibrar o modelo.

Para o caso prático em estudo, será utilizada esta previsão de forças, visto que, para a captação de movimento, o hardware será um fato que irá incorporar uns acelerómetros em pontos específicos, ou seja, nada de placas de força.

Mais uma vez, é importante entender porque é que apenas com os dados das acelerações se consegue chegar aos carregamentos internos do corpo, visto que, ao utilizar o software, não é necessário programar ou ativar esta funcionalidade, por isso pode passar despercebido.

5.5 Software de captação de movimento.

Para a captação e digitalização do movimento do trabalho, o software utilizado será o “Xsens”, que permite gravar, monitorizar e verificar os movimentos pretendidos, em qualquer lugar.

O hardware utilizado para a gravação foi o fato “MVN Link”, mas, existem mais opções do que o fato completo e, para a preparação deste, é necessário fixar os acelerómetros na posição correta e a bateria. Também será necessário luvas, uma fita para a cabeça e umas peças para se colocar os acelerómetros no calçado.



Figura 37: Fato de captação de movimento. [54]

O software associado ao hardware é de utilização simples e permite a inserção e visualização do movimento gravado e o processamento em tipos de ficheiro que podem ser inseridos em outros programas, como o “AnyBody”.

Antes de os movimentos poderem ser gravados, é necessário introduzir algumas medidas da pessoa que os vai realizar, como a altura e o comprimento do pé e, de seguida, um processo de calibração que consiste em manter uma posição durante um curto espaço de tempo e depois uma movimentação lenta. O programa também pede o peso do sujeito.

Este programa apenas será uma ferramenta de (grande) auxílio para facilitar a realização da análise dos diferentes movimentos em que tornará a fase inicial da definição do modelo bastante mais simples, após inseridos no software “AnyBody”, assim que as potencialidades deste não serão muito exploradas, visto que o necessário para o trabalho é algo relativamente simples para este programa.

Por último, este software foi o selecionado para captar os movimentos porque permite a captação de movimentos deste tipo, é possível a introdução direta dos dados obtidos no software AnyBody, devido a pré programação existente para permitir esta compatibilidade direta e porque estava disponível no INEGI.

Assim, as duas técnicas de serviço foram executadas e captadas sem restrições, ou seja, como se faria em um treino ou jogo. Foram realizados dois ensaios para os dois movimentos. O atleta que realizou os serviços não foi o autor deste trabalho, visto que, o fato da tecnologia Xsens foi dimensionado para pessoas de estatura média.

Com este capítulo sobre o processo experimental e os seus subcapítulos, abordou-se o que as ferramentas virtuais utilizadas para o trabalho têm à disponibilidade que não serão referidas com grande detalhe na situação prática em estudo posteriormente, especialmente o software “AnyBody” que, com a captação dos movimentos, uma das grandes funcionalidades da criação de modelos utilizando a linguagem própria não vai ser utilizada, porque o modelo já irá ser gerado. Na obstante, em qualquer situação prática que não necessite de um modelo muito específico, o processo de trabalho será semelhante ao que irá ser aplicado, visto que, caso não se obtenha um modelo por via de outro software, consultando o repositório e selecionando um dos modelos, com umas modificações que agora se tem o conhecimento para as realizar, pode-se alcançar a solução pretendida.

6 Extração de resultados.

Com as bases teóricas sobre o software e os conceitos que este engloba, conhecimento sobre o caso prático concreto em estudo e alguma familiarização com a utilização deste, chegou a altura de aplicar os dados obtidos pela captação de movimento e realizar as análises pretendidas.

6.1 Importação dos dados para o software “AnyBody”.

Apesar do funcionamento do programa poder parecer bastante complexo, especialmente quando será necessário utilizar modelos mais complexos, versões mais recentes do software AnyBody foram desenvolvidas para conseguirem trabalhar diretamente com os ficheiros provenientes do software de captura de movimentos utilizado neste trabalho, o Xsens. Assim, após a captação dos dados com o software Xsens, obtém-se ficheiros de extensão BVH, que armazenam dados de captura de movimento de personagens 3D. Foram realizados dois ensaios para cada tipo de movimento, serviço com base móvel e serviço com base fixa, todos nos campos de piso rápido do Sport Club do Porto, obtendo-se o total de 4 ficheiros para analisar.

Mais uma vez, os movimentos não foram realizados pelo autor da tese, mas sim por um atleta com as seguintes características:

. Altura: 184 cm;

. Peso: 70 kgs;

Com isto, utilizando os ficheiros disponíveis no repositório do programa, pode-se chegar à interface principal do modelo:

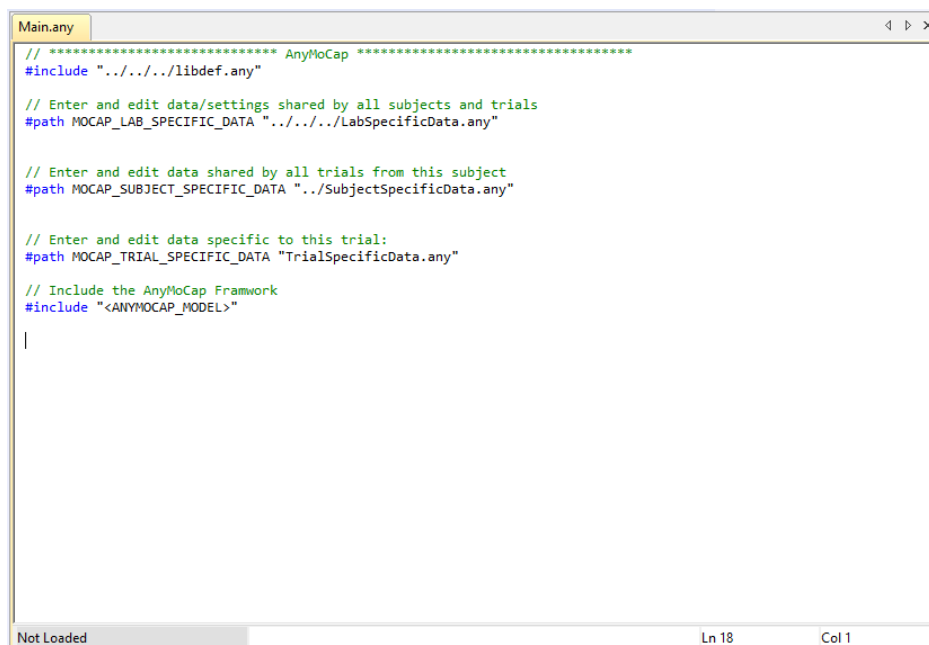


Figura 38: Interface principal do modelo.

Pela figura 38, verifica-se que irão existir três tipos de ficheiros que vão incluir e organizar a informação necessária para gerar o modelo, que vão ser:

. **“LabSpecificData”**: Onde se irá especificar as unidades de posições e ângulos a utilizar para a exportação dos dados do software de captação de movimento e também a direção do vetor gravidade em função do sistema de coordenadas do “laboratório” (terminologia para onde foi realizado o ensaio, neste caso nos campos de tênis do Sport Club do Porto). Os restantes parâmetros deste ficheiro já foram pré-configurados para se utilizar dados provenientes da captação realizada pelo software Xsens, portanto, não serão necessárias grandes alterações. Aqui pode-se encontrar ficheiros como o “MarkerProtocol” que se encarrega da colocação dos marcadores virtuais no modelo “stick-figure” e depois os correspondentes no modelo do “AnyBody”, ou como o “ForcePlates”, que realiza todas as etapas necessárias para preparar o modelo para a simulação das forças de reação do solo. Com todo este código pré-desenvolvido, esta operação torna-se significativamente mais simples;

. **“SubjectSpecificData”**: Fornecer os dados do sujeito utilizado para a captação do movimento, mais concretamente, a sua massa corporal (em kgs) e a sua altura (em m);

. **“TrialSpecificData”**: Onde se dirá ao programa qual será o ficheiro .bvh que se quer simular e em que intervalo de frames. Recomenda-se não se exportar o primeiro frame como o inicial da análise porque a passagem do primeiro para o segundo vai implicar uma alteração severa na postura que poderá causar problemas;

Com isto, será fornecido os dados do atleta, o ficheiro com o movimento e, por agora, o intervalo de frames será o sugerido pelo programa para se poder carregar o modelo.

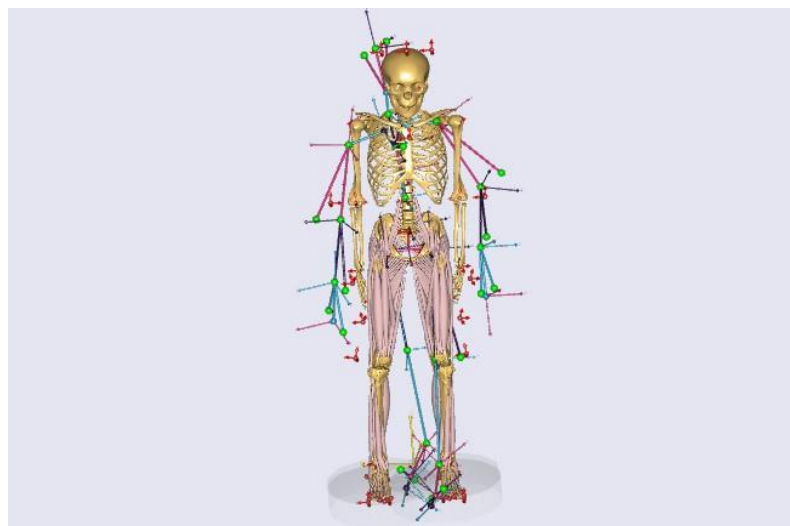


Figura 39: Modelo gerado pelo software.

Na figura 39, é de notar que apenas tem a representação dos músculos dos membros inferiores, o que será mantido por agora para preservar a eficiência computacional e que os marcadores não parecem estar sincronizados, o que, na realidade, não estão. Para o software “AnyBody” poder realizar os ajustes, é necessário iniciar a análise “RunAnalysis”, que terá os seguintes passos:

- . Obter as trajetórias dos marcadores 3D (esferas verdes) que foram colocados no “boneco”;
- . Movimento do modelo “AnyBody” de uma maneira que os seus marcadores estejam a uma distância mínima dos marcadores dos virtuais do modelo;
- . Por último, a análise dinâmica inversa, o processo mais exigente computacionalmente deste estudo;



Figura 40: Modelo após a realização da “RunAnalysis”.

Pela figura 40, observa-se que as linhas presentes na figura 39 desapareceram e o manequim está mais parecido com os modelos “AnyBody” que foram observados anteriormente. Outro aspecto a notar são os “pares” de esferas que estão presentes no modelo, que são os marcadores virtuais (esferas azuis) e os gerados pelo “AnyBody” (esferas vermelhas) e consegue-se perceber que estas estão tão próximas devido à minimização da distância realizada.

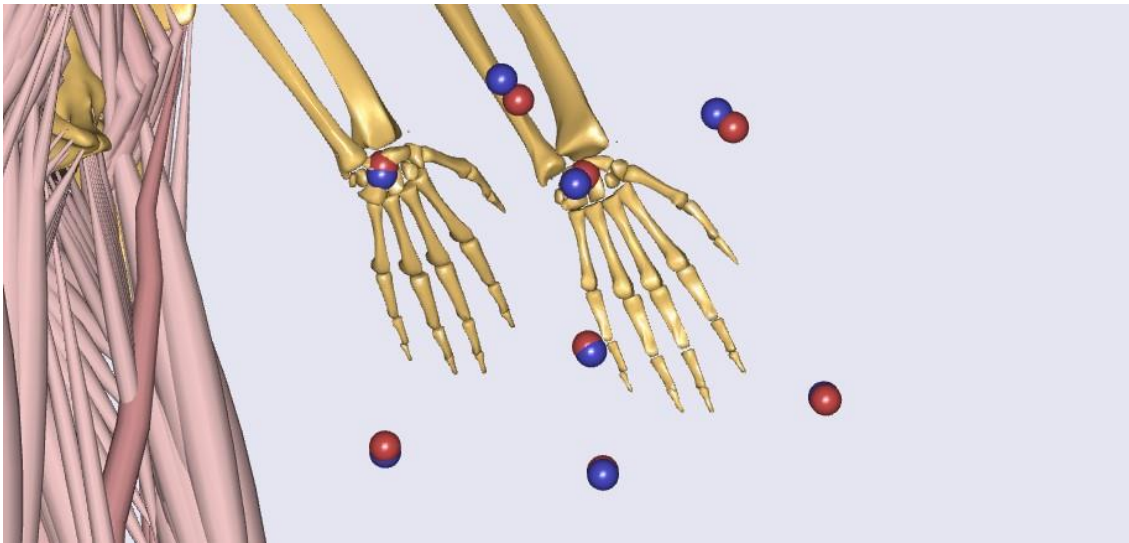


Figura 41: Ampliação da região das mãos do modelo.

Assim, o que restará fazer agora será extrair os resultados desejados e retirar as conclusões que se pretender. Irão existir vários ficheiros .bvh, um para cada serviço captado, portanto várias análises deste tipo vão ser necessárias.

Antes de se verificar os dados fornecidos pelo AnyBody, ambos os ensaios de cada movimento apresentaram valores quase idênticos, o que fará com que os resultados apresentados sejam os obtidos para o segundo ensaio de cada um dos movimentos, não uma média dos dois.

6.2 Exposição de resultados.

O software AnyBody vem equipado com diversos dados e estatísticas que se pode recolher através de uma análise dinâmica inversa, com propriedades globais do modelo, que podem ser as seguintes:

- . “Ekin” – energia cinética total do sistema;
- . “Epot” – energia potencial total do sistema;
- . “Emech” -energia mecânica total do sistema (soma das energias potencial e cinética);
- . “Pmech” -poder mecânico do sistema;

Além destes dados, também vão existir os parâmetros dependentes do tempo, ou, do desenrolar do movimento. Para os músculos, pode-se observar a evolução de todos os parâmetros da Tabela 1 e 2:

Variable	Description
Fin and Fout	are forces, but they have less physiological reference than other quantities below and they are mainly there for internal purposes. They are inherited from the AnyScript classes that the muscle class is derived from, in which they represent the force with direct reference to the associated kinematic measure of the muscle object. “Fin” means that it is the “input force” to dynamic analysis, which for the muscle implies that it holds the passive forces at a specific activity. “Fout” means that it is the “output force” from dynamic analysis, which for the muscle implies that it holds passive as well as active forces of the muscle-tendon unit.
Lmt	The total length of the muscle-tendon unit, i.e. the origin-insertion length.
Lm	The length of the muscle’s contractile element.
Lt	The length of the tendon. This is not necessarily the same as Lt0 because the tendon is elastic and therefore stretches slightly with the force.
LmtDot	The rate of change of Lmt, i.e. the length change velocity of the total muscle-tendon unit.
LmDot	The contraction velocity of the contractile element.
Activity	The muscle active state in fractions of maximum voluntary contraction.
CorrectedActivity	For this muscle model this is the same as Activity.
Fm	The force in the muscle’s contractile element. For this muscle type it is equal to the total force in the muscle-tendon unit because the muscle does not have any parallel components.
Ft	The force in the tendon. For this muscle model it is the same as Fm.
Fp	is not relevant for this type of muscle model.
Strength	The muscle’s strength at each moment of the movement.

Tabela 1: Nome e descrição das variáveis possíveis analisar (parte 1). [55]

Ft0	is not relevant for this type of muscle model.
Ft0Grad	The derivative of tendon force with respect to active state. For this muscle model it amounts to exactly the same as the Strength variable, but for muscles with parallel elasticity the two properties will be different.
PennationAngle	This is not relevant for this muscle model type.
EPOTt	The potential elastic energy in the tendon.
EPOTp	The potential elastic energy in the parallel-elastic element, which is not included in this muscle model.
EPOTmt	The total elastic potential energy in the muscle-tendon unit.
Pt	This is not relevant for this muscle model.
Pm	The mechanical power exerted by the muscle's contractile element.
Pmt	The mechanical power of the muscle-tendon unit on the skeleton.
Pmet	This is a crude estimate of the metabolic power consumption of the muscle taking different efficiencies for concentric and eccentric work into account.

Tabela 2: Nome e descrição das variáveis possíveis analisar (parte 2). [55]

Pelas tabelas 1 e 2, confirma-se as elevadas opções de resultados que se pode observar após a análise para os músculos, sendo necessário identificar quais vão ser interessantes estudar e quais não merecem atenção. Ainda assim, também vão existir resultados relacionados com as articulações do modelo, como momentos e forças exercidas neste e deslocamentos, velocidades e acelerações.

Para este estudo, serão retiradas informações sobre o nível de ativação dos músculos: quadríceps femoral, sóleo, gastrocnémio e glúteo máximo durante a execução do movimento, visto que são estes os responsáveis pela impulsão. Ainda sobre os músculos, serão observadas as evoluções dos restantes presentes no modelo, tentando sempre manter um espírito crítico ao verificar os valores obtidos. Também vão ser registados os valores de poder metabólico e força máxima exercida durante o movimento para cada um destes músculos. Outra informação importante a retirar será o valor e a direção máxima da força de reação articular verificada durante o movimento para o joelho, tornozelo e anca.

Com estes dados, pode-se analisar a distribuição de carga entre os músculos das duas pernas para cada técnica e compará-las entre si. Por outro lado, as reações das articulações serão estudadas para perceber qual será o movimento que causa mais esforço em cada uma delas.

Por último, também poderá ser interessante comparar as energias mecânicas e nível de máxima ativação muscular de cada um dos movimentos.

6.2.1 Serviço “Platform Stance” (base fixa).

Assim, introduzindo os ensaios no software, pode-se retirar os resultados pretendidos para o estudo. O primeiro gesto de serviço a analisar será o de base fixa, ou “Platform Stance”, que será o qual os pés se mantêm na posição da preparação, ou seja, não se vão juntar antes do momento de impacto.

Algo importante a referir será que o sujeito que realizou os ensaios é destro, o que significa que a sua mão dominante é a mão direita e, com isto, independentemente da técnica de serviço, a perna dianteira será a perna esquerda e a traseira será a perna direita.

Com isto, serão retiradas as evoluções de atividade muscular nos músculos sóleos, glúteo máximo e quadríceps e serão registados o seu poder metabólico máximo. Já para as articulações, serão também estudadas as cargas máximas que irão exercer nas articulações do joelho, tornozelo e anca, para verificar o quão “agressivo” para o corpo é este movimento.



Figura 42: Frame do movimento de serviço com a base fixa.

Assim, os dados apresentados serão em forma de gráficos, quando for interessante observar as suas evoluções durante a execução do movimento, ou de tabelas, quando se quiser apenas conhecer o valor máximo atingido da componente durante o movimento. Para as representações gráficas, as variáveis em estudo estarão em função do tempo, o que significa que será importante ter em conta as posições em que o modelo se encontra enquanto se observam os gráficos para se entender com mais clareza o que se observa.

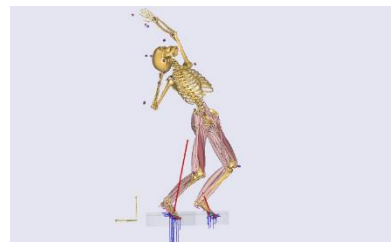
Com isto, na figura 43, será possível observar o diagrama representativo das partes mais importantes do movimento de serviço com base fixa, associadas ao seu valor temporal, que corresponderá à abcissa dos gráficos estudados no seguimento do capítulo:



Início do movimento de serviço. (Frame 307)

Aproximadamente,

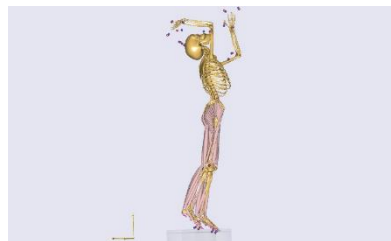
$$x = 4 \text{ s}$$



Flexão máxima dos joelhos. (Frame 727)

Aproximadamente,

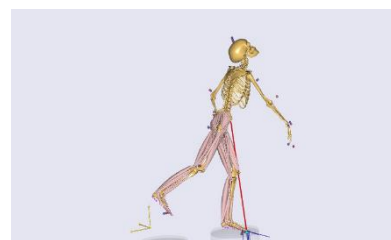
$$x = 5.8 \text{ s}$$



Descolagem. (Frame 800)

Aproximadamente,

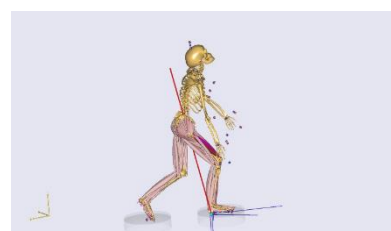
$$x = 6.1 \text{ s}$$



Contacto da perna esquerda com o solo. (Frame 879)

Aproximadamente,

$$x = 6.5 \text{ s}$$



Contacto da perna direita com o solo. (Frame 1050)

Aproximadamente,

$$x = 7.2 \text{ s}$$

Figura 43: Diagrama da evolução do movimento de serviço com base fixa, legendado.

Ao realizar esta análise, verifica-se que, já para um modelo que apenas incluía os membros inferiores, os tempos de processamento já se encontram nos 20 minutos, sensivelmente. Assim, ao tentar incluir todo o modelo, cada análise iria demorar bastante mais tempo, visto que os movimentos são complexos e têm uma alta quantidade de frames. O facto de esta parte do modelo poder afetar os resultados será uma opção para a realização de um trabalho futuro.

O primeiro parâmetro em estudo será um parâmetro global, no sentido em que engloba todos os componentes, neste caso apenas os músculos, do modelo, e este será a máxima ativação muscular. Este parâmetro já foi referido no capítulo 4 e 5, mas, mais uma vez, este dado apresenta, durante a execução do movimento, a percentagem mais elevada de ativação de um músculo do modelo registada naquele instante. Relembrando, ativação muscular pode ser definida entre o rácio da carga aplicada no músculo e a sua força.

Esta variável tem interesse em ser estudada, porque pode servir de como uma expressão do “esforço” sentido pelo sujeito para realizar o movimento. Esta frase pode ser explicada com o exemplo presente nos tutoriais da utilização do software e da sua linguagem própria [TA]: Imagine-se que se pretender levantar um saco de plástico cheio de compras. Caso se realize este movimento com toda a mão, poderá não parecer algo desafiante, mas, caso se utilize apenas o dedo mindinho, esta tarefa será percebida como algo bastante mais difícil, devido ao facto de o peso ter de ser carregado por um maior nível de ativação muscular em músculos mais pequenos.

Assim, o conhecimento da máxima ativação muscular será algo a ter em conta para trabalhos de design ergonómico para determinar se uma ferramenta ou uma postura irá minimizar o esforço ao realizar uma tarefa no trabalho, mas, para este estudo será utilizado para comparar os dois movimentos. Com isto, a evolução da máxima ativação muscular em função do tempo para o serviço com “Platform Stance” é visível no gráfico 16 e 17, para ambas as pernas:

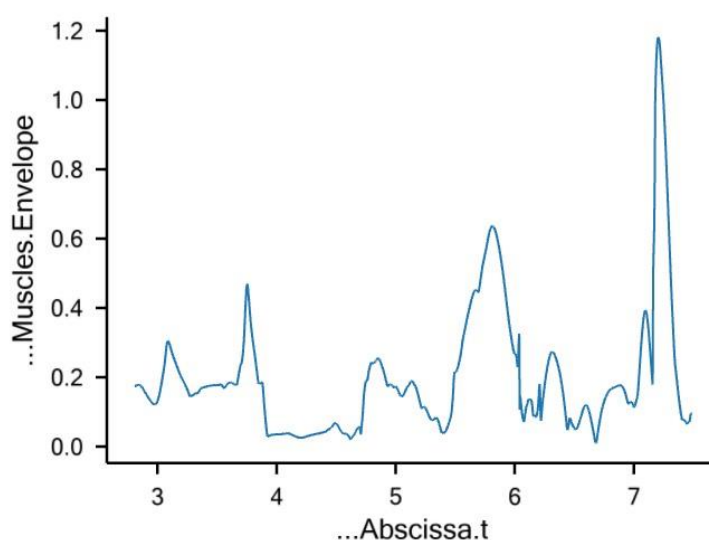


Gráfico 16: Ativação muscular relativa da perna direita durante a extensão do serviço com base fixa, em percentagem.

No gráfico 16, para o final do movimento, verifica-se que irá ocorrer um sobre carregamento dos músculos da perna direita, após o sétimo segundo, ou seja, aproximadamente quando esta perna aterra, o que é causado pelas altas acelerações que governam o movimento neste instante.

Verificando o gráfico 16, verificam-se valores superiores a 1, o que significa, pela definição de ativação muscular, o músculo suporta mais força do que consegue exercer. Esta distribuição do carregamento pelos músculos é feita pelo algoritmo inserido no software que simula a ação do sistema nervoso central quando este define quais músculos serão utilizados e a percentagem da sua utilização respetiva. Uma correta simulação deste processo é um dos maiores desafios para técnicas de estudo biomecânico.

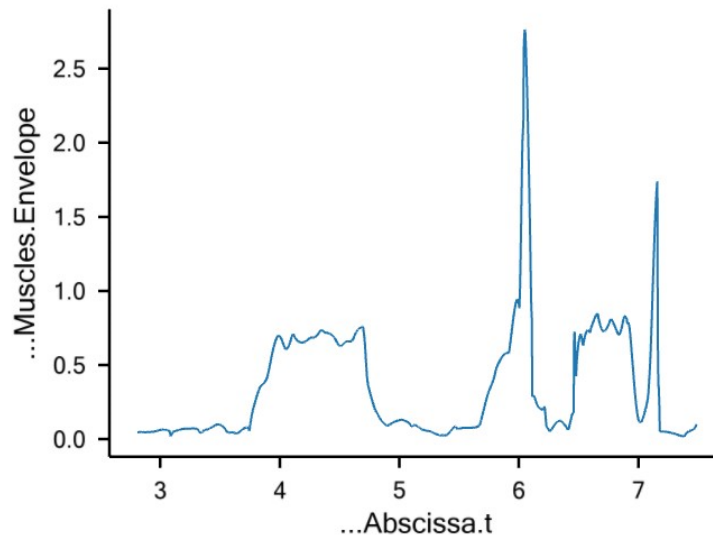


Gráfico 17: Ativação muscular relativa da perna esquerda durante a extensão do serviço com base fixa, em percentagem.

Pelo gráfico 17, verifica-se que irá existir uma grande sobrecarga no sexto segundo, que será o momento de aterragem, onde toda a perna esquerda terá de suportar o peso do corpo.

Mais uma vez, verificando a ativação muscular de cada músculo representado na perna esquerda, existem momentos em que se ultrapassa o valor 1. Valores superiores a 100% de ativação muscular podem ser atingidas devido às altas acelerações, como foi referido anteriormente, mas, visível no gráfico 17, um valor de 2.5 é preocupante.

Com isto, será observada a ativação muscular, mas para os músculos em específico referidos anteriormente. No gráfico 18, será visualizada a ativação muscular do solear. Este músculo está inserido na região gemelar da perna e, juntamente com os restantes músculos desta zona, a sua função é a flexão plantar do pé (Sem eles, cair-se-ia para a frente).

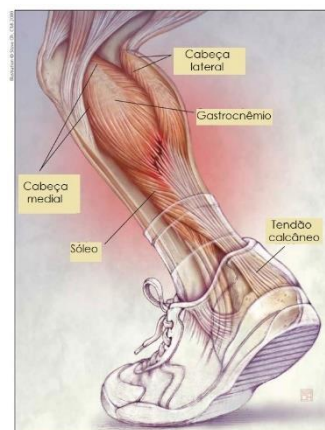


Figura 44: Diagrama muscular da região gemelar da perna. [56]

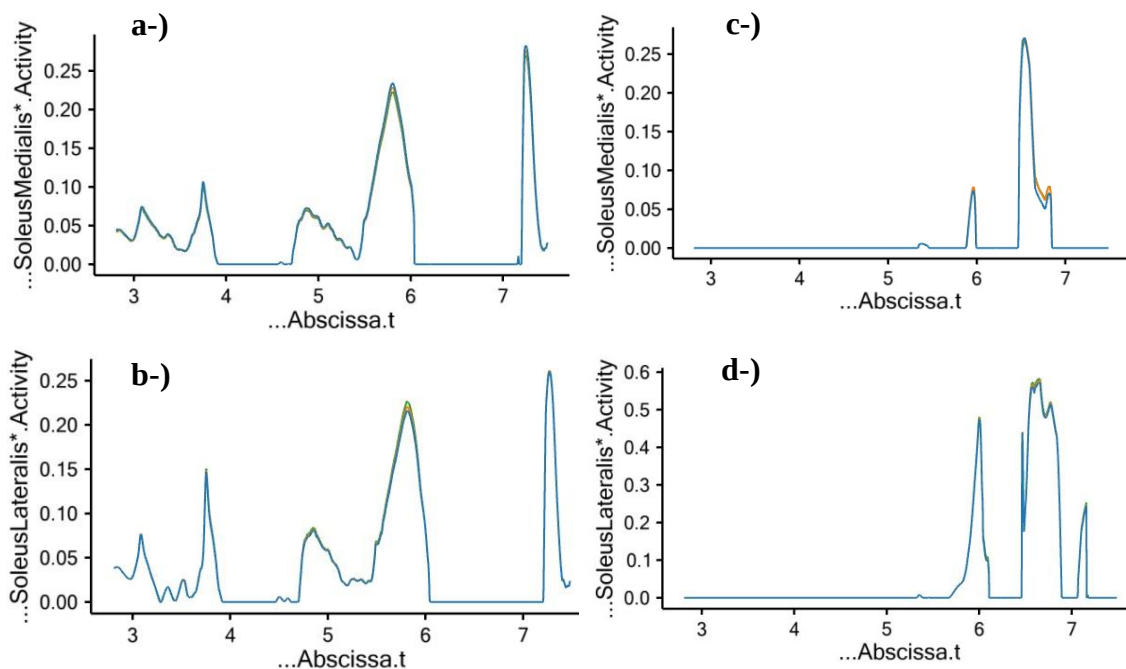


Gráfico 18: Evolução da ativação muscular para o serviço de base fixa de a-) região medial do sóleo da perna direita, b-) região lateral do sóleo da perna direita, c-) região medial do sóleo da perna esquerda, d-) região lateral do sóleo da perna esquerda em percentagem.

Antes de se comentar os resultados, verifica-se que existem várias séries para os gráficos, que estão representadas pelas diferentes cores observáveis no gráfico 18, que representam secções que o software “AnyBody” define para poder tornar as suas análises o mais fiáveis possíveis. Apesar do elevado nível de detalhe, não existem variações significativas entre séries para justificar o estudo de uma em concreto e estas divisões não têm representação nos modelos anatómicos consultados.

Com isto, verifica-se que, à parte da região lateral do sóleo da perna esquerda, as restantes apresentam à volta de 25% de ativação muscular, enquanto a região lateral do sóleo esquerdo apresenta picos substancialmente mais elevados de 60%.

Pela comparação entre os gráficos do gráfico 18, verifica-se que entre a região medial e lateral da perna direita, tanto na descolagem (pouco antes da abcissa igual a 6) como na aterragem (após o sétimo segundo) os níveis de ativação mantêm-se semelhante entre as duas partes. Para a perna esquerda este não é o caso, porque, para ambas as situações, a região lateral será bastante mais ativada que a medial, algo que não é justificável, visto que ambas as regiões do músculo têm a mesma orientação das fibras e, além disso, anatomicamente, esta distinção de zonas não é especificada em livros de anatomia detalhados, então, seria de esperar um comportamento semelhante ao da perna direita.

Assumindo que este ensaio corresponde à realidade e que foi bem realizado, uma possibilidade desta diferença de ativação poderá originar de um apoio defeituoso do pé esquerdo, colocando a maior parte do peso na parte de fora do pé, resultando em uma distribuição irregular das cargas pelas regiões do sóleo. Para se obter o melhor desempenho e o mínimo risco de lesão, é importante uma ativação ideal de todos os músculos influentes no movimento, o que, neste caso, não se verifica.



Figura 45: Região medial (contornada a azul) e região lateral (contornada a vermelho) do sóleo. [57]

Referindo mais uma vez, não se poderá extrair conclusões concretas como a exposta no parágrafo anterior, devido ao número insuficiente de ensaios realizados (apenas foram analisados dois serviços para cada tipo de técnica), mas, se este ensaio corresponder à realidade, a colocação incorreta do pé esquerdo do solo poderá ser uma possibilidade a ter em conta, especialmente pelo facto de se verificar o mesmo para a aterragem, o que significa que a reação natural de apoio do pé esquerdo poderá tender a uma inclinação para a parte de fora do pé. Esta constatação é apenas especulação e, lembrando, o objetivo do trabalho não será de otimização da técnica em si, mas de otimização da escolha desta em função da fisionomia do próprio.

Este número de ensaios foi devido à necessidade de um engenheiro com formação e aptidões para trabalhar, não só com o software, mas com o hardware associado ao Xsens, um campo de ténis e um atleta que tenha as dimensões para se sentir confortável no fato enquanto serve.

Assim, como os dados foram semelhantes entre os dois ensaios de cada movimento, não se sentiu a necessidade de realizar mais para cada movimento.

Outro músculo que poderá ser observado, que também está representado nas figuras 44 e 45, é o gastrocnémio, o músculo que “cobre” o sóleo e que também é responsável pelo auxílio na impulsão. Este é o musculo que tipicamente é apelidado de gémeo.

Este músculo é responsável pela flexão do pé na articulação do do tornozelo e pela flexão da perna na articulação do joelho, sendo este um músculo muito estimulado na prática do desporto em estudo. Assim, a evolução da sua ativação muscular poderá ser observada no gráfico 19:

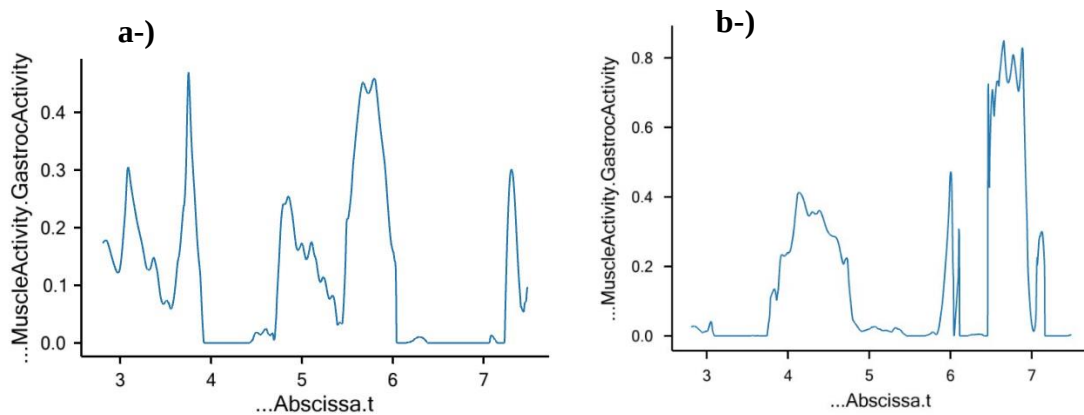


Gráfico 19: Evolução da atividade muscular para um serviço com base fixa para a-) gastrocnêmio direito e b-) gastrocnêmio esquerdo.

Com a análise do gráfico 19, verifica-se que os maiores níveis de ativação muscular vão ser reportados na aterragem com a perna esquerda, ou seja, a primeira a contactar com o solo após a descolagem, visto que será esta a absorver grande parte da energia produzida pelo movimento. Mais uma vez, na descolagem, os valores de ativação entre os gastrocnémios de ambas as pernas são semelhantes, criando mais uma vez a suspeita sobre os valores obtidos para o sóleo.

Este modelo tem a representação de 56 músculos distribuídos pelas duas pernas e, ao dispor do utilizador, estão os dados da tabela 1 e 2 para serem analisados, ou seja, na utilização deste software para estudos, também será importante entender a informação que se pretende retirar porque, rapidamente, se pode divagar sobre dados que não vão ter grande interesse prático.

O músculo em estudo a seguir será o glúteo máximo, uma das três partes do glúteo com a função de estender o quadríceps, o que significa que este será muito influente em movimentos de corrida. Também tem influência na manutenção de postura.

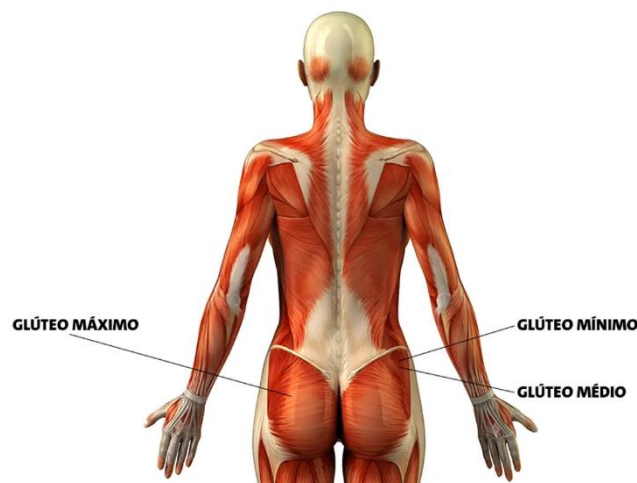


Figura 46: Representação das três partes do glúteo. [58]

Com isto, no gráfico 20, poderá ser observada a evolução temporal da ativação muscular das diferentes zonas do glúteo máximo definidas pelo software:

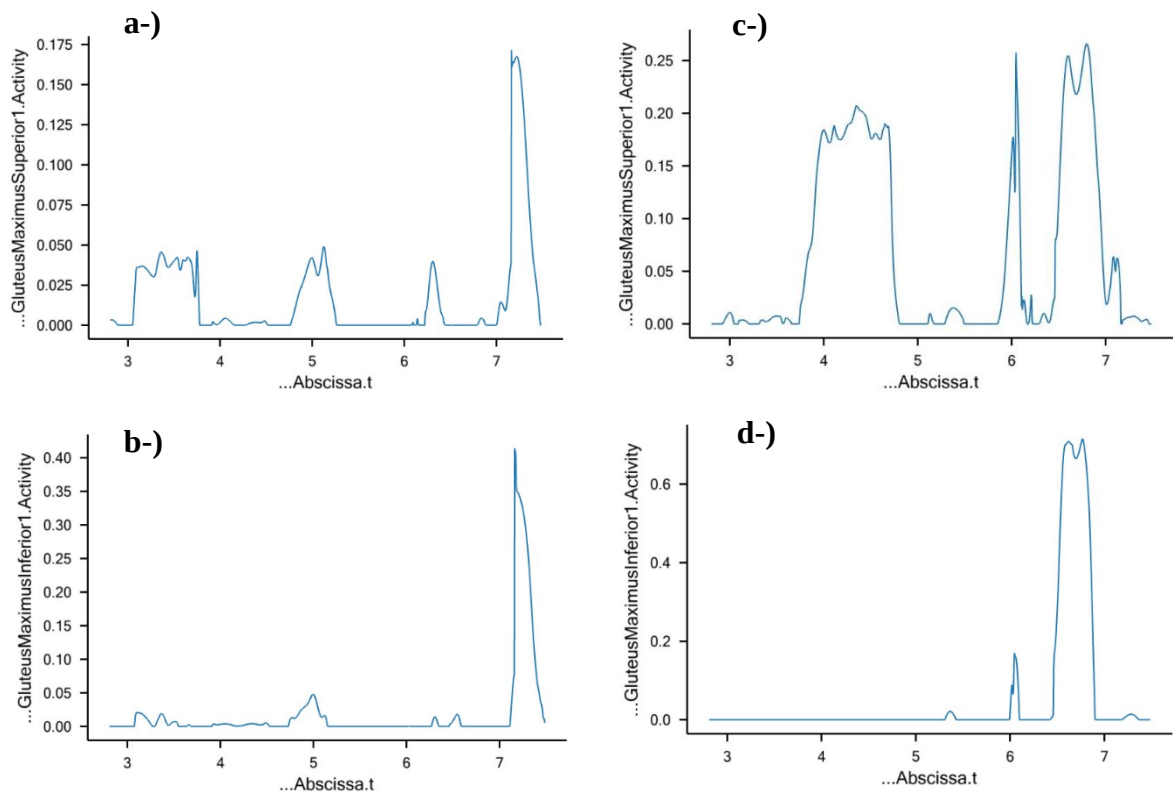


Gráfico 20: Evolução da ativação muscular para o serviço de base fixa de a-) região superior do glúteo máximo da perna direita, b-) região inferior do glúteo máximo da perna direita, c-) região superior do glúteo máximo da perna esquerda, d-) região inferior do glúteo máximo da perna direita em percentagem.

Pela análise do gráfico 20, verifica-se que o glúteo estará mais envolvido na aterragem e, como será de esperar, o glúteo máximo da perna esquerda terá um pico de ativação mais elevado, devido ao facto de ser esta a primeira a contactar com o solo. Também se pode compreender que será a região inferior do glúteo máximo a absorver a maior parte do impacto.

Mais uma vez, os músculos em análise detalhada são aqueles que mais influencia têm sobre o movimento de descolagem, mas estes gráficos podem ser, e foram, consultados para os restantes músculos representados no modelo, mas, como não se verificou nenhuma informação pertinente para inserir neste trabalho.

Terminando com a análise de ativação muscular, o último músculo a analisar será o quadríceps femoral:

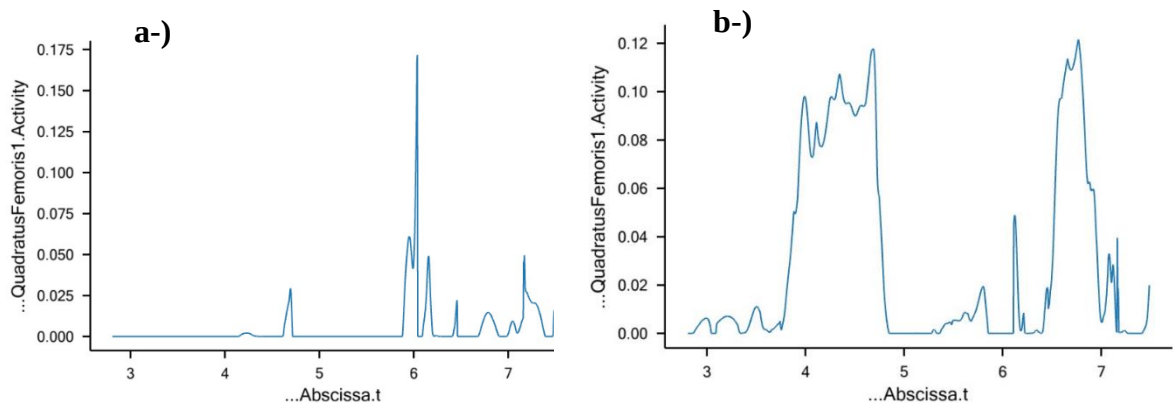


Gráfico 21: Evolução da ativação muscular para o serviço de base fixa de a-) quadríceps femoral da perna direita, b-) quadríceps femoral da perna esquerda.

Pelo gráfico 21, verifica-se que o quadríceps femoral direito estará mais envolvido na impulsão, mas, na flexão das pernas antes da descolagem, o quadríceps femoral da perna esquerda irá ser ativado, visto que algumas das suas regiões irão suportar uma parte do peso do corpo.

O quadríceps femoral é, na verdade, um agregado de quatro músculos individuais: o reto femoral, o vasto medial, lateral e intermédio, tendo como função estender a perna na articulação do joelho e fletir a coxa na articulação do quadríceps, sendo um dos músculos mais fortes do corpo humano.

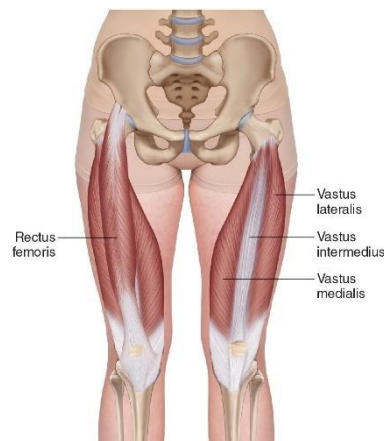


Figura 47: Esquema do quadríceps femoral, em inglês. [59]

Ao analisar as ativações dos músculos constituintes do quadríceps, verifica-se que o vasto lateral irá ser bastante solicitado na aterragem das duas pernas, maioritariamente na perna direita, sendo este o músculo responsável pelo pico observado no gráfico 16.

A evolução temporal destes músculos pode ser observada no gráfico 22:

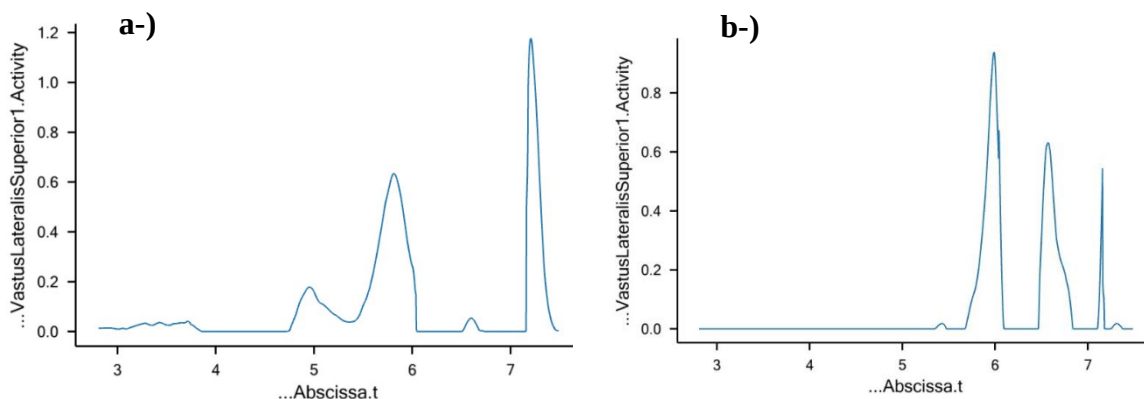


Gráfico 22: Evolução temporal da atividade muscular para o serviço com base fixa de a-) vasto lateral direito e b-) vasto lateral esquerdo.

Como se pode verificar pelo estudo da ativação muscular, o momento mais exigente do movimento será na aterragem.

De seguida poderá ser observado o poder metabólico máximo registado para cada um dos músculos referidos anteriormente, e os resultados podem ser observados na Tabela 3:

		Sóleo medial	Sóleo lateral	Glúteo máximo superior	Glúteo máximo inferior	Quadríceps femoral	Gastroc. Lateral	Gastroc. medial
Perna direita	Poder metabólico (W)	92.07	76.99	11.88	72.79	35.39	59.36	392.90
Perna esquerda	Poder metabólico (W)	33.31	184.1	63.48	302.32	11.28	781.95	187.70

Tabela 3: Poder metabólico para os músculos durante o movimento de serviço com base fixa.

Na tabela 3, pode-se verificar a potência metabólica (ou poder metabólico) máximo registado durante o movimento de serviço, o que exprime o gasto energético do atleta associado às condições de velocidade e aceleração em cada instante, ou, por outras palavras, a quantidade de ATP (trifosfato de adenosina, fonte de combustível das fibras musculares) necessária para realizar a tarefa. Estes valores serão interessantes comparar entre movimentos para se concluir qual destes trará um maior dispêndio energético [59]. De notar que os valores obtidos pelo software “AnyBody” são apenas uma estimativa, mas, como estes serão apenas utilizados para comparações, não será deteriorante para as conclusões finais.

Outro fator a ter em conta é o facto de não existir possibilidade de comparar os valores de poder metabólico e de carga articular com outros estudos, devido à falta de literatura semelhante.

Mudando agora a atenção para outro tipo de tecidos moles sobre o qual o software “AnyBody” pode dar informação, este programa consegue fornecer informação sobre as articulações presentes no modelo, nomeadamente as cargas e momentos aplicados nestas, as suas características de posição, velocidade e aceleração linear e angular, entre outras. Assim, para este estudo, serão registadas as forças máximas imprimidas sobre a articulação do tornozelo, joelho e anca, visto que estas são as que costumam criar mais problemas para jogadores de tênis, nos membros inferiores.

Será interessante conhecer qual dos dois movimentos de serviço irá originar a maior carga articular, visto que, para repetidos sobre carregamentos, podem surgir complicações como desgaste da cartilagem articular e lesões traumáticas ou degenerativas dos ligamentos e, como foi referido no capítulo 2, a grande parte das lesões provocada pela prática de tênis estão relacionadas com fenómenos de fadiga, ou seja, será importante a minimização dos esforços gerados nas articulações. Os valores máximos de forças sentidas nas articulações referidas anteriormente durante a execução do movimento podem ser observados na tabela 4:

		Tornozelo	Joelho	Anca
Perna direita	Reação na articulação (N)	$-4.22 \cdot 10^3$	$-6.38 \cdot 10^3$	$5.22 \cdot 10^3$
Perna esquerda	Reação na articulação (N)	$-7.28 \cdot 10^3$	$-6.15 \cdot 10^3$	$6.65 \cdot 10^3$

Tabela 4: Reações articulares para o movimento de serviço com base fixa.

A partir da tabela 4, verificam-se reações articulares semelhantes entre as duas pernas, excluindo a do tornozelo, mas isto é devido ao carregamento causado pela aterragem com a perna esquerda. Estes valores representam os mais elevados registados em todo o movimento para as três componentes da força de reação (a evolução temporal da evolução da componente ântero-posterior, próxima distal e medio lateral podem ser consultadas no Anexo A).

Por último, será observada a evolução da energia mecânica total do sistema durante o movimento, pelo estudo das suas duas componentes: a energia cinética e a energia potencial.

Com o conhecimento da energia potencial, pode-se averiguar qual foi o movimento que permitiu atingir uma maior altura após a descolagem visto que a massa e a aceleração gravítica vão manter-se constantes e, com o conhecimento da energia cinética, qual será o serviço que irá proporcionar uma maior velocidade da cabeça da raquete e, consequentemente, uma maior velocidade imprimida na bola, porque, mais uma vez, a massa será constante.

Assim, pode-se observar a evolução da quantidade de energia potencial e cinética do sistema durante o movimento no gráfico 23 e 24, respectivamente:

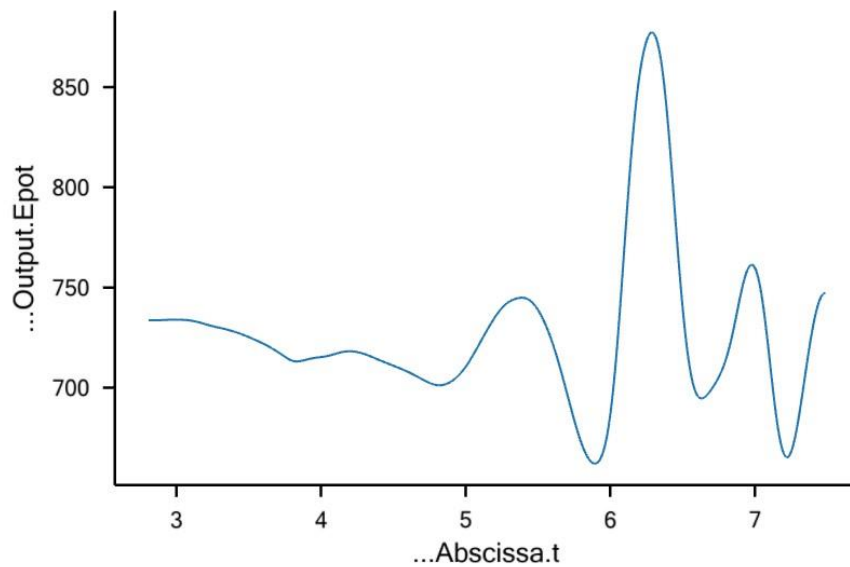


Gráfico 23: Evolução da quantidade de energia potencial durante o movimento de serviço com base fixa, em Joules.

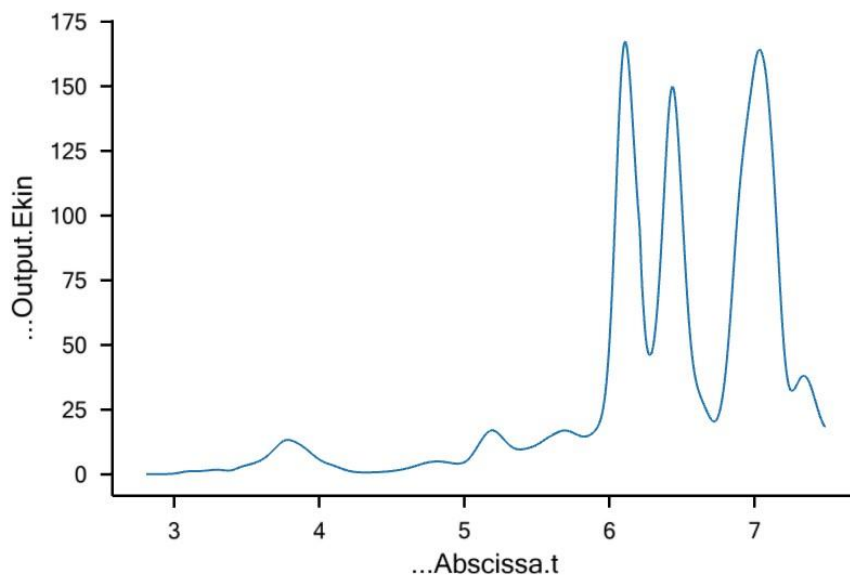


Gráfico 24: Evolução da quantidade de energia cinética durante o movimento de serviço com base fixa, em Joules.

6.2.2 Serviço “Pin Point Stance” (base móvel).

De seguida, será observado o movimento de serviço utilizando uma base móvel ou “Pin Point stance”, que, em teoria, deverá causar maiores carregamentos e ativações na perna esquerda. Outro aspeto importante a realçar é o facto de esta não ser a técnica utilizada normalmente pelo atleta em estudo, algo que poderá distorcer os resultados, mas, como as consequências da realização do movimento vão ter em influência a anatomia do próprio, é essencial utilizar o mesmo sujeito para executar ambos os ensaios.

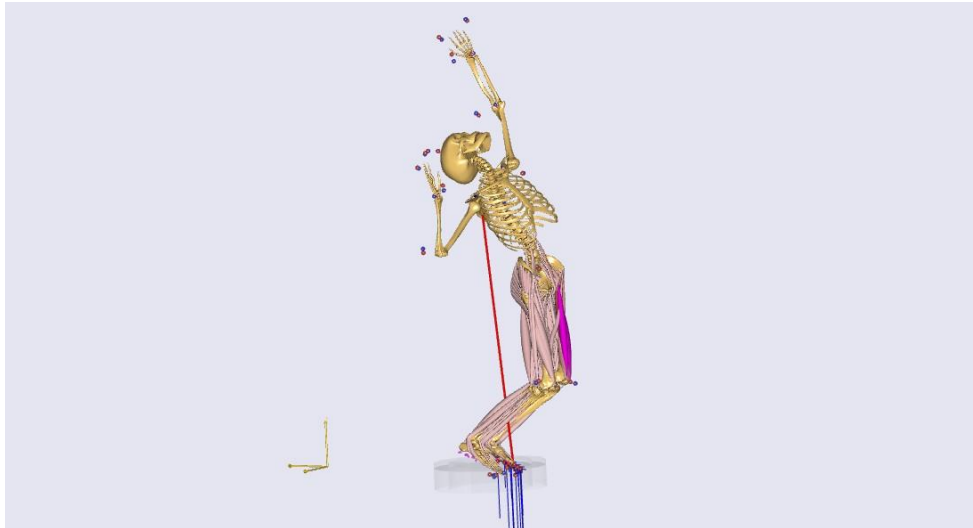
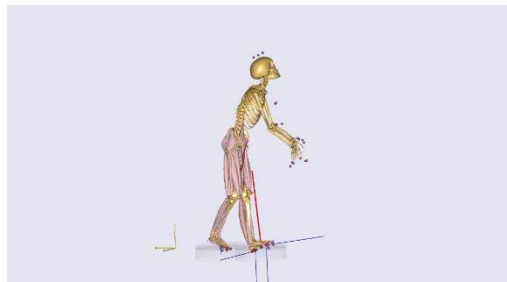


Figura 48: Frame do movimento de serviço com base móvel.

Comparando a figura 48 com a figura 42, verifica-se que uma contém a representação dos músculos e a outra não, o que é resultado da captura de ecrã da figura 42 (sem músculo) ter sido retirada durante a análise cinemática e a captura de ecrã da figura 48 ter sido retirada durante a análise dinâmica inversa.

Assim, serão agora compilados os mesmos dados observados para o outro movimento de serviço no subcapítulo 6.2.1, começando-se pela ativação muscular relativa em cada uma das pernas. Será esperado que a ativação, poder metabólico e carregamento articular seja superior em todos os segmentos para a perna esquerda, porque, ao assumir esta posição, o peso do corpo será quase exclusivamente suportado por esta perna e a impulsão gerada por esta também.

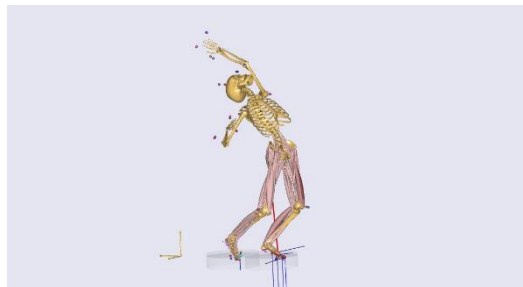
Porém, antes de se iniciar a exposição de resultados, será feito um diagrama do movimento, semelhante à figura 43, mas agora, para o serviço com base móvel:



Início do movimento de serviço. (Frame 5)

Aproximadamente,

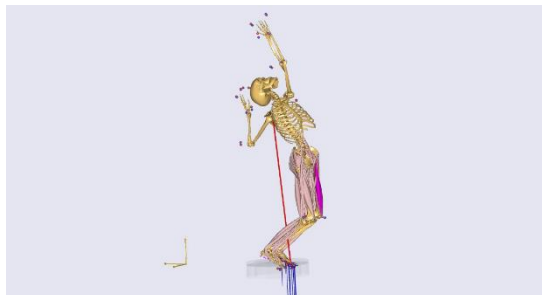
$$x = 2.9 \text{ s}$$



Flexão dos joelhos. (Frame 263)

Aproximadamente,

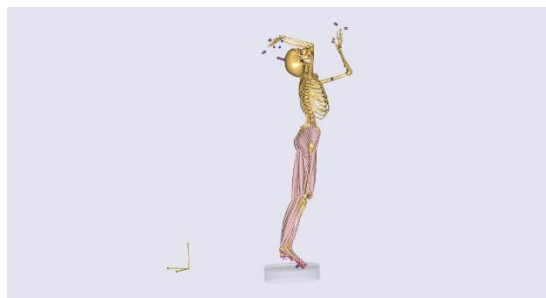
$$x = 3.9 \text{ s}$$



Junção dos dois pés. (Frame 312)

Aproximadamente,

$$x = 4.1 \text{ s}$$



Descolagem. (Frame 357)

Aproximadamente,

$$x = 4.3 \text{ s}$$

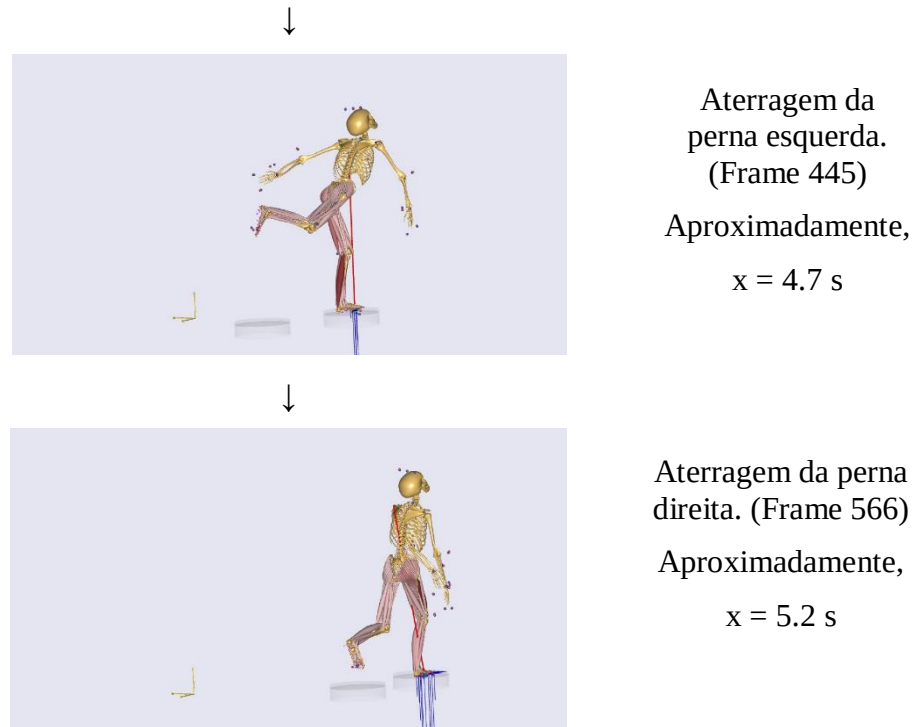


Figura 49: Diagrama do movimento de serviço com base móvel, legendado.

Pela figura 49, verifica-se que para este estilo de serviço, irá ser necessária mais uma etapa, que será a de junção dos dois pés antes do salto. Com isto, pode-se agora observar os resultados obtidos.

Assim, a ativação muscular relativa da perna direita e esquerda pode ser observada nos gráficos 25 e 26, respetivamente:

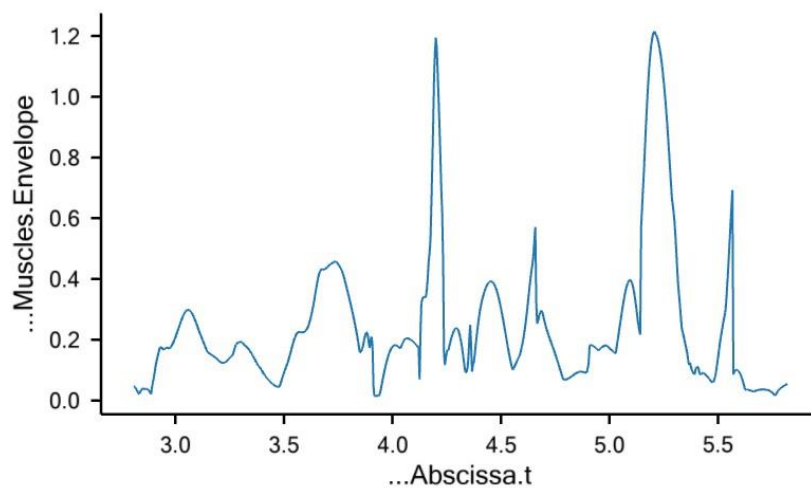


Gráfico 25: Ativação muscular relativa da perna direita durante a extensão do serviço com base móvel, em percentagem.

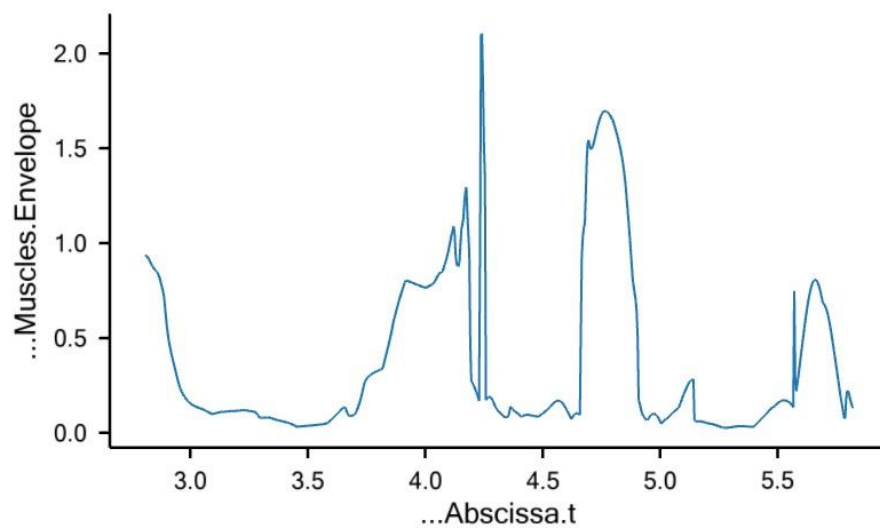


Gráfico 26: Ativação muscular relativa da perna esquerda durante a extensão do serviço com base móvel, em percentagem.

Pelos gráficos 25 e 26, verifica-se uma maior ativação muscular relativa na perna esquerda do que na direita no momento de impulsão, entre o 4 e 4.5 segundo, mas, mesmo assim, verifica-se um nível de atividade muscular bastante elevado para a perna direita também, algo não esperável.

Este sobre carregamento pode originar de uma má execução do movimento, mas, antes de se retirar conclusões, as ativações musculares específicas dos músculos responsáveis pela impulsão serão estudadas.

Verificando as atividades musculares, observa-se valores muito elevados para o reto femoral e para os vastos, mais especificamente a região superior de ambas as pernas, no momento de descolagem. Para o gastrocnémio, os resultados foram:

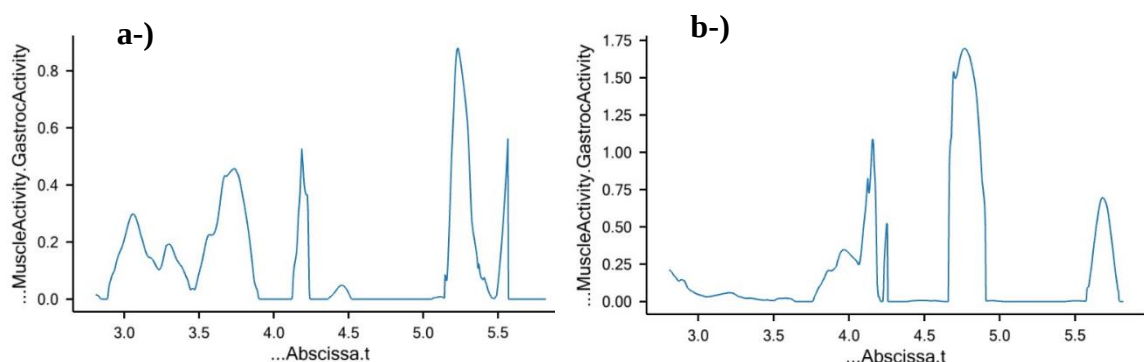


Gráfico 27: Evolução temporal da atividade muscular para o serviço com base móvel de a-) gastrocnémio direito e b-) gastrocnémio esquerdo.

Com o gráfico 27, observa-se que o gastrocnémio esquerdo será bastante mais solicitado durante a descolagem e, ao aterrar, irá atingir-se valores elevadíssimos de ativação também.

De seguida, serão analisadas as ativações musculares para o sóleo e as suas regiões seccionadas pelo software, visível no gráfico 28:

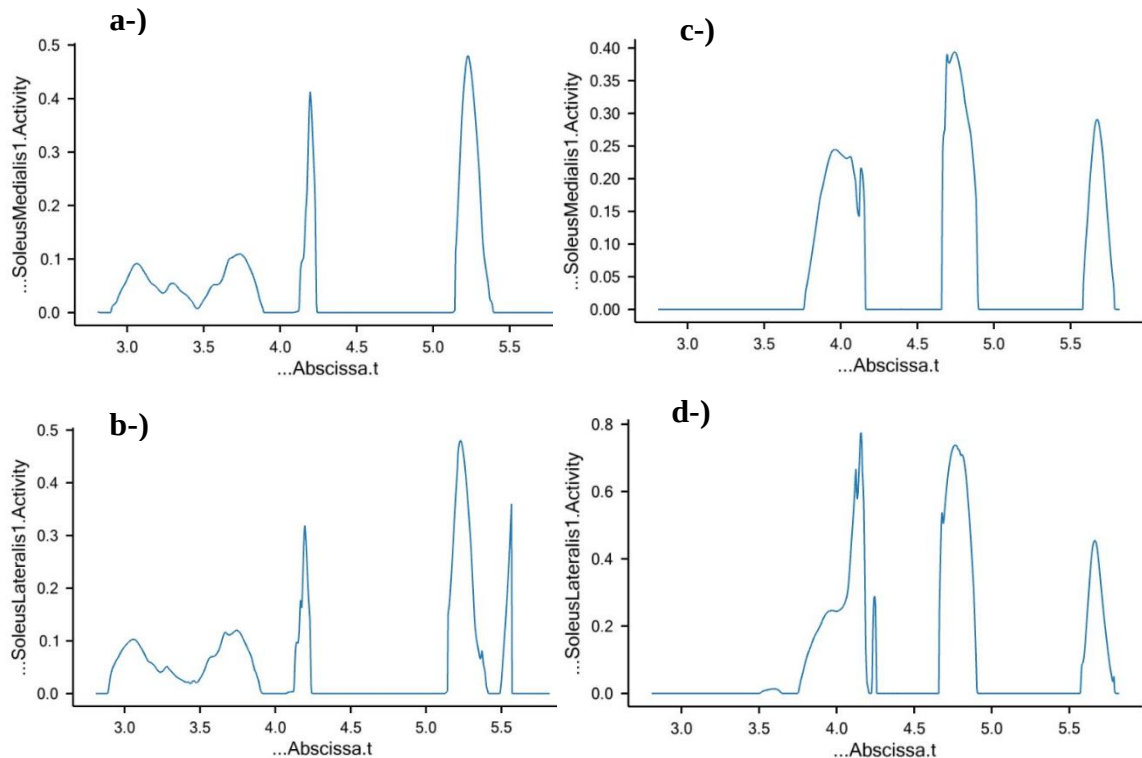


Gráfico 28: Evolução da ativação muscular para o serviço de base móvel de a-) região medial do sóleo da perna direita, b-) região lateral do sóleo da perna direita, c-) região medial do sóleo da perna esquerda, d-) região lateral do sóleo da perna esquerda em percentagem.

Pelos dados do gráfico 28, verifica-se uma ativação do sóleo, tanto a região medial como a lateral, da perna direita maior do que a esperável, mas, mesmo assim, será o sóleo da perna esquerda a ser o mais ativado. Verifica-se também uma discrepância bastante elevada entre as regiões mediais e laterais do sóleo esquerdo outra vez, podendo reforçar a teoria exposta no subcapítulo anterior. Para o sóleo direito, também existe uma diferença, mas este pé irá mover-se, o que poderá resultar em um apoio que não o ideal após o movimento para se juntar ao pé dianteiro.

O seguinte musculo em análise será o glúteo máximo, e os resultados podem ser observados no gráfico 29:

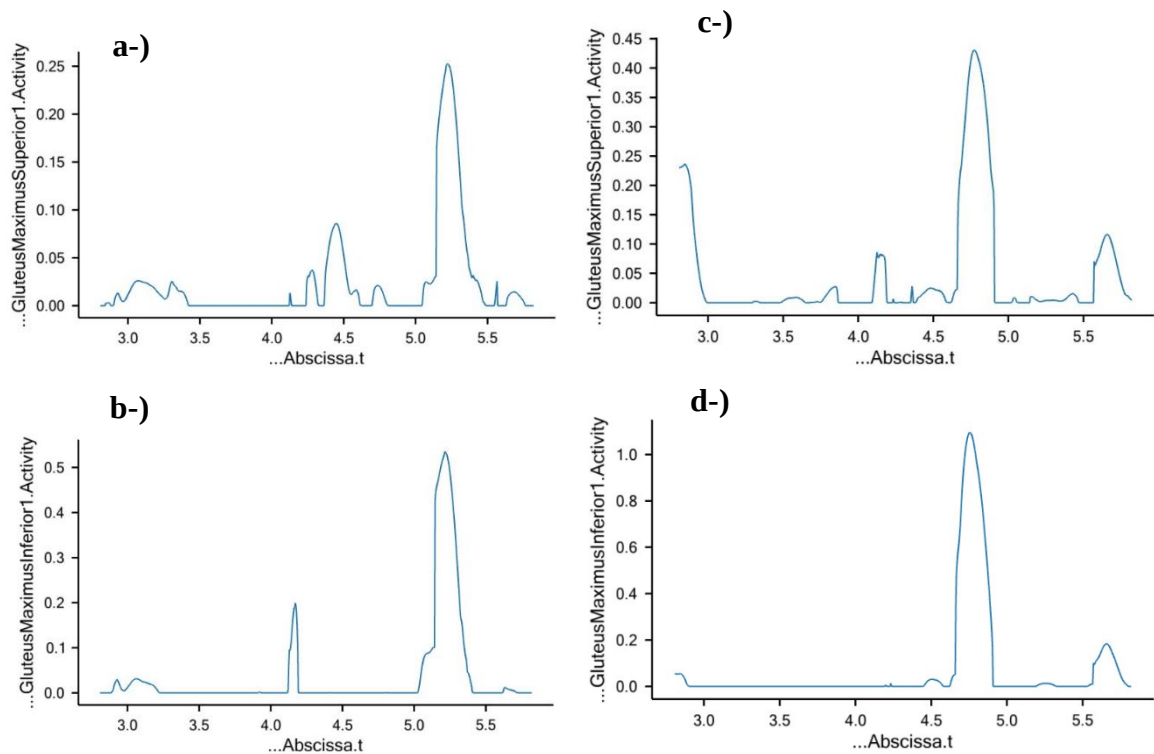


Gráfico 29: Evolução da ativação muscular para o serviço de base móvel de a-) região superior do glúteo máximo da perna direita, b-) região inferior do glúteo máximo da perna direita, c-) região superior do glúteo máximo da perna esquerda, d-) região inferior do glúteo máximo da perna esquerda em percentagem.

Pelo gráfico 29, confirma-se que a função principal do glúteo máximo será de aterragem, apesar de se verificar alguma ativação do glúteo máximo da perna direita no momento de impulsão (após o quarto segundo). Outro facto a constatar é a sobre ativação da glúteo máximo da perna esquerda na aterragem, incluindo uma sobre ativação da região inferior. Isto poderá ser resultante de uma maior flexão do joelho na aterragem ou uma maior força de impacto com o solo, algo que poderá ser concluído apos a análise de energia potencial.

Por último, os níveis de ativação dos quadríceps femorais podem ser observados no gráfico 30:

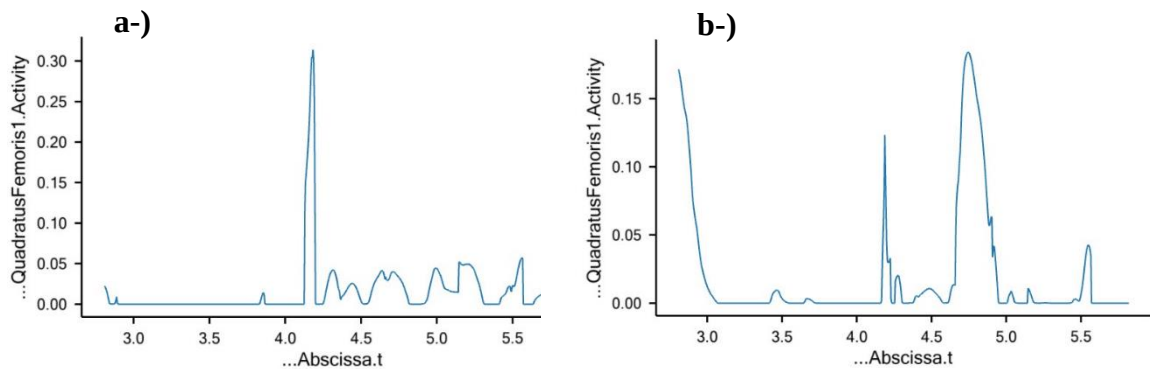


Gráfico 30: Evolução da ativação muscular para o serviço de base móvel de a-) quadríceps femoral da perna direita, b-) quadríceps femoral da perna esquerda.

Observando o gráfico 30, verifica-se uma grande ativação do quadríceps femoral da perna direita no momento de impulsão, relativamente ao movimento utilizando a base fixa, significando que este irá suportar parte do peso corporal, já o quadríceps femoral esquerdo não apresenta grande influência no movimento.

De seguida, na tabela 5, serão compilados os poderes metabólicos para os músculos estudados anteriormente:

		Sóleo Medial	Sóleo Lateral	Glúteo máximo superior	Glúteo máximo inferior	Quadríceps femoral	Gastroc Lateral	Gastroc Medial
Perna direita	Poder metabólico (W)	302.80	280.00	25.45	188.90	79.40	128.50	762.60
Perna esquerda	Poder metabólico (W)	72.85	279.80	68.89	410.50	20.43	466.90	475.30

Tabela 5: Poder metabólico para os músculos durante o movimento de serviço com base móvel.

Verifica-se, pelos dados da tabela 5, que será a perna direita a recrutar mais energia para realizar os seus movimentos, especialmente no sóleo, o que cementa o seu papel na impulsão do sujeito, mesmo com esta técnica. Será também de realçar o elevado poder metabólico do glúteo máximo inferior esquerdo, causada pela aterragem nesta perna.

Passando agora para a análise articular, os valores das reações nas articulações do tornozelo, joelho e anca podem ser verificados na tabela 6:

		Tornozelo	Joelho	Anca
Perna direita	Reação na articulação (N)	$-8.58 \cdot 10^3$	$-1.00 \cdot 10^4$	$5.95 \cdot 10^3$
Perna esquerda	Reação na articulação (N)	$-1.39 \cdot 10^4$	$-1.20 \cdot 10^4$	$8.97 \cdot 10^3$

Tabela 6: Reações articulares para o movimento de serviço com base móvel.

Pela tabela 6, verifica-se que a carga articular deste movimento de serviço será mais severa do que a técnica de base fixa, nomeadamente em ambos os joelhos. A carga articular no tornozelo também sofreu um aumento significativo. A evolução temporal destes valores e das restantes componentes pode ser observada no anexo A.

Por último, resta analisar a evolução da energia mecânica do sistema com as duas componentes desta. A energia potencial poderá ser observada no gráfico 31 e a energia cinética no gráfico 32:

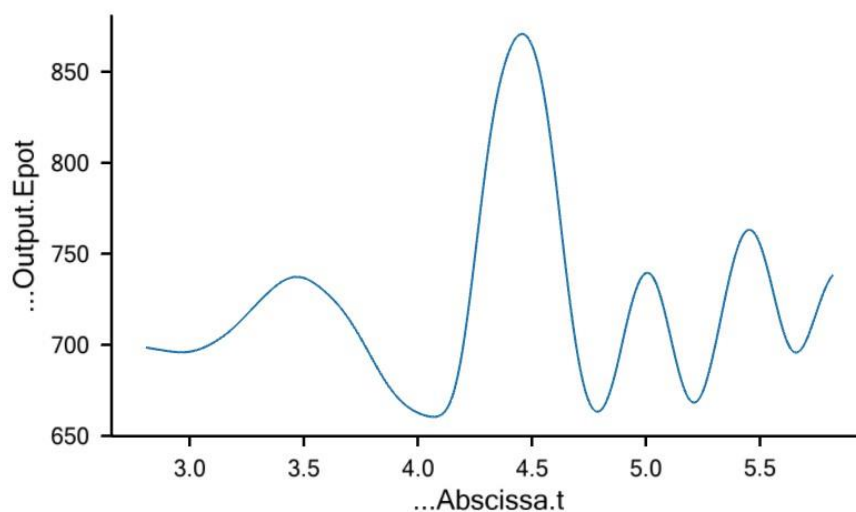


Gráfico 31: Evolução da quantidade de energia potencial durante o movimento de serviço com base móvel, em Joules.

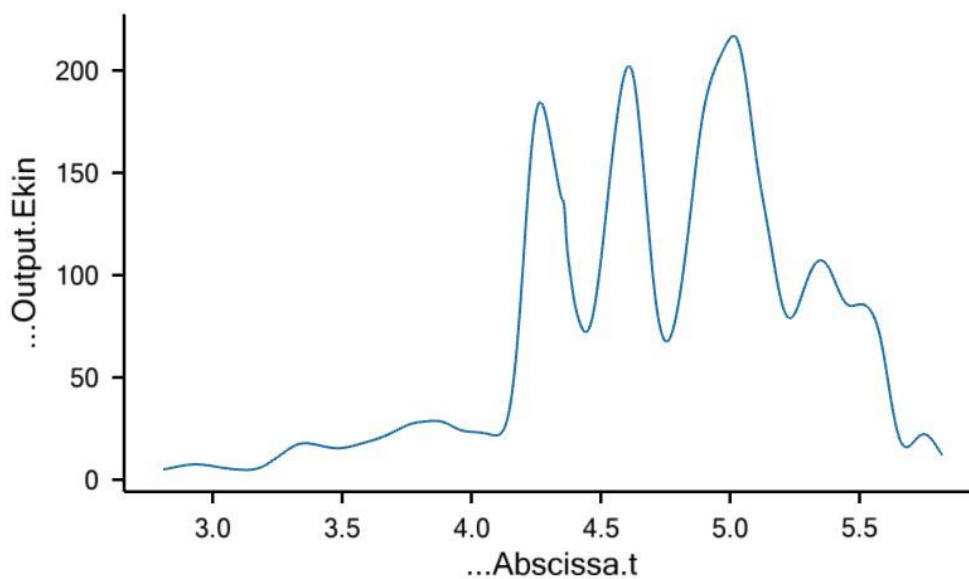


Gráfico 32: Evolução da quantidade de energia cinética durante o movimento de serviço com base móvel, em Joules.

Verifica-se que a energia potencial e a sua evolução são muito semelhantes à do movimento com base fixa, mas a energia cinética sofreu um aumento, tanto no contacto com a bola, como na aterragem, o que pode significar que, para o primeiro passo após o serviço, a velocidade linear do jogador será maior, podendo beneficiar estratégias de aproximação à rede logo após o serviço.

Outra característica que o “AnyBody” pode fornecer é a força dos músculos (que será igual para os dois movimentos, visto que é uma característica do sujeito). A força dos músculos analisados anteriormente pode ser observada na tabela 7:

	Sóleo medial	Sóleo lateral	Glúteo máximo superior	Glúteo máximo inferior	Quadríceps femoral	Gastroc. Lateral	Gastroc. Medial
Força máxima exercível (N)	$1.06 \cdot 10^3$	$1.16 \cdot 10^3$	$3.55 \cdot 10^2$	$7.39 \cdot 10^2$	$3.11 \cdot 10^2$	$1.69 \cdot 10^3$	$3.36 \cdot 10^3$

Tabela 7: Valores de força máxima exercida pelos músculos obtida pelo software AnyBody.

Os dados da tabela 7 são uma estimativa da contração máxima voluntária de cada músculo que, neste caso, é constante e igual para as duas pernas. Esta estimativa não tem em conta a dependência do comprimento, velocidade de contração, nem a elasticidade do tecido muscular, algo que originaria bons resultados para modelos onde a velocidade de contração não é muito elevada e se trabalha com posturas similares às de repouso, o que não será o caso deste estudo. Assim, visto que estes dados apenas servem como curiosidade para mostrar as capacidades do software, não será necessário introduzir modelos musculares mais complexos, que irão causar uma queda na eficiência computacional.

Ao extrair os valores para as tabelas 4 e 6, verificou-se que, para ambos os movimentos, a componente da força de reação para o tornozelo e anca foi a próximo-distal, enquanto para o joelho a ântero-posterior. Relembrando que a direção ântero-posterior é aquela que na direção da frente ou traseira do corpo e a próximo-distal aquela na direção de aproximação ou afastamento do ponto de inserção do membro.

Verifica-se que, ao contrário das previsões deduzidas com as opiniões de especialistas, será o serviço com base móvel que irá ser o mais dispendioso energeticamente, mas confirma-se que será este o que permitirá uma maior impressão de energia na bola, enquanto o serviço com base fixa será o que irá distribuir melhor o peso pelos membros inferiores, melhorando o equilíbrio.

Para uma análise com o modelo completo, incluindo os músculos superiores, ao fazer o processamento da análise cinemática e dinâmica, verificou-se um aumento no tempo necessário para se realizar esta ação e, como já foi retirada bastante informação sobre os membros inferiores, a análise com o modelo completo ficará pendente para um trabalho futuro.

Para as evoluções temporais do poder metabólico e das cargas articulares, as evoluções temporais destas podem ser consultadas no anexo A.

7 Declarações finais.

7.1 Conclusões.

Como muitas outras áreas relacionadas com o estudo do corpo humano, apesar de qualquer estudo que se possa realizar, normalmente, o fator de decisão de qual será a maneira de executar um certo movimento, especialmente um movimento será executado com grande frequência durante a prática desportiva, será o conforto que este sente ao realizá-lo, que será em função das suas características anatómicas da sua fisionomia. Assim, independentemente dos resultados obtidos neste relatório, a forma mais eficaz de escolher o tipo de base a aplicar no movimento de serviço será a experimentação e repetição extensiva com as duas técnicas até se descobrir qual é a que se enquadra melhor com o indivíduo em específico.

No entanto, para qualquer decisão que se tome, para aumentar as probabilidades de se optar pela opção “correta”, é essencial que se conheça toda a informação sobre o assunto, e será aqui que o trabalho realizado entra em ação, para descobrir qual destes movimentos irá reduzir o risco do surgimento de lesões originadas por fadiga e que irá resultar em um gasto energético menos reduzido.

Portanto, em função de todos os parâmetros e gráficos analisados, entende-se que um serviço com base fixa irá ser o que irá resultar em um dispêndio de energia mais reduzido em média e em menores reações nas articulações, devido a uma distribuição da carga mais uniforme, mas não tão uniforme como se seria de esperar.

Já para o serviço com base móvel, os pontos fracos de trazer mais carga articular e gasto energético vêm acompanhadas com a vantagem de permitir uma maior transmissão de energia para a bola e beneficia movimentos de entrada no campo logo após o serviço.

Na realidade, para todo o tipo de jogadores e estilos de jogo, existem exemplos de sucesso para ambas as técnicas, por isso a referência anterior que, provavelmente, não será possível encontrar um claro vencedor, visto que a diferença de percentagem de profissionais que utiliza uma e outra é relativamente parecida. Também existem exemplos de jogadores que, ao longo da sua carreira, alteraram a sua base de serviço, ou seja, a decisão que se tome também não é definitiva.

Assim, a outra parte desta dissertação é a exploração das potencialidades do software AnyBody, que se verificou extremamente completo e útil para análise com modelos biomecânicos, podendo solucionar problemas complexos e oferecendo modelos bastante realistas do sistema musculoesquelético. Para o desenvolvimento do próprio modelo, será necessária uma compreensão da linguagem desenvolvida para a utilização do programa, a linguagem AnyScript, que poderá ser feita com o auxílio dos tutoriais disponibilizados e o suporte de técnicos especializados.

Por outro lado, a inserção de dados capturados com outro software que esteja programado para ser compatível com este, como por exemplo, o Xsens, torna toda a utilização do AnyBody como apenas uma ferramenta de exibir resultados, devido ao facto da simplicidade que é necessária para inserir o modelo no software e realizar a análise, devido aos processos pré-programados para tornar o Xsens compatível, sendo a única função do investigador apenas inserir os dados relativos ao sujeito em específico.

Concluindo, o software AnyBody é uma poderosa ferramenta que pode ser utilizada em diversas áreas de estudo de movimentos do corpo humano, como: otimização de design de produtos, análises de movimentos, análise ergonómicas, planeamento cirúrgico e previsão de resultados e até compatibilidade para exportar modelos para análises utilizando elementos finitos e, com este trabalho, também se verificou que poderá ser aplicado em estudos de otimização de performance desportiva, como ajustes de técnicas, etc.

7.2 Trabalhos futuros.

Para trabalhos futuros, o primeiro será uma análise mais detalhada dos dois movimentos de serviço, visto que o software permite a obtenção de uma panóplia de informação sobre todos os músculos e articulações do modelo e também um estudo com o modelo completo do sistema musculoesquelético, visto que será interessante verificar os efeitos nos segmentos da parte superior do corpo. De seguida, poderá ser feita uma análise a outras pancadas, como a direita ou esquerda, para se realizar uma otimização do movimento destas e depois expandir os horizontes para outros desportos.

Em suma, o software AnyBody é uma ferramenta poderosa para qualquer análise do movimento do corpo humano e, sabendo extrair a informação relevante, pode-se alcançar conclusões muito interessantes. Assim, em função do problema em estudo, o programa irá permitir a análise das características do sistema musculoesquelético do sujeito, sendo estas variações de posições, velocidades, carregamentos, etc.

As possibilidades de aplicação em otimização de performance desportiva são praticamente ilimitadas e, juntando o facto de este ser diretamente compatível com softwares de captação de movimento, quase a totalidade dos desportos que requerem exercício físico podem beneficiar de um estudo com base no programa AnyBody.

Referências

- [1]: Peter Tierney, Sian Allen, “Wearable technology: Action or distraction for athlete performance?”. Available at: <https://www.sportsmith.co/articles/wearable-technology-action-or-distraction-for-athlete-performance/>
- [2]: GavinZ, (2005). “Federer serve in motion”. Available at: <https://www.flickr.com/photos/gavinz/2060188678>
- [3]: tennisinstruction.com. “The Andy Murray Serve – Elements behind the Murray serve technique”. Available at: <https://tennisinstruction.com/andy-murray-serve/>
- [4]: INEGI driving science and innovation. Available at: <http://www.inegi.pt/pt/>
- [5]: AnyBody Technology (2022). Available at: <https://www.facebook.com/AnyBodyTech/>
- [6]: Investigação e Desenvolvimento – Biomecânica. Available at: <http://www.inegi.pt/pt/investigacao/biomecanica/>
- [7]: Tobias Larsson (2001). “Multibody Dynamic Simulation in Product Development”, <https://www.diva-portal.org/smash/record.jsf?pid=diva2%3A889514&dswid=3896>
- [8]: Pedro P. Moreira, Miguel T. Silva, Paulo Flores (2010). GROUND FOOT INTERACTION IN HUMAN GAIT: MODELLING AND SIMULATION. *EUROMECH Solid Mechanics Conference*.
- [9]: International Journal of Mechanical System Dynamics, Editorial Board (2023). Available at: <https://onlinelibrary.wiley.com/page/journal/27671402/homepage/editorial-board>
- [10]: Xuping Zhang, Rasmus Sørensen, Mathias Rahbek Iversen, Haijie Li (2018). Computationally efficient dynamic modeling of robot manipulators with multiple flexible-links using acceleration-based discrete time transfer matrix method. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, Volume 49, 2018, Pages 181-193, 0736-5845.
- [11]: Charles Pontonnier, Mark De Zee. Afshin Samani, Georges Dumont, Pascal Madeleine (2011). Trend Validation of a Musculoskeletal Model with a Workstation Design Parameter. *ISB Technical Group on Computer Simulation (TGCS)*.
- [12]: Codificare, Anatomia Online. Available at: <https://anatomiaonline.com/>
- [13]: Wikipédia, “Tecido Mole”. Available at: https://pt.wikipedia.org/wiki/Tecido_mole
- [14]: Britannica, Human Muscle System. Available at: <https://www.britannica.com/science/human-muscle-system>
- [15]: Wikipédia, “Tendão”. Available at: <https://pt.wikipedia.org/wiki/Tend%C3%A3o>
- [16]: Hélder Pereira Ortopedia, “O JOELHO”. Available at: <https://www.helderpereiraortopedia.com/joelho.html>
- [17]: Clínica Víctor Díez, “Ligamentos Cruzados en Las Rozas”. Available at: <https://clinicavictordiez.com/tratamientos/ligamentos-cruzados/>
- [18]: CDS, “Geología”. Available at: <https://cienciadesofa.com/category/geologia/page/5>
- [19]: Aula de Anatomia, “Fêmur”. Available at: <https://www.auladeanatomia.com/sistemas/323/femur>
- [20]: Mateus Falcão, “Lesão de Cartilagem no Joelho-Artrose-Tratamento”.
- [21]: Graphic News (2023). “ATP Tour 2023”. Available at: <https://www.graphicnews.com/en/pages/43708/tennis-atp-tour-schedule-2023>

- [22]: OrthoInfo, “Stress Fracture”. Available at: <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/stress-fractures/>
- [23]: Professional Physical Therapy (2021). “5 Common Tennis Injuries and Treatments”. Available at: <https://www.professionalpt.com/5-common-tennis-injuries-and-treatments/>
- [24]: FradeSaid, “Fratura por estresse”. Available at: <https://www.fradesaid.com.br/ortopedia/fratura-por-estresse/>
- [25]: Mayo Clinic, “Patellar Tendinitis”. Available at: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/patellar-tendinitis/symptoms-causes/syc-20376113>
- [26]: Mayo Clinic, “Tennis Elbow”. Available at: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/tennis-elbow/symptoms-causes/syc-20351987>
- [27]: Tennis Instructions, “Tennis Serve Motion: The Truth on Pro Tennis Serve Motion In Modern Tennis Serve”. Available at: <https://tennisinstruction.com/tennis-serve-motion/>
- [28]: MasterClass (2021). “How to Serve in Tennis: 7-Step Tennis Serve Tutorial”. Available at: <https://www.masterclass.com/articles/how-to-serve-in-tennis>
- [29]: The Tennis Server. Available at: <https://tennisserver.com/>
- [30]: John Z. Wu, Kai-Nan An, Robert G. Cutlip, Michael E. Andrew, Ren G. Dong (2009). Modeling of the muscle/tendon excursions and moment arms in the thumb using the commercial software anybody. *Journal of Biomechanics*, Volume 42, Issue 3, Pages 383-388, 0021-9290.
- [31]: Smutz, W.P., Kongsayreepong, A., Hughes, R.E., Niebur, G., Cooney, W.P., An, K.N (1998). Mechanical advantage of the thumb muscles. *J Biomech.*, 31(6):565-70.
- [32]: Divyaksh Subhash Chander, Maria Pia Cavatorta (2017). Multi-directional one-handed strength assessments using AnyBody Modeling Systems. *Applied Ergonomics*, Volume 67, Pages 225-236, 0003-6870.
- [33]: Charles Pontonnier, Mark de Zee, Afshin Samani, Georges Dumont, Pascal Madeleine (2013). Strengths and limitations of a musculoskeletal model for an analysis of simulated meat cutting tasks. *Applied Ergonomics*, Volume 45, Issue 3, Pages 592-600, 0003-6870.
- [34]: Xu Jianbo, Yu Suihuai, Fan Wen (2016). Inverse Dynamics Simulation and Quantitative Evaluation of Comfort Level for Brake Operations on Workover Rig. *International Conference on Robots & Intelligent System (ICRIS)*, ZhangJiaJie, China, pp. 224-227.
- [35]: John Rasmussen, Michael Damsgaard, Michael Voigt (2000). Muscle recruitment by the min/max criterion — a comparative numerical study. *Journal of Biomechanics*, Volume 34, Issue 3, Pages 409-415, 0021-9290.
- [36]: John Rasmussen, Søren Tørholm, Mark de Zee (2008). Computational analysis of the influence of seat pan inclination and friction on muscle activity and spinal joint forces. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Volume 39, Issue 1, Pages 52-57, 0169-8141.
- [37]: NICHOLAS JOSEPH La DELFA, B.Sc.Kin (2011). An Evaluation of Female Arm Strength Predictions based on Hand Location, Arm Posture and Force Direction. Master thesis, McMaster University.
- [38]: Tito Bassani, Elena Stucovitz, Zhihui Qian, Matteo Briguglio, Fabio Galbusera (2017). Validation of the AnyBody full body musculoskeletal model in computing lumbar spine loads at L4/L5 level. *Journal of Biomechanics*, Volume 58, Pages 89-96, 0021-9290.

- [39]: Hans-Joachim Wilke, Peter Neef, Barbara Hinz, Helmut Seidel, Lutz Claes (2001). Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*, Volume 16, Supplement 1, S1-S142.
- [40]: Ion S. Borozan, Paul I. Miron (2012). Ergonomic study regarding sport training - Push-ups simulation and analysis. *Timisoara Physical Education and Rehabilitation Journal*, Vol. 4, Edition 8, 7-13.
- [41]: Michael Damsgaard, John Rasmussen, Søren Tørholm Christensen, Egidijus Surma, Mark de Zee (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*, Volume 14, Issue 8, Pages 1100-1111, 1569-190X.
- [42]: F. E. Zajac (1989). Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor. *Crit Rev Biomed Eng.*, 17(4):359-411, PMID: 2676342.
- [43]: John Rasmussen, Michael Damsgaard, Michael Voigt (2000). Muscle recruitment by the min/max criterion - a comparative numerical study. *Journal of Biomechanics*, Volume 34, Issue 3, Pages 409-415, 0021-9290.
- [44]: J H Challis, D G Kerwin (1993). An Analytical Examination of Muscle Force Estimations Using Optimization Techniques. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, Part H: Journal of Engineering in Medicine, Volume 207, Issue 3, Pages 139-148.
- [45]: Michael Damsgaard, John Rasmussen, Søren Tørholm (2001). Inverse Dynamics of Musculo-Skeletal Systems Using an Efficient Min/Max Muscle Recruitment Model. *ASME International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*.
- [46]: Erik Forster (2003). “Predicting Muscle Forces in the Human Lower Limb during Locomotion”. Master thesis, University Ulm.
- [47]: Petrisa Zell, Bodo Rosenhahn, and Bastian Wandt (2020). Weakly-supervised Learning of Human Dynamics. Leibniz University.
- [48]: Adam Siemieński (1989). Soft saturation, an idea for load sharing between muscles. Application to the study of human locomotion. *International Society of Biomechanics Newsletter*, 34, 9-9.
- [49]: Mark S. Thompson, Michael Voigt, and Mark de Zee (2003). EVALUATION OF LOWER EXTREMITY MUSCULO-SKELETAL MODEL USING SIT-TO-STAND MOVEMENT. *19th congress of the International Society of Biomechanics*.
- [50]: Zhongqiu Ji, Huihui Wang, Guiping Jiang, and Lin Li (2016). Analysis of Muscle Activity Utilizing Bench Presses in the AnyBody Simulation Modelling System. *Modelling and Simulation in Engineering*, Article ID 3649478, 7 pages.
- [51]: Gabriela Mădălina Franț, Romică Cirpian Bărbuceanu, Veronica Argeșanu, Ileana Maria Petrașcu, Ion Silviu Borozan (2021). Contributions to increase the safety of road vehicles by optimizing passive systems using AnyBody software. *IEEE 19th International Symposium on Intelligent Systems and Informatics (SISY)*, Subotica, Serbia, 2021, pp. 153-158.
- [52]: Michala Cadova (2013). Use of OpenSim and AnyBody modelling software for dynamic simulation of the human masticatory system. *18th International Symposium on Computational Biomechanics in Ulm CBU*.
- [53]: Cotoros Diana, Repanovici Angela, Baritz Mihaela, Stanciu Anca (2015). Modeling and Simulation of Gait by Anybody Software before and after Hip Arthroplasty. *E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*, Iasi, Romania, pp. 1-4.

- [54]: KnoxLabs, Xsens MVN Link - Wireless fullbody mocap system". Available at: <https://www.knoxlabs.com/products/xsens-mvn-link>
- [55]: AnyScript, "AnyBody Tutorials". Available at: <https://anyscript.org/tutorials/>
- [56]: Fortius, "Anatomia do Gastrocnêmio". Available at: <https://fortius.com.br/anatomia-do-gastrocnemio/>
- [57]: Jaleko, "Anatomia dos músculos da perna: o que você precisa saber". Available at: <https://blog.jaleko.com.br/musculos-da-perna/>
- [58]: Freeletics.com. Available at: <https://www.freeletics.com/pt/blog/posts/esta-realmente-tras-um-gluteo-bonito/#gsc.tab=0>
- [59]: Experience Physical Therapy. Available at: <https://www.experiencept.rehab/blog/quadriceps>
- [60]: David Lobão Matos (2018). Avaliação e Controlo de Treino. Caracterização e quantificação da carga externa na modalidade de Futebol. Master thesis, University of Lisbon.

ANEXO A: Evoluções temporais do poder metabólico e carga articular.

Para não saturar o resto do relatório, no anexo A serão compilados os gráficos de onde se extraíram os valores máximos das tabelas 3, 4, 5 e 6:

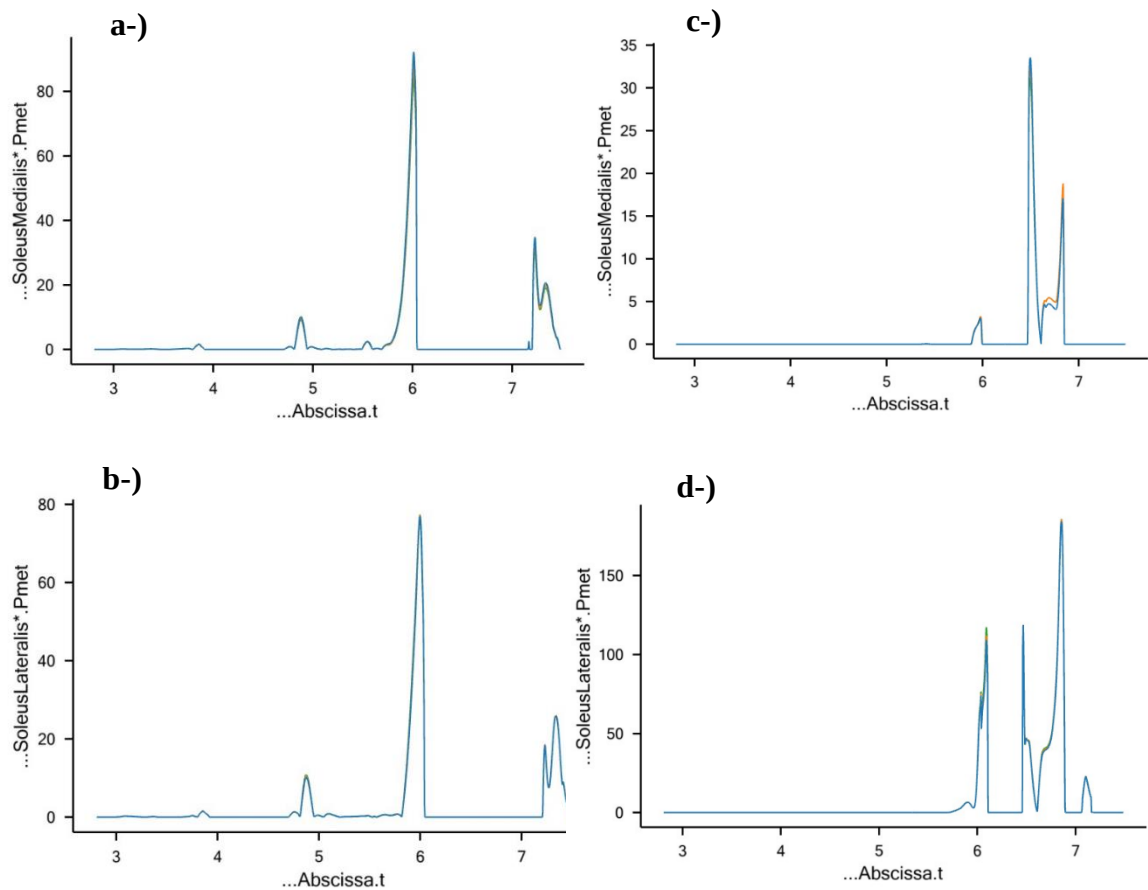


Gráfico A. 1: Evolução do poder metabólico no serviço com base fixa da a-) região medial do sóleo direito b-) região lateral do sóleo direito c-) região medial do sóleo esquerdo d-) região lateral do sóleo esquerdo, em Watts.

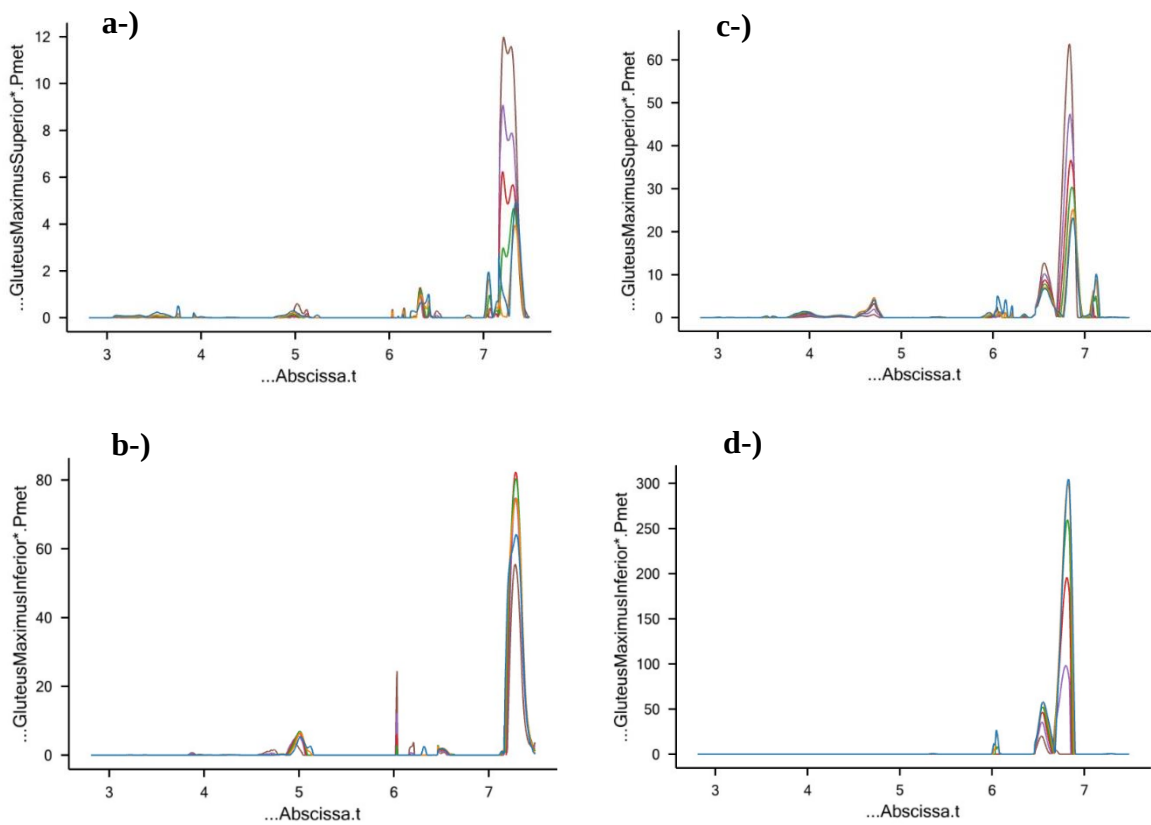


Gráfico A. 2: Evolução do poder metabólico no serviço com base fixa do a-) glúteo máximo superior direito b-) glúteo máximo inferior direito c-) glúteo máximo superior esquerdo d-) glúteo máximo inferior esquerdo, em Watts.

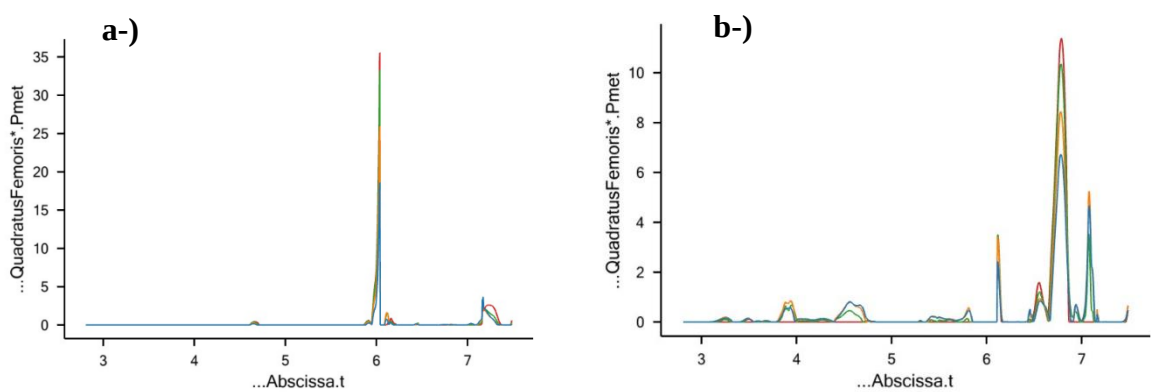


Gráfico A. 3: Evolução do poder metabólico no serviço com base fixa do a-) quadríceps femoral direito b-) quadríceps femoral esquerdo em Watts.

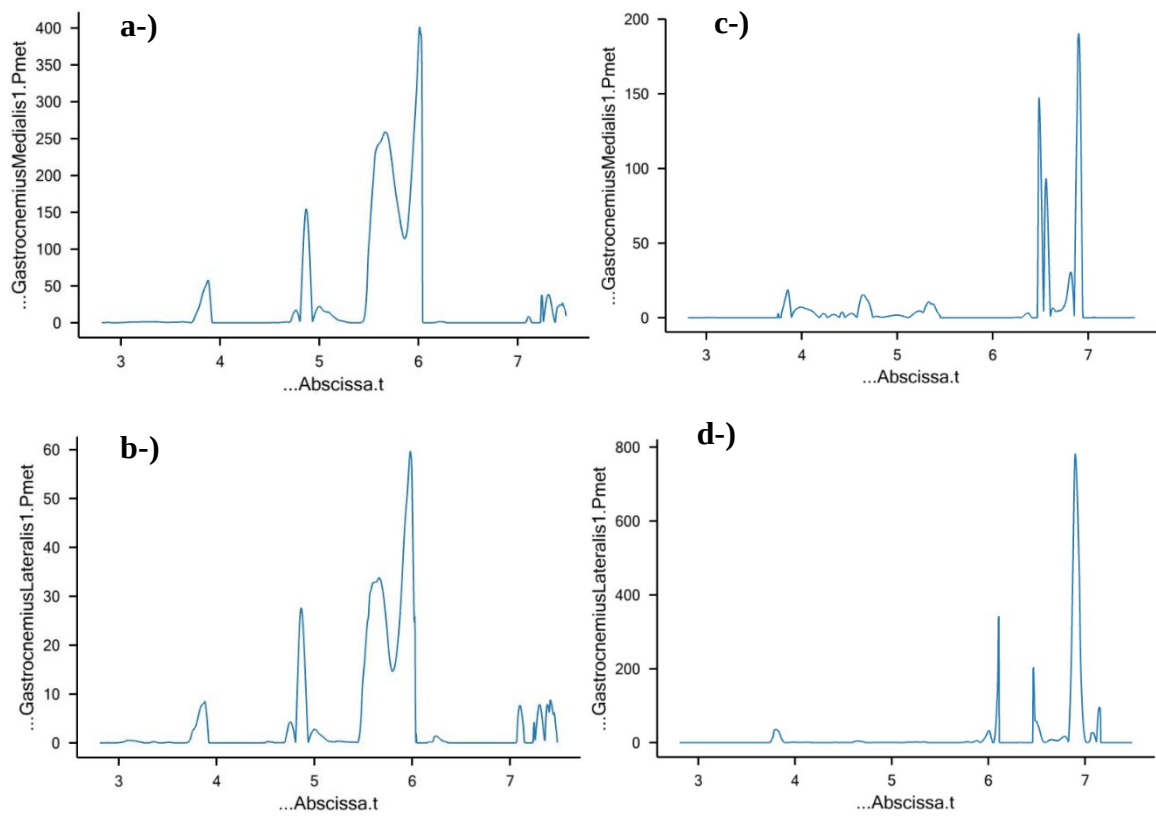


Gráfico A. 4: Evolução do poder metabólico no serviço com base fixa do a-) gastrocnémio medial direito b-) gastrocnémio lateral direito c-) gastrocnémio medial esquerdo d-) gastrocnémio lateral esquerdo, em Watts.

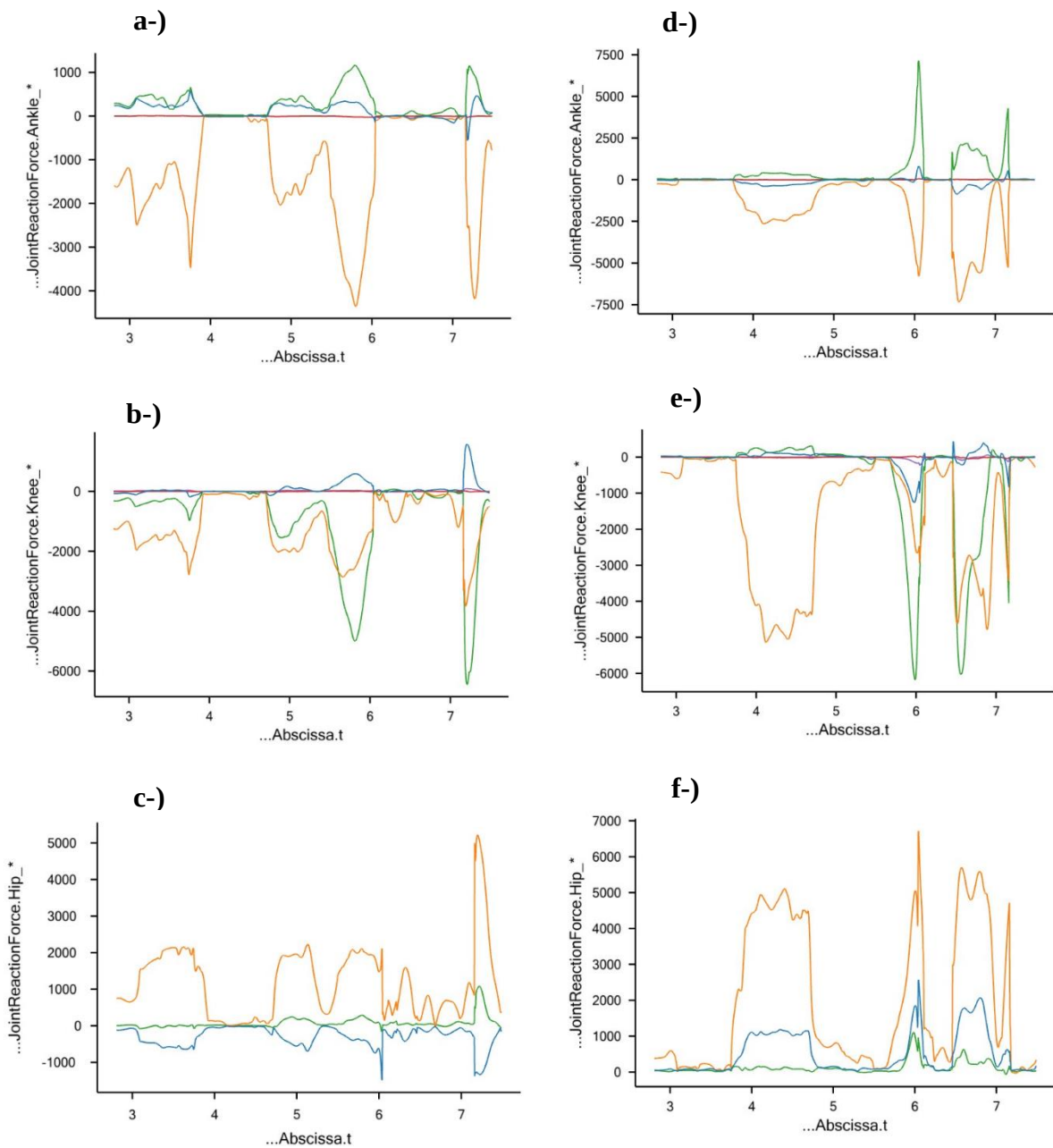


Gráfico A. 5: Evolução da carga articular no serviço com base fixa d@ a-) tornozelo direito b-) joelho direito c-) anca direita d-) tornozelo esquerdo e-) joelho esquerdo f-) anca esquerda, em Newtons.

Para o gráfico A. 5 e o A. 10, existe mais que uma linha em cada um dos gráficos, que representa as diferentes componentes da reação na articulação:

- . Linha laranja: componente próximo distal;
- . Linha verde: componente Antero posterior
- . Linha azul: componente medio lateral;
- . Linha vermelha: momento axial;

Agora para o movimento com uma base móvel:

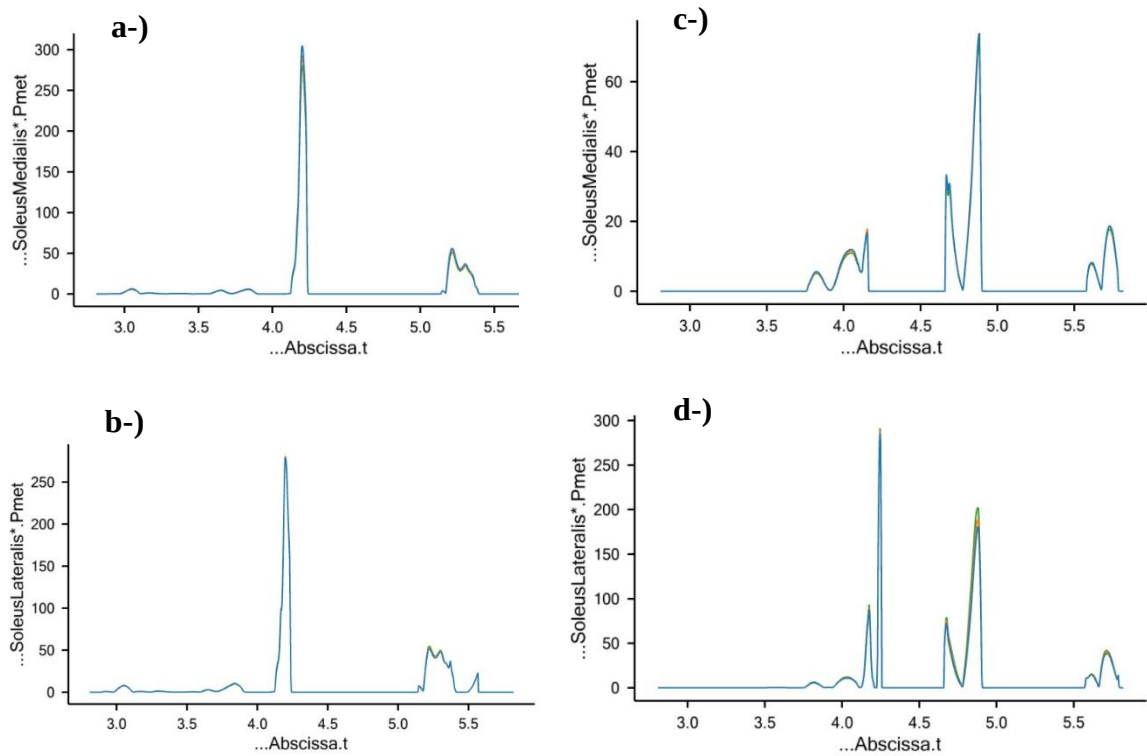


Gráfico A. 6: Evolução do poder metabólico no serviço com base móvel da a-) região medial do sóleo direito b-) região lateral do sóleo direito c-) região medial do sóleo esquerdo d-) região lateral do sóleo esquerdo, em Watts.

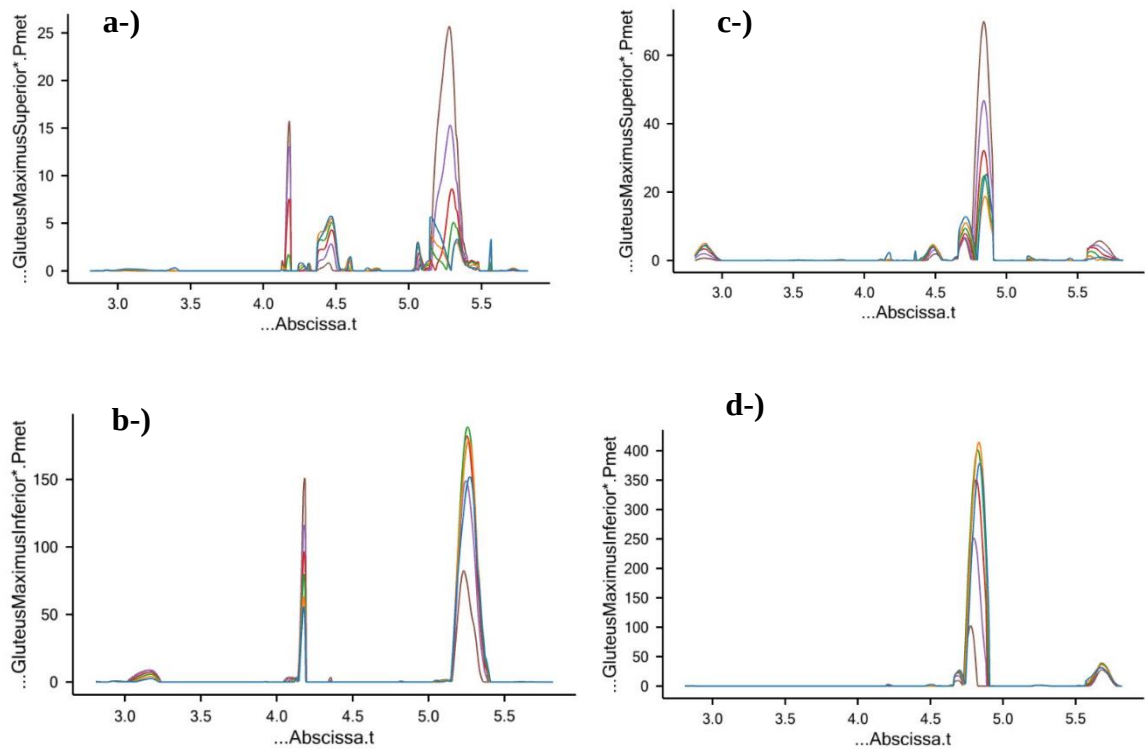


Gráfico A. 7: Evolução do poder metabólico no serviço com base móvel do a-) glúteo máximo superior direito b-) glúteo máximo inferior direito c-) glúteo máximo superior esquerdo d-) glúteo máximo inferior esquerdo, em Watts.

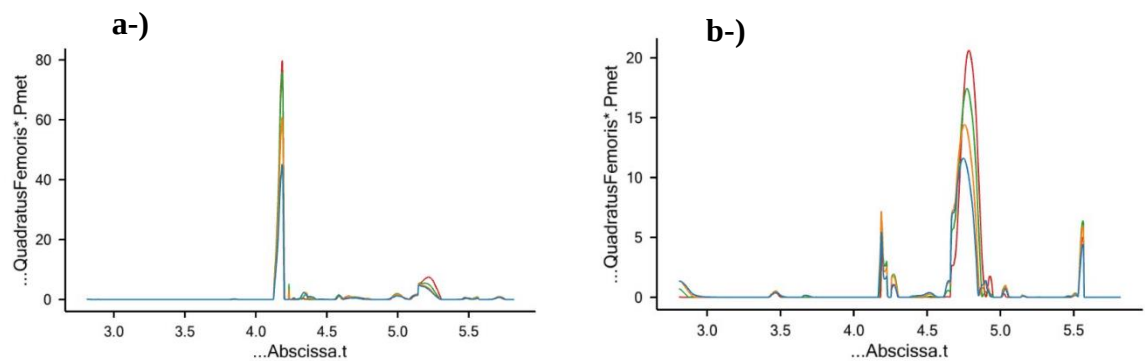


Gráfico A. 8: Evolução do poder metabólico no serviço com base móvel do a-) quadríceps femoral direito b-) quadríceps femoral esquerdo em Watts.

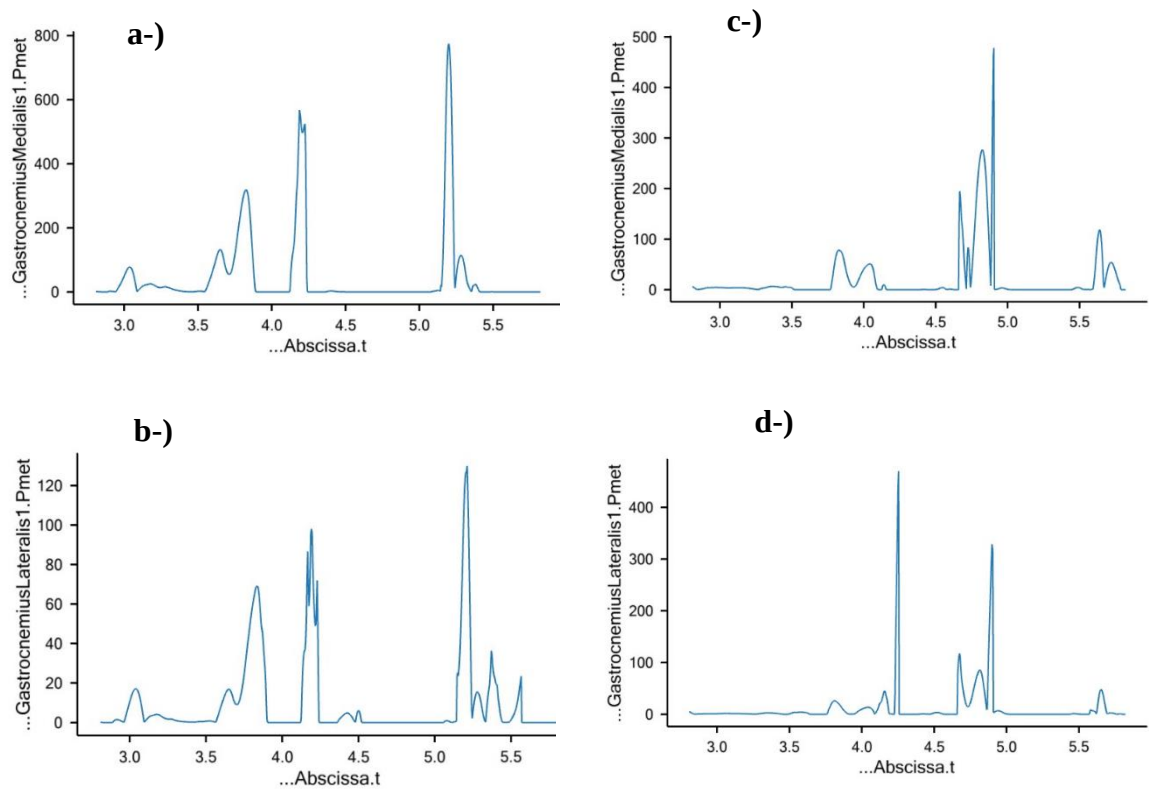


Gráfico A. 9: Evolução do poder metabólico no serviço com base móvel do a-) gastrocnémio medial direito b-) gastrocnémio lateral direito c-) gastrocnémio medial esquerdo d-) gastrocnémio lateral esquerdo, em Watts.

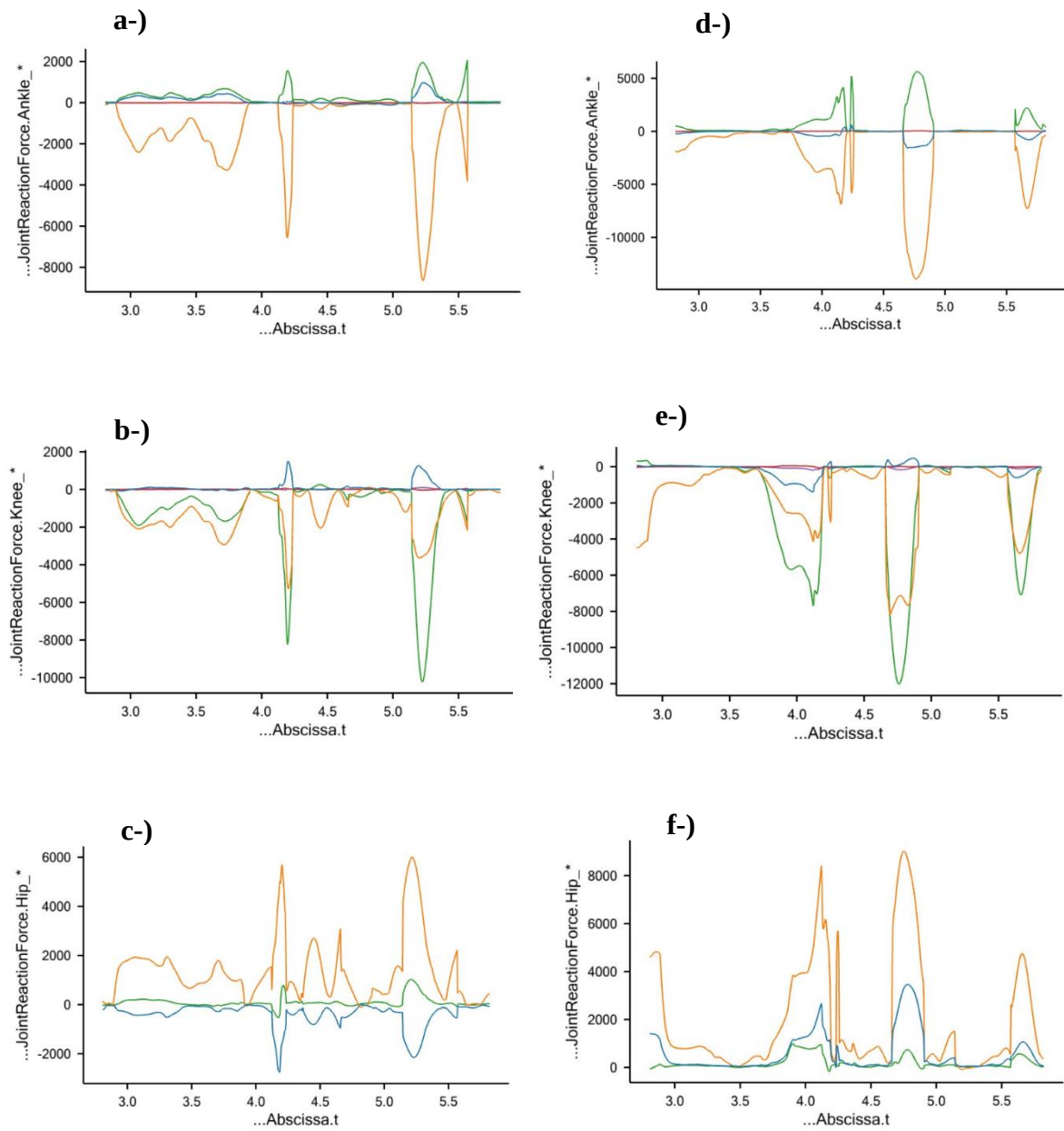


Gráfico A. 10: Evolução da carga articular no serviço com base móvel d@ a-) tornozelo direito b-) joelho direito c-) anca direita d-) tornozelo esquerdo e-) joelho esquerdo f-) anca esquerda, em Newtons.