

# **Caraterização Biofísica de um Atleta de Elite das Provas de Velocidade em Cadeira de Rodas: Análise da Prova de 100 metros**

**VERSÃO FINAL APÓS DEFESA**

**Joana Raquel Fráguas Martins**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
**Ciências do Desporto – Treino Desportivo**  
(2º ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutor Daniel Almeida Marinho  
Coorientador: Prof. Doutor Pedro Miguel Gomes Forte

**dezembro de 2023**

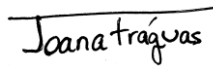


## **Declaração de Integridade**

Eu, Joana Raquel Fráguas Martins, que abaixo assino, estudante com o número de inscrição M11417 do 2º Ciclo em Ciências do Desporto – Treino Desportivo, da Faculdade de Ciências Sociais e Humanas, declaro ter desenvolvido o presente trabalho e elaborado o presente texto em total consonância com o **Código de Integridades da Universidade da Beira Interior**.

Mais concretamente afirmo não ter incorrido em qualquer das variedades de Fraude Académica, e que aqui declaro conhecer, que em particular atendi à exigida referenciação de frases, extratos, imagens e outras formas de trabalho intelectual, e assumindo assim na íntegra as responsabilidades da autoria.

Universidade da Beira Interior, Covilhã, 06/12/2023

Joana Fráguas



# **Dedicatória**

Aos meus pais e avó.

Um obrigado nunca será suficiente.



# Agradecimentos

Agradecer ao meu orientador Prof. Doutor Daniel Marinho e coorientador Prof. Doutor Pedro Forte, por aceitarem guiar-me nesta última fase do Mestrado. Agradecer ao Professor Pedro Forte pela sugestão do tema tão importante, mas ainda tão pouco estudado e também pelos esclarecimentos de todas as dúvidas e a paciência ao longo destes meses de elaboração da dissertação.

Agradecer ao atleta e esposa que tão bem me receberam e explicaram com todo o cuidado e dedicação pormenores da modalidade e da cadeira de rodas desconhecidos por mim. Pela disponibilidade para ser amostra deste estudo. Um obrigado também pela boleia até à estação de autocarros e a visita guiada por Viseu durante o percurso até à estação, onde me mostraram lugares interessantes.

Agradecer aos meus pais, Leandro Martins e Goreti Fráguas, o apoio que me deram, não só nesta fase tão importante da conclusão do Mestrado, mas como ao longo destes 5 anos de aprendizagem no curso de Ciências do Desporto. Mesmo longe foram sempre a minha âncora e o meu porto seguro com quem poderia contar incondicionalmente. Juntamente com a minha avó foram as pessoas que moldaram a pessoa que sou hoje, a eles um eterno obrigado. Agradecer à minha avó Albertina Fráguas pelas boas memórias da minha infância e por estar lá presente quando eu precisava em criança. Uma segunda mãe, que sempre se mostrou preocupada comigo, que cuidou de mim e desejava sempre o meu melhor. Agradecer à minha família que sempre se disponibilizou em ajudar para qualquer situação.

Agradecer às minhas colegas de casa, Joana Azevedo, Joana Rodrigues e Luana Dias por estarem sempre lá a ouvir os meus desabaços e a tornar todos os momentos mais leves, obrigada pelos bons momentos. Um especial agradecimento, principalmente à Joana Azevedo, a minha editora de texto pessoal, mas também a pessoa que me ajudou em todas as situações e tornava todos os momentos mais felizes.

Agradecer à minha professora do 1º ciclo, Mara Silva, a professora que me moldou academicamente e com quem tenho grandes memórias. Obrigada por me inculcar a vontade de aprender e o desejo de ser melhor.

Agradecer, por fim, à Câmara Municipal de Santa Cruz pela atribuição da bolsa nestes 5 anos de Licenciatura e Mestrado. Um apoio fundamental para que este momento se pudesse realizar.



## Resumo

Este estudo tem como objetivo fazer a caracterização biofísica de um atleta de elite em cadeira de rodas, numa prova de velocidade de 100m, com ênfase em fatores biomecânicos. O atleta participante é do sexo masculino, compete na categoria T52 e é detentor do recorde nacional dos 100m. Foram realizados 4 *sprints*, com capacete e rodas abertas, com capacete e rodas fechadas, sem capacete e rodas abertas, bem como sem capacete e rodas fechadas. A análise cinemática foi realizada com o *software* Kinovea e a análise estatística com recurso ao SPSS. Foi registado menor arrasto e menor resistência de rolamento quando foi utilizado capacete (capacete aerodinâmico de estrada) no *sprint* com capacete e rodas abertas (D -  $7,01 \pm 4,21\text{N}$  e RR -  $4,81 \pm 0,04\text{N}$ ). Os dados obtidos indicam que sem capacete e rodas fechadas teve o maior arrasto ( $9,45 \pm 5,43\text{N}$ ), resistência de rolamento ( $4,85 \pm 0,05\text{N}$ ) e potência total ( $365,75 \pm 287,22\text{W}$ ). Os melhores tempos acumulados foram conseguidos nos *sprints* com capacete e rodas fechadas e com capacete e rodas abertas, 22"15 e 22"70, respetivamente. Relativamente aos diferentes tipos de rodas utilizadas, não parece que tenha havido uma influência significativa entre elas, tendo em conta o *sprint* de 100 metros.

## Palavras-chave

Atletismo adaptado;T52;prova velocidade;biomecânica;cinemática.



## **Abstract**

This study aims to perform the biophysical characterization of an elite athlete in a wheelchair, in a 100m speed test, with an emphasis on biomechanical factors. The participating athlete is male, competes in the category T52 and holds the national 100m record. For this, 4 sprints were carried out: with helmet and open wheels, with helmet and closed wheels, without helmet and open wheels, as well as without helmet and closed wheels. Kinematic analysis was performed using Kinovea software and statistical analysis was carried out using SPSS. Lower drag and lower rolling resistance were noted when a helmet (aerodynamic road helmet) was used in the sprint with open-wheels ( $D - 7.01 \pm 4.21\text{N}$  and  $RR - 4.81 \pm 0.04\text{N}$ ). The data obtained indicates that without helmet and closed wheels had the highest drag ( $9.45 \pm 5.43\text{N}$ ), rolling resistance ( $4.85 \pm 0.05\text{N}$ ) and total power ( $365.75 \pm 287.22\text{W}$ ). The best accumulated times were achieved in the sprints with a helmet and closed-wheels and with helmet and open-wheel helmet, 22"15 and 22"70, respectively. Regarding the different types of wheels used, it does not seem that there was a significant influence between them, considering the 100 meter sprint.

## **Keywords**

Adapted athletics;T52;test speed;biomechanics;kinematics.



# Índice

Lista de Figuras .....	xv
Lista de Tabelas .....	xvii
Lista de Acrónimos.....	xix
Introdução .....	1
Participante.....	5
Recolha de Dados.....	5
Análise de Dados.....	7
Procedimentos estatísticos.....	9
Discussão .....	15
Conclusão.....	17
Limitações e Recomendações .....	17
Implicações.....	19
Referências Bibliográficas.....	19



# Lista de Figuras

**Figura 1** – Imagem ilustrativa da posição dos pinos na pista onde o atleta realizou os *sprints*.

**Figura 2** – Representação da velocidade e aceleração ao longos dos 100m realizados pelo atleta com capacete e rodas abertas.

**Figura 3** – Representação da velocidade e aceleração ao longos dos 100m realizados pelo atleta sem capacete e rodas abertas.

**Figura 4** – Representação da velocidade e aceleração ao longos dos 100m realizados pelo atleta sem capacete e rodas fechadas.

**Figura 5** – Representação da velocidade e aceleração ao longos dos 100m realizados pelo atleta com capacete e rodas fechadas.



# Lista de Tabelas

**Tabela 1** - Comparações da Velocidade em *sprint* amostras emparelhadas.

**Tabela 2** - Comparações da Aceleração em *sprint* amostras emparelhadas.

**Tabela 3** - Comparações da Frequência Gestual (SF) em *sprint* amostras emparelhadas.

**Tabela 4** - Comparações da Distância de Ciclo (SL) em *sprint* amostras emparelhadas.

**Tabela 5** - Comparações da Índice de Puxada (SI) em *sprint* amostras emparelhadas.

**Tabela 6** - Comparações do Arrasto (D) em *sprint* amostras emparelhadas.

**Tabela 7** - Comparações da Resistência de Rolamento (RR) em *sprint* amostras emparelhadas.

**Tabela 8** - Comparações da Potência Total ( $P_{tot}$ ) em *sprint* amostras emparelhadas.

**Tabela 9** - Comparações do Custo Energético (C) em *sprint* amostras emparelhadas.



# Lista de Acrónimos

$\Delta t$	Tempo
$\Delta s$	Deslocamento
$\Delta t_i$ e $\Delta t_f$	Tempo inicial e tempo final, respetivamente
$\rho$	densidade
$\mu_R$ e $k_f$	Coefficientes de atrito de rolamento para dependência de velocidade linear e não linear, respetivamente
2D e 3D	2 e 3 dimensões, respetivamente
a	Aceleração
$AC_D$	Área efetiva de arrasto
C 5-6 e 7-8	Vértebras Cervicais
C	Custo Energético
CCRA	Com Capacete Rodas Abertas
CCRF	Com Capacete Rodas Fechadas
CFD	<i>Computer Fluid Dynamics</i>
CR	Coefficiente de Rolamento
d	Distância
D	Arrasto
DP	Desvio Padrão
Hz	<i>Hertz</i>
IC	Intervalo de Confiança
J/m	<i>Joules</i> por metro
km	Quilómetros
km m <sup>3</sup>	Quilómetro por metro cúbico
m <sup>2</sup>	Metro ao quadrado
m/s	Metros por segundo
m/s <sup>2</sup>	Metros por segundo ao quadrado
m <sup>2</sup> /s	Metro ao quadrado por segundo
n	Eficiência Bruta
N	<i>Newton</i>
p	<i>p-value</i>
$P_{tot}$	Potência Total
RR	Resistência de Rolamento
T1-7 e T8	Vértebras Torácicas
T (51 – 54)	Prova de Pista
S4	Vértebra Sacrococcígeo
SCRA	Sem Capacete Rodas Abertas
SCRF	Sem Capacete Rodas Fechadas
SF	Frequência de Puxada
SI	Índice de Puxada
SL	Distância de Ciclo
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
v	Velocidade
$v_i$ e $v_f$	Velocidade inicial e velocidade final, respetivamente
W	<i>Watt</i>



# Capítulo 1

## Introdução

O atletismo para pessoas com deficiência motora foi implementado nos primeiros Jogos Paralímpicos que decorreram em 1948, *Mandeville* (Federação Portuguesa de Atletismo, 2020), sendo as provas de velocidade em cadeiras de rodas as mais populares dos Jogos. Estas são constituídas por distâncias curtas, *sprints* de 100m e de longo curso com 42km (Forte et al., 2015). Desde o seu surgimento, na década de 40, os avanços tecnológicos e a fabricação de cadeira de rodas personalizadas permitiram a melhoria das corridas de cadeira de rodas (Poulet et al. 2022), tornando-as um fenómeno de estudo multifatorial no qual diversas áreas científicas, com destaque para a engenharia desportiva e a biomecânica, fornecem informação aos atletas de modo a que estes consigam melhorar o seu desempenho (Barbosa & Coelho, 2017). Contudo, de acordo com Barbosa e Coelho (2017), comparando com os desportos Olímpicos, o desporto paralímpico é menos estudado, havendo uma maior necessidade de realizar estudos sobre atletismo, nomeadamente, as provas de velocidade em de cadeira de rodas.

Neste tipo de competição, os atletas estão divididos em categorias conforme a sua lesão, de modo que o equilíbrio nas competições seja garantido, sendo que os atletas que participam com cadeira de rodas estão inseridos nas categorias T51 até T54 (Federação Portuguesa de Atletismo, 2020). A T51 integra atletas que possuem uma lesão ao nível das vértebras C5-6, apresentando défice da potência muscular no ombro e tronco e baixa produção de força nos cotovelos para executar a propulsão da cadeira, sendo esta feita através dos músculos flexores e extensores do cotovelo e pulso, respetivamente. Na categoria T52 inserem-se os indivíduos com lesão compreendida entre as vértebras C7-8, que apresentam capacidade de progredir a cadeira de rodas através dos músculos dos ombros, cotovelos e pulsos, não sendo capazes de realizar atividade muscular no tronco e membros inferiores, e com fraca produção de força ao nível das mãos. Os atletas que competem na categoria T53 têm uma lesão entre as vértebras T1-7, apresentam potência muscular nos membros superiores, porém não têm qualquer ação na zona lombar da coluna vertebral, incluindo os músculos dorsais e abdominais. Por fim, na categoria T54 enquadram-se os atletas com lesão na coluna vertebral entre a T8 e a S4, sendo capazes de produzir força muscular nos membros superiores e em todo o tronco, podendo também ter alguma habilidade para produzir força nos membros inferiores (International Paralympic Committee, 2022).

Durante uma corrida, o atleta tenta atingir a velocidade máxima no menor tempo e distância possível, tentando mantê-la ao longo do percurso (Forte et al., 2015; Silveira et al. 2022), sendo que numa prova de 100m em cadeira de rodas, um atleta da categoria T52, tende a concretizar aproximadamente 40 ciclos de puxada completos (Forte et al., 2018<sup>a</sup>). Entende-se por um ciclo

de puxada o momento em que o atleta inicia um determinado evento, ou seja, quando este coloca as mãos na parte superior dos aros da cadeira, empurra as rodas, até ao momento que reposiciona as mãos no ponto inicial (Barbosa & Coelho, 2017). Nesta modalidade, o ciclo de puxada é composto por duas fases – a fase de propulsão (que representa entre 33% a 35% de um ciclo completo) e a fase de recuperação (representa 65% a 67% de um ciclo de puxada) (Forte et al., 2015; Silveira et al., 2022). A fase propulsiva acontece quando as mãos entram em contato com os aros (Ridgway et al., 1988), sendo aplicada força dos membros superiores nos aros, podendo ser dividida em 3 momentos chave: (1) Pegada, quando o atleta toca com as mãos na parte superior dos aros; (2) Puxada, quando as mãos empurram os aros; e (3) Largada, quando as mãos perdem o contacto com os aros (Silveira et al., 2022). A fase de recuperação, que se segue, começa quando o atleta solta as mãos dos aros e termina no momento que volta a tocar neles (Ridgway et al., 1988), sendo caracterizada por uma hiperextensão dos membros superiores para trás (Silveira et al., 2022).

A performance numa corrida de cadeira de rodas é medida pelo tempo final da corrida ou pela velocidade, sendo que no relatório da mesma constam fatores como velocidade, distância da puxada e frequência gestual (Cooper, 1990). Uma maior frequência gestual aliada à velocidade da flexão e extensão do pulso resultará num maior custo energético (Costa et al., 2009) o que poderá originar um aumento do stress cardiorrespiratório, resultando num aumento das concentrações de lactato no sangue e frequência cardíaca (Costa et al., 2009; Forte et al., 2015). Em contrapartida, à medida que o atleta consegue aumentar a velocidade da cadeira de rodas, a duração de cada puxada diminui consideravelmente, devido sobretudo à redução do tempo de impulso (Costa et al., 2009), e do tempo de recuperação, tornando os ciclos gestuais mais rápidos. Assim, para uma maior aceleração e atingir a velocidade máxima o mais rápido possível, os atletas devem aplicar grandes forças em curtos períodos, de modo a conseguir grandes impulsos (Lewis et al., 2018). Os especialistas que estudam esta área, têm em consideração 3 fatores importantes no que diz respeito à performance dos atletas em cadeira de rodas, nomeadamente: o atleta, a cadeira e a interação entre os dois (Bundon et al., 2017). Este sistema (atleta/cadeira de rodas) é mais eficiente quando há menor potência mecânica e/ou custo energético face a uma determinada velocidade ou ritmo (Forte et al., 2018a). Atualmente, a luta pelas medalhas paraolímpicas é determinada em frações de segundo (Perret, 2015). Consequentemente, treinadores e analistas ambicionam reduzir as forças resistivas (i.e. a soma do arrasto e a resistência de rolamento) (Fuss, 2009) o máximo possível, a fim de melhorar o tempo final da corrida. As forças propulsivas resultam da ação de empurrar os aros da cadeira em direção ao solo, o que faz pressão no solo – assim, para uma aceleração positiva, a propulsão terá de superar a resistência (forças resistivas) (Forte et al., 2018a).

A aerodinâmica tem extrema importância em corridas de *sprint*, uma vez que têm um contributo expressivo nas forças resistivas quando o atleta atinge velocidades iguais ou superiores a 5m/s (Forte et al., 2017). Nesta velocidade, a principal força resistiva tende a ser o arrasto, ultrapassando a participação parcial da resistência de rolamento (Barbosa et al., 2016). Assim, até à marca dos 20 metros, num *sprint* de 100m, a principal força a atuar no atleta é a

resistência de rolamento (Forte et al., 2019; Silveira et al., 2022) e nesta fase um atleta na categoria T52 pode atingir velocidades até 5m/s (Silveira et al., 2022). Por outro lado, nos restantes 75 metros, quando a velocidade atingida pelo atleta é superior a 5m/s, a força de arrasto passa a ter um contributo mais expressivo (Forte et al., 2019, Silveira et al., 2019), superior a 50% (Barbosa et al., 2016). Face ao exposto, quando a propulsão é superior às forças resistivas, existe aceleração positiva, e, se as resistivas tiverem maior magnitude, originam aceleração negativa (desaceleração) (Forte, 2015). As forças resistivas, que se fazem presentes na direção oposta ao deslocamento da cadeira, devem ser minimizadas o máximo possível para que desta forma o atleta, originando impulso suficiente, se desloque com mais aceleração e velocidade (Forte et al., 2015; Forte et al., 2018b).

A literatura tem apresentado algumas estratégias eficazes que o atleta pode adotar de modo a otimizar a sua performance (Lewis et al., 2019). Estas estratégias passam por realizar mudanças na posição e postura do atleta, bem como nos materiais utilizados (e.g., capacetes e rodas), e podem reduzir o arrasto entre 10%-30% (Forte et al., 2016; Forte et al., 2018a, Forte et al., 2019). Num ciclista as posições e posturas são responsáveis por mais de 60% da resistência aerodinâmica total (Defraeye et al., 2010), enquanto o restante está associado aos equipamentos utilizados, como as rodas e o capacete (Yi et al., 2022). Existem três tipos principais de rodas, nomeadamente, rodas de disco, rodas de arame e rodas com raios aerodinâmicos (Yi et al., 2022). Em competições de provas de velocidade em cadeiras de rodas os atletas correm em cadeiras especificamente projetadas, com duas rodas grandes e uma roda menor na frente (Kalyanasundaram et al., 2006). Os designs de rodas de arames são os mais comuns, embora também sejam usadas rodas de disco. Ambas as rodas podem ser responsáveis por cerca de 10% do arrasto aerodinâmico combinado atleta-cadeira de rodas, portanto, melhorar o *design* deste componente pode reduzir a resistência da cadeira em 2-3% (Greenwell et al. 1995). As rodas de disco possuem uma camada que cobre a área desde o eixo da roda até à parte exterior da roda, sendo consideradas como as rodas “mais aerodinâmicas” (Moore, 2008). No entanto, as áreas laterais podem deixá-las suscetíveis a uma maior influência da força de arrasto gerada por vento cruzado; também o seu peso pode afetar a aceleração do sistema cadeira-atleta; finalmente, existe cumulativamente um aumento da resistência ao rolamento devido a ser um pneu maior e ter maior área em contacto com o solo (Moore, 2008). Por sua vez, a área lateral reduzida das rodas de arames torna-as menos suscetíveis a ventos cruzados, embora alguns atletas considerem que a força lateral sentida com o uso de uma roda com raios é ofuscada pelo aumento da turbulência e afetando negativamente o perfil aerodinâmico devido à rotação dos raios em comparação com uma roda de disco. (Moore, 2008). Greenwell et al. (1995) investigaram os efeitos da geometria da roda, da velocidade de rotação e do vento cruzado no arrasto, na força lateral e no momento de direção numa série de rodas e descobriram que todas as rodas aerodinamicamente otimizadas (i.e. rodas de disco) proporcionam aproximadamente 25% de redução de arrasto em comparação com rodas de arames.

Relativamente ao tamanho, sabe-se que, a velocidades elevadas, uma roda maior parece gerar uma menor resistência de rolamento (Kauzlarich & Thacker, 1985; Mason et al., 2012). Por outro lado, o aumento da resistência de rolamento é notado em rodas menores, podendo limitar as velocidades médias obtidas durante uma prova de velocidade em cadeira de rodas. As rodas menores tipicamente estão sujeitas a maior deformação, suportando de forma mais localizada o peso do sistema cadeira/atleta (Faupin et al., 2004; Hintzy-Cloutier et al. 2002). Kyle e Burke (1984) descobriram que pneus mais estreitos, com menos raios, com aros aerodinâmicos e com diâmetros de roda menores produziam menos arrasto. Como tal, do ponto de vista do desempenho, as rodas devem ser selecionadas tendo em conta fatores como resistência ao rolamento, o peso e a largura da roda (Malizia & Blocken, 2022), o arrasto aerodinâmico, a inércia e a rigidez (Kyle, 1995). Relativamente aos capacetes, outro fator testado neste estudo, sabe-se que, dependendo do seu formato, podem ser responsáveis por entre 2% a 8% do arrasto aerodinâmico a uma determinada velocidade (Chowdhury & Alam, 2012). Portanto, uma escolha de capacete aerodinamicamente eficaz pode otimizar uma corrida, reduzindo o arrasto e consequentemente otimizando o desempenho do atleta (Defraeye et al., 2010). Um dos fatores que mais contribui para esta redução do arrasto é a área frontal do capacete, sendo diretamente proporcionais – quanto menor a área, menor é o arrasto (Alnaqbi, 2020). Nos estudos de Alam e colaboradores (2014) e Alnaqbi (2020), nos quais foi avaliado o desempenho de atletas com diferentes tipos de capacetes, verificou-se que, dependendo da posição do atleta, os melhores resultados foram obtidos com a utilização de um capacete aerodinâmico de estrada, devido à sua reduzida área frontal.

À medida que o desporto adaptado se tem popularizado, a pesquisa sobre este tópico tem vindo a ganhar atenção (Sasadai et al., 2020). Contudo, à semelhança dos atletas fisicamente aptos, um dos maiores desafios na avaliação de um atleta paraolímpico em ambientes competitivos é monitorizar a sua cinética, dado a impossibilidade de colocar sensores ou dispositivos no atleta, ou encaixá-los na cadeira de rodas, sendo que as regras do desporto são bastante rígidas a este respeito (Barbosa & Coelho, 2017). Além disso, mesmo que fossem permitidos, alguns dispositivos aumentariam o peso da cadeira de rodas, afetando significativamente o desempenho, o que é confirmado por alguns atletas paraolímpicos, que argumentam que o equipamento restringe a sua técnica de corrida (Barbosa & Coelho, 2017). Alternativamente, para analisar um evento de uma modalidade em termos fisiológicos e biomecânicos, é possível recorrer-se a metodologias que contornam este desafio, tais como o *Computer Fluid Dynamics* (CFD), usado por exemplo no estudo de Forte et al. (2017) e o *software Kinovea*, usado por exemplo no estudo de Barbosa e Coelho, 2017. O CFD é uma área da Engenharia assistida por um Computador que faculto conhecimentos sobre geometrias digitais em 2D e 3D, sendo aplicada na avaliação de desportos competitivos como ciclismo, natação e golfe ao permitir calcular variáveis como força de arrasto, coeficiente de arrasto e pressão dos materiais, equipamentos e roupas nestes desportos (Peters, 2009). Considerando que a utilização de dispositivos inerciais é difícil pelos regulamentos ou custo dos materiais e a CFD é uma técnica morosa que não permite a análise em tempo real. As metodologias com a utilização de softwares como o *Kinovea*, um *software* que tem como propósito observar e comparar vídeos, permite

fazer análise cinemática e avaliar a técnica e evolução do treino de determinada modalidade, sendo indicado para professores e treinadores (Valdivia et al., 2013), dado ser económico e de fácil utilização (Nor Adnan et al., 2018). Assim, a utilização destes equipamentos permite a análise de provas e treinos em diferentes contextos e condições. Desta forma, torna-se possível testar a utilização de diferentes equipamentos (como rodas ou capacetes) no rendimento dos atletas.

Sendo assim, este estudo tem como objetivo caracterizar e analisar do ponto de vista biomecânico e energético a utilização de diferentes rodas e capacete uma prova de 100m de um atleta de elite das provas de velocidade em cadeiras de rodas, com recurso a análise de cinemática (videometria). Foi colocado como hipótese de que, a utilização de capacete e os diferentes tipos de rodas podem influenciar significativamente a performance do atleta.

## Metodologia

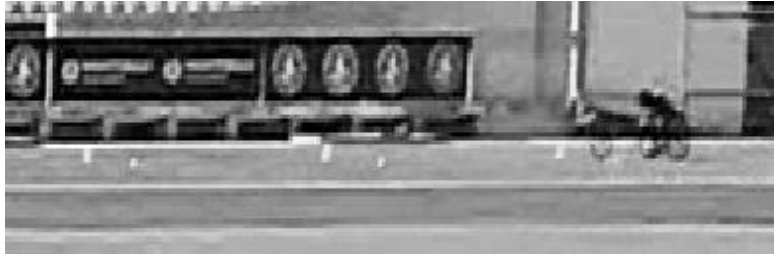
### Participante

O atleta que participou neste estudo é um *sprinter* em cadeira de rodas do sexo masculino, com 48 anos de idade e massa corporal de 42kg. Este compete na categoria T52, na qual estão inseridos os atletas que apresentam capacidade de progredir a cadeira de rodas através dos músculos dos ombros, cotovelos e pulsos, que não têm potência muscular no tronco e pernas, e com fraca produção de força ao nível das mãos. O atleta em questão detém o recorde nacional dos 100m, 200m e 400m, tendo sido finalista em vários campeonatos organizados por todo o mundo, inclusive nas provas de 100m e 400m nos Jogos Paralímpicos de 2016 no Brasil e é Campeão Europeu nos 100m do Campeonato da Europa de Berlim 2018 e medalha de prata nos 400m. O atleta participou de forma voluntária neste estudo, ao longo do qual foram respeitados todos os princípios éticos de acordo com a declaração de Helsínquia.

### Recolha de Dados

A recolha de dados foi realizada em março de 2023 no Estádio Municipal do Fontelo, em Viseu. A pista de atletismo do estádio onde foi realizada a recolha foi renovada em dezembro de 2022. As condições meteorológicas eram de 15º Celsius, humidade de 0% e vento de 11,8 km/h e o céu descoberto de nuvens.

Com recurso a uma fita métrica, foram colocados pinos com um intervalo de 5 metros entre si, ao longo de uma distância total de 100 metros, sendo que os pinos foram colocados paralelamente na largura do corredor em que o atleta realizou os sprints (figura 1).



**Figura 1.**

*Imagem ilustrativa da posição dos pinos na pista onde o atleta realizou os sprints.*

Inicialmente o atleta efetuou 2 voltas à pista, como forma de aquecimento. Posto isto, foram filmados 4 *sprints*: (1) com rodas abertas e sem capacete, (2) com rodas abertas e com capacete, (3) com rodas fechadas e sem capacete e (4) com rodas fechadas e com capacete. Foi pedido ao atleta que desse o seu máximo em cada *sprint*, simulando uma prova de 100m. Houve um período de descanso de 10 a 15 minutos entre os *sprints* 1 e 2 e entre os *sprints* 3 e 4, enquanto entre os *sprints* 2 e 3 o atleta descansou cerca de 30 minutos, dado ter-se procedido à troca de rodas neste intervalo. Todos os *sprints* foram filmados com a câmara *full HD* com 30 *fps* de um telemóvel Samsung A50, colocado na direção dos 50m, a uma distância que capturou o início e fim dos 100m.

## Análise de Dados

Os dados dos quatro vídeos recolhidos foram analisados com recurso ao *software Kinovea* 0.9.5. Com conhecimento prévio da distância entre os pinos, foi retirada a velocidade a cada 5 metros, a qual permitiu determinar o tempo efetuado em cada intervalo entre os pinos. Sendo assim, o tempo ( $\Delta t$ , em segundos) foi calculado através da seguinte equação(1):

$$\Delta t = \Delta s/v \quad (1)$$

Onde  $\Delta s$  é o deslocamento (em metros), neste caso correspondente aos 5 metros entre pinos, e  $v$  é a velocidade registada no mesmo intervalo (em m/s). O tempo acumulado (em segundos) dos 100m foi calculado através da soma dos tempos a cada 5 metros. Assim, os tempos acumulados dos 4 *sprints* foram: (1) sem capacete e rodas abertas – 25”33, (2) com capacete e rodas abertas – 22”70, (3) sem capacete e rodas fechadas – 30”18 e (4) com capacete e rodas fechadas – 22”15.

Também foi determinada a aceleração ( $a$ , em  $m/s^2$ ) a cada 5 metros, pela equação 2:

$$a = (v_f - v_i) / (\Delta t_f - \Delta t_i) \quad (2)$$

Onde  $v_f$  é a velocidade final (em m/s),  $v_i$  é a velocidade inicial (em m/s),  $\Delta t_f$  é o tempo inicial (em segundos) e  $\Delta t_i$  é o tempo final (em segundos). Com estes dados foi possível calcular a cinemática da puxada, que consiste na Frequência Gestual, Distância de Puxada e Índice de Puxada. A Frequência Gestual, (SF, em Hz) foi avaliada pela observação de dois ciclos de puxada completos, e definida como o inverso de P (i.e., a duração média de dois ciclos completos, exceto alguns casos em que o atleta realizou apenas 1 ciclo nos 5 metros) (3):

$$SF = 1/P \quad (3)$$

A distância de puxada (SL, em metros) foi calculada tendo em conta a distância que o atleta percorreu em dois ciclos de puxada completos, ao dividir-se esta distância ( $d$ ) por 2, como representado na equação seguinte (4):

$$SL = d/2 \quad (4)$$

Por fim, foi estimado o Índice de Puxada (SI, em  $m^2/s$ ), que é frequentemente reportado em desportos cíclicos (Barbosa & Coelho, 2017), e que corresponde a uma estimativa da Eficiência de Puxada, tendo sido calculado através da multiplicação entre Velocidade (em m/s) e a Distância de Ciclo (em metros) (equação 5):

$$SI = v*SL \quad (5)$$

A Força de Arrasto ( $D$ , em N) é designada como a resistência do ar, a qual atua no sentido oposto ao movimento realizado pelo sistema atleta-cadeira (Schlichting, 1979). Esta foi calculada através da seguinte equação (6):

$$D = 0,5 \cdot \rho \cdot A C_D \cdot v^2 \quad (6)$$

Onde  $\rho$  é a densidade do ar ( $\rho = 1,225 \text{ kg m}^{-3}$ , em Viseu, aquando da recolha dos dados),  $A C_D$  é a área de arrasto efetiva ( $0,41 \text{ m}^2$ ), que foi reportada e assumida com base em outros estudos (Barbosa e Coelho, 2017; Forte et al., 2019), avaliando a relação entre as dimensões do corpo e a posição do corpo na cadeira de rodas e a aerodinâmica do sistema atleta-cadeira de rodas, não estando dependente da velocidade (Forte et al. 2018b) e  $v$  é a velocidade (em m/s).

A Resistência de Rolamento ( $RR$ , em N), Potência Total ( $P_{\text{tot}}$ , em W, gasto de energia por unidade de tempo) e Custo Energético ( $C$ , em J/m, gasto de energia por unidade de distância) também foram calculados através das equações 7 a 9, respetivamente:

$$RR = \mu R \cdot m \cdot g + k_f \cdot m \cdot g \cdot v^2 \quad (7)$$

$$P_{\text{tot}} = CR \cdot m \cdot g \cdot v + \rho / 2 \cdot A C_D \cdot v^3 / n \quad (8)$$

$$C = CR \cdot m \cdot g + \rho / 2 \cdot A C_D \cdot v^2 / n \quad (9)$$

Em que  $\mu R$  e  $k_f$  são denominados de coeficientes de atrito de rolamento para dependência de velocidade linear e não linear e assumiram valores de 0,01 e  $5 \cdot 10^{-6}$ , respetivamente (Forte et al. 2019). O  $m$  é a massa (peso do sistema cadeira-atleta, em kg),  $g$  é a aceleração gravitacional ( $9,80665 \text{ m/s}^2$ ) e  $v$  é a velocidade (em m/s). Para o  $CR$  (Coeficiente de Rolamento), foi tido em consideração o valor 0,01 reportado em estudos anteriores com este mesmo atleta (Barbosa et al. 2016; Barbosa & Coelho, 2017; Forte et al. 2018a). O  $\rho$  é a densidade de ar ( $\text{kg m}^{-3}$ ), e o  $n$  representa a eficiência bruta, que para atletas de elite em cadeira de rodas é considerado 18% (Barbosa et al. 2016; Candau et al. 1999; Forte et al. 2018a).

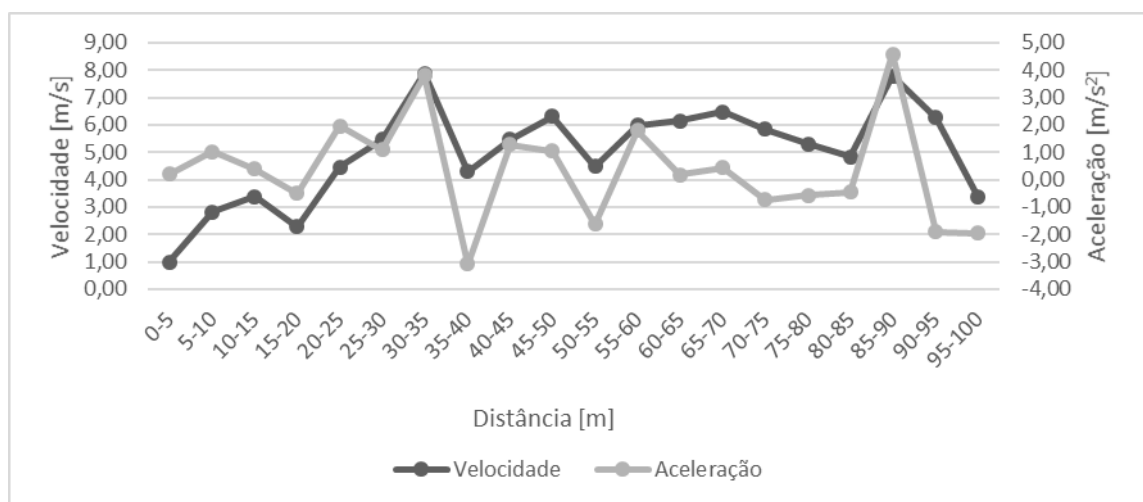
## Procedimentos estatísticos

Os procedimentos foram realizados com o auxílio do *SPSS* para *Windows* versão 29.0.1.0 (*SPSS*, inc. Chicago, IL, EUA). Primeiramente, foram delineadas as estatísticas descritivas (média e desvio padrão) das variáveis em estudo, nomeadamente o uso de capacete juntamente com rodas abertas, o uso de rodas abertas sem capacete, o uso de capacete e rodas fechadas, e o uso de rodas fechadas sem capacete. Em seguida, foi verificada a normalidade da amostra através do teste *Shapiro-Wilk* ( $n \leq 30$ ). A significância da amostra foi calculada através do Teste T para duas amostras emparelhadas. Os tamanhos de efeito foram determinados com base no *Cohen's d*, segundo a classificação estabelecida por Marôco (2021) (modificado de uma proposta de *Cohen*, 1988), como  $\leq 0,2$  – pequeno,  $]0,2; 0,5]$  – moderado,  $]0,5; 1,0]$  – elevado e  $\geq 1,00$  – muito elevado. A análise estatística foi realizada com IC de 95% e considerou-se que houve diferenças significativas quando o *p-value* obtido foi  $p < 0,05$  (inferior a 0,05).

## Resultados

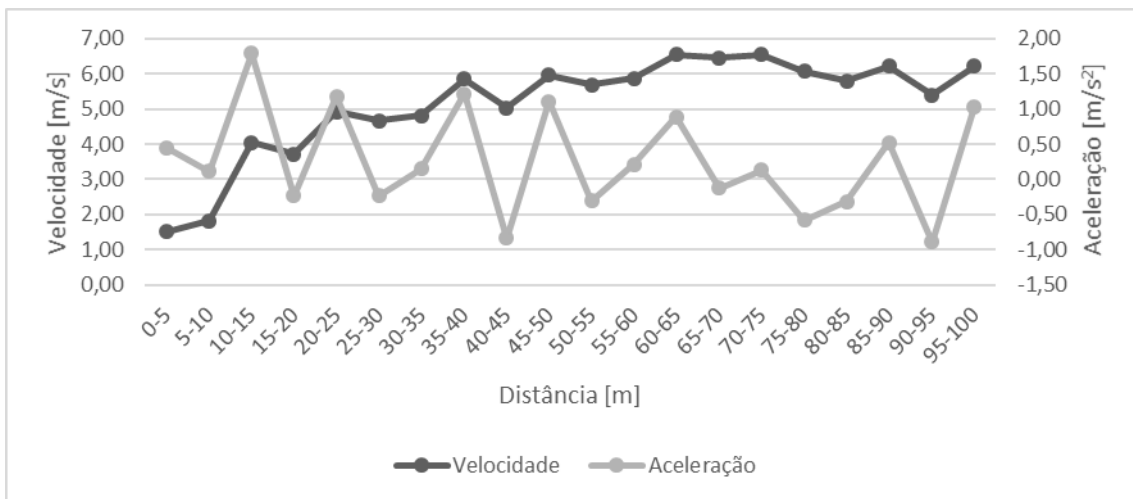
Nesta secção são apresentados os resultados da análise de videometria.

Os atletas da categoria T52 apresentam dificuldades na aceleração inicial, o que pode ser um fator decisivo para o tempo final da sua corrida, uma vez que o impulso inicial é o mais importante para ultrapassar a inércia. O mesmo foi observado nos sprints realizados. Nas figuras 2 até à figura 5 conseguimos observar que em todas a aceleração e velocidade inicial foram reduzidas.

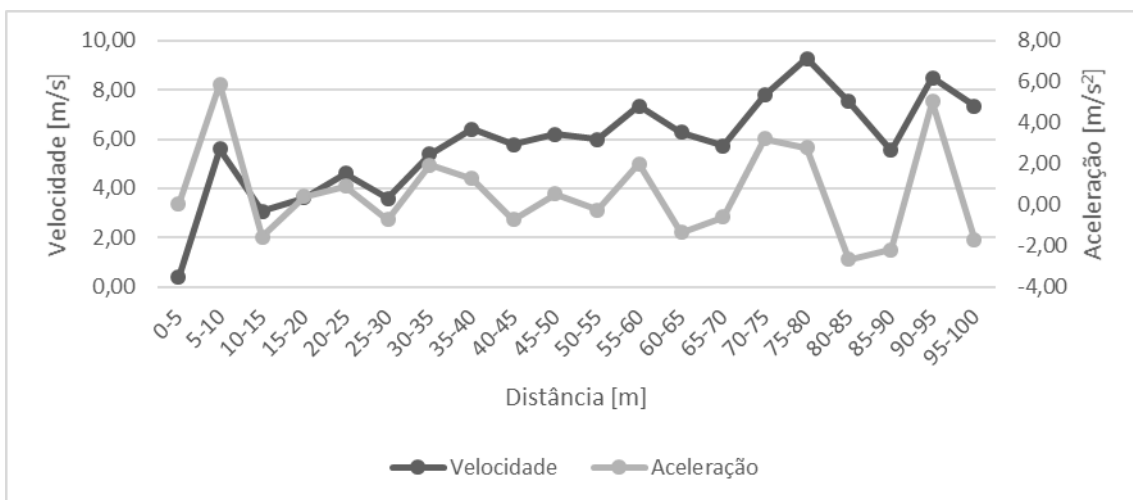


**Figura 2.**

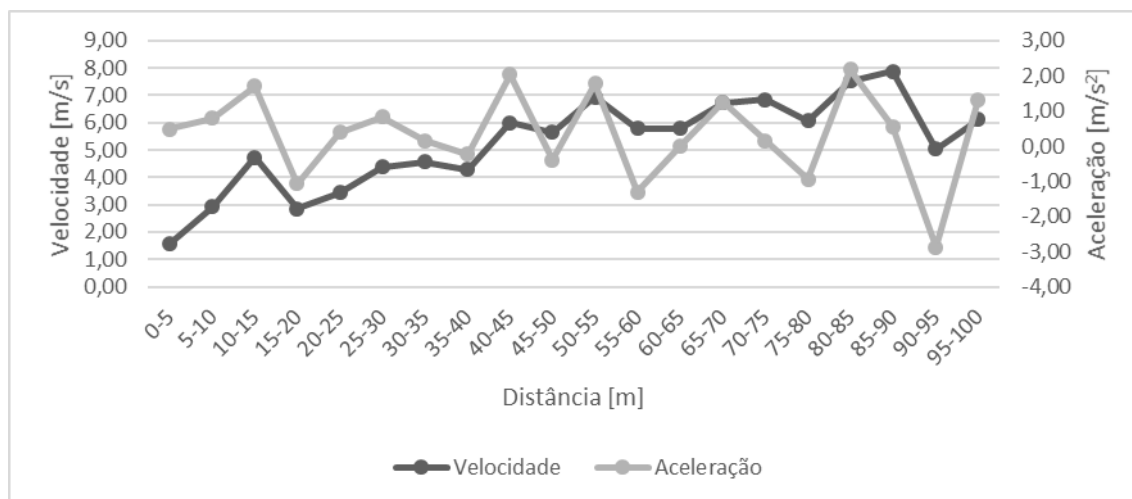
Representação da velocidade e aceleração ao longo dos 100m realizados pelo atleta com capacete e rodas abertas.



**Figura 3.**  
 Representação da velocidade e aceleração ao longos dos 100m realizados pelo atleta sem capacete e rodas abertas.



**Figura 4.**  
 Representação da velocidade e aceleração ao longos dos 100m realizados pelo atleta sem capacete e rodas fechadas.



**Figura 5.**

Representação da velocidade e aceleração ao longos dos 100m realizados pelo atleta com capacete e rodas fechadas.

Foram feitas as comparações entre a utilização e não utilização do capacete e com diferentes tipos de rodas (abertas e fechadas), tendo em consideração as seguintes variáveis: Velocidade, Aceleração, Frequência Gestual, Distância de Ciclo, Índice de Puxada, Arrasto, Resistência de Rolamento, Potência Total e Custo Energético. A tabelas 1 a 9 apresentam os dados descritivos e as comparações entre o uso de capacete e diferentes rodas relativamente a Velocidade (tabela 1), Aceleração (tabela 2), Frequência Gestual (tabela 3), Distância de Ciclo (tabela 4), Índice de Puxada (tabela 5), Arrasto (tabela 6), Resistência de Rolamento (tabela 7), Potência Total (tabela 8) e Custo Energético (tabela 9).

**Tabela 1.**

Comparações da Velocidade em sprint nas diferentes amostras emparelhadas.

Velocidade						
	Média ± DP	Comparações	t	p	d	Cohen's d
CCRA	4,99±1,77	CCRA-SCRA	0,577	0,571	0,129	Pequeno
SCRA	5,16±1,44	SCRF-CCRF	1,530	0,142	0,342	Moderado
SCRF	5,80±2,05	CCRA-CCRF	0,817	0,424	0,183	Pequeno
CCRF	5,25±1,67	SCRA-SCRF	1,981	0,062	0,443	Moderado

**Legenda 1:** CCRA – com capacete rodas abertas; SCRA – sem capacete rodas abertas; SCRF - sem capacete rodas fechadas; CCRF – com capacete rodas fechadas.

Como mostrado na tabela 1 observou-se que a maior velocidade registada é sem capacete e rodas fechadas, onde se obteve um valor médio de 5,80 m/s. Em contrapartida, a velocidade média menor foi com capacete e rodas abertas, com um valor médio de 4,99 m/s. Os dados não demonstraram diferenças significativas, com registo apenas 2 efeitos moderados (SCRF-CCRF; SCRA-SCRF) (t= 0,577; p= 0,571; d= 0,129; t= 1,981; p= 0,062; d= 0,443, respetivamente) e 2 com efeitos pequenos, (SCRF-CCRF; CCRA-CCRF) (t=1,530; p= 0,142; d=0,342; t= 0,817; p =0,424; d= 0,183, respetivamente).

**Tabela 2.***Comparações da Aceleração em sprint nas diferentes amostras emparelhadas.*

Aceleração						
	Média ± DP	Comparações	t	p	d	Cohen's d
CCRA	5,59±3,35	CCRA-SCRA	0,209	0,837	0,047	Pequeno
SCRA	5,71±2,43	SCRFF-CCRF	6,498	0,001	1,453	Muito Elevado
SCRFF	7,53±4,33	CCRA-CCRF	6,155	0,001	1,376	Muito Elevado
CCRF	0,34±1,26	SCRA-SCRFF	2,412	0,026	0,539	Elevado

**Legenda 2:** CCRA – com capacete rodas abertas; SCRA – sem capacete rodas abertas; SCRFF – sem capacete rodas fechadas; CCRF – com capacete rodas fechadas.

Na tabela 2, relativa aos dados da aceleração, observou-se novamente que a média mais alta correspondeu a sem capacete e rodas fechadas, com um valor médio de 7,53±4,33 m/s<sup>2</sup>. A média mais baixa é de 0,34±1,26 m/s<sup>2</sup>, com capacete e rodas fechadas. Os dados sugeriram diferenças significativas em dois pares com efeito muito elevado (SCRFF-CCRF; CCRA-CCRF) (t= 6,498; p= 0,001; d= 1,453); t= 6,155; p= 0,001; d= 1,376, respetivamente) e um com efeito elevado (SCRA-SCRFF) (t= 2,412; p= 0,026; d= 0,539).

**Tabela 3.***Comparações da Frequência Gestual (SF) em sprint nas diferentes amostras emparelhadas.*

Frequência Gestual (SF)						
	Média ± DP	Comparações	t	p	d	Cohen's d
CCRA	1,99±0,31	CCRA-SCRA	1,133	0,271	0,253	Moderado
SCRA	2,09±0,31	SCRFF-CCRF	1,660	0,113	0,371	Moderado
SCRFF	1,96±0,27	CCRA-CCRF	1,037	0,313	0,232	Moderado
CCRF	2,08±0,23	SCRA-SCRFF	1,920	0,070	0,429	Moderado

**Legenda 3:** CCRA – com capacete rodas abertas; SCRA – sem capacete rodas abertas; SCRFF – sem capacete rodas fechadas; CCRF – com capacete rodas fechadas.

Na tabela 3, relativa aos dados da Frequência Gestual, as médias mais altas foram obtidas sem capacete e rodas abertas e também com capacete e rodas fechadas, com valores médios de 2,09±0,31 Hz e 2,08±0,23 Hz, respetivamente. Não houve diferenças significativas e todos os efeitos obtidos foram moderados (CCRA-SCRA - t= 1,133; p= 0,271; d= 0,253), (SCRFF-CCRF – t= 1,660; p= 0,113; d= 0,371), (CCRA-CCRF – t= 1,037; p= 0,313; d= 0,232) e (SCRA-SCRFF – t= 1,920; p= 0,070; d= 0,429).

**Tabela 4.***Comparações da Distância de Ciclo (SL) em sprint nas diferentes amostras emparelhadas.*

Distância de Ciclo (SL)						
	Média ± DP	Comparações	t	p	d	Cohen's d
CCRA	2,29±0,65	CCRA-SCRA	1,215	0,239	0,272	Moderado
SCRA	2,16±0,50	SCRFF-CCRF	0,151	0,881	0,034	Pequeno
SCRFF	2,29±0,68	CCRA-CCRF	0,085	0,933	0,019	Pequeno
CCRF	2,28±0,67	SCRA-SCRFF	1,599	0,126	0,357	Moderado

**Legenda 4:** CCRA – com capacete rodas abertas; SCRA – sem capacete rodas abertas; SCRFF – sem capacete rodas fechadas; CCRF – com capacete rodas fechadas.

Comparando a Distância de Ciclo, como exposto na tabela 4, verificou-se uma média muito semelhante em três amostras em estudo – com capacete e rodas abertas correspondeu a 2,29±0,65 metros, sem capacete e rodas fechadas correspondeu a 2,29±0,68 metros e com

capacete e rodas fechadas correspondeu a  $2,28 \pm 0,67$  metros. Não foram observadas diferenças significativas e os efeitos obtidos foram moderados (CCRA-SCRA; SCRA-SCRFF) ( $t= 1,215$ ;  $p= 0,239$ ;  $d= 0,272$ ;  $t=1,599$ ;  $p= 0,126$ ;  $d= 0,357$ , respetivamente) e pequenos (SCRFF-CCRF; CCRA-CCRF) ( $t= 0,151$ ;  $p= 0,881$ ;  $d= 0,034$ ;  $t= 0,085$ ;  $p= 0,933$ ;  $p= 0,019$ , respetivamente).

**Tabela 5.**

*Comparações da Índice de Puxada (SI) em sprint nas diferentes amostras emparelhadas.*

Índice de Puxada (SI)						
	Média ± DP	Comparações	t	p	d	Cohen's d
CCRA	12,06±6,01	CCRA-SCRA	0,381	0,708	0,085	Pequeno
SCRA	11,70±4,55	SCRFF-CCRF	1,565	0,134	0,350	Moderado
SCRFF	14,26±1,54	CCRA-CCRF	0,596	0,558	0,133	Pequeno
CCRF	12,79±6,34	SCRA-SCRFF	2,486	0,022	0,556	Elevado

**Legenda 5:** CCRA – com capacete rodas abertas; SCRA – sem capacete rodas abertas; SCRFF – sem capacete rodas fechadas; CCRF – com capacete rodas fechadas.

A tabela 5 apresenta os dados referentes ao Índice de Puxada, os dados indicaram que a média superior foi de novo na variável sem capacete e rodas fechadas com valor moderado de  $14,26 \pm 1,54$  m<sup>2</sup>/s e média mais baixa sem capacete e rodas abertas  $11,70 \pm 4,55$  m<sup>2</sup>/s. Os resultados do par sem capacete e rodas abertas - sem capacete e rodas fechadas apresentaram diferenças significativas e um efeito elevado ( $t= 2,486$ ;  $p= 0,022$ ;  $d= 0,556$ ). Relativamente ao par sem capacete rodas fechadas - com capacete e rodas fechadas, apesar de não se ter observado diferenças significativas, têm um efeito moderado ( $t= 1,565$ ,  $p= 0,134$ ;  $d= 0,350$ ).

**Tabela 6.**

*Comparações do Arrasto (D) em sprint nas diferentes amostras emparelhadas.*

Arrasto (D)						
	Média ± DP	Comparações	t	p	d	Cohen's d
CCRA	7,01±4,21	CCRA-SCRA	0,210	0,836	0,047	Pequeno
SCRA	7,17±3,05	SCRFF-CCRF	1,695	0,106	0,379	Moderado
SCRFF	9,45±5,43	CCRA-CCRF	0,642	0,528	0,144	Pequeno
CCRF	7,59±4,14	SCRA-SCRFF	2,413	0,026	0,540	Elevado

**Legenda 6:** CCRA – com capacete rodas abertas; SCRA – sem capacete rodas abertas; SCRFF – sem capacete rodas fechadas; CCRF – com capacete rodas fechadas.

O valor médio mais alto obtido em relação ao Arrasto foi também em sem capacete e rodas fechadas ( $9,45 \pm 5,43$  N), como retratado na tabela 6. Os resultados do par sem capacete e rodas abertas - sem capacete e rodas fechadas apresentaram diferenças significativas e um efeito elevado ( $t= 2,413$ ;  $p= 0,026$ ;  $d= 0,540$ ). O par sem capacete e rodas fechadas - com capacete rodas fechadas, apesar de não possuírem diferenças significativas tiveram um efeito moderado ( $t= 1,695$ ,  $p= 0,106$ ;  $d= 0,379$ ).

**Tabela 7.***Comparações da Resistência de Rolamento (RR) em sprint nas diferentes amostras emparelhadas.*

<b>Resistência de Rolamento (RR)</b>						
	<b>Média ± DP</b>	<b>Comparações</b>	<b>t</b>	<b>p</b>	<b>d</b>	<b>Cohen's d</b>
<b>CCRA</b>	4,81±0,04	<b>CCRA-SCRA</b>	0,193	0,849	0,043	Pequeno
<b>SCRA</b>	4,81±0,03	<b>SCRFF-CCRF</b>	1,711	0,103	0,382	Moderado
<b>SCRFF</b>	4,83±0,05	<b>CCRA-CCRF</b>	0,629	0,537	0,141	Pequeno
<b>CCRF</b>	4,81±0,04	<b>SCRA-SCRFF</b>	2,511	0,021	0,562	Elevado

**Legenda 7:** CCRA – com capacete rodas abertas; SCRA – sem capacete rodas abertas; SCRFF – sem capacete rodas fechadas; CCRF – com capacete rodas fechadas.

Comparando os valores obtidos da Resistência de Rolamento, como exposto na tabela 7, observou-se uma média muito semelhante em todas as componentes em estudo, com capacete e rodas abertas 4,81±0,04 N, sem capacete e rodas fechadas 4,81±0,03 N, com capacete e rodas fechadas 4,81±0,04 N a média mais alta sem capacete e rodas fechadas 4,83±0,05 N. Apenas foi percebido diferenças significativas e efeito elevado no par sem capacete e rodas abertas - sem capacete e rodas fechadas (t= 2,511; p= 0,021; d= 0,562). O par sem capacete e rodas fechadas - com capacete e rodas fechadas apresentou um efeito moderado (t= 1,711; p= 0,103; d= 0,382). Os outros dois pares (CCRA-SCRA; CCRA-CCRF) um efeito pequeno (t= 0,193; p= 0,849; d= 0,043; t=0,629; p= 0,537; d= 0,141, respetivamente).

**Tabela 8.***Comparações da Potência Total (P<sub>tot</sub>) em sprint nas diferentes amostras emparelhadas.*

<b>Potência Total (P<sub>tot</sub>)</b>						
	<b>Média ± DP</b>	<b>Comparações</b>	<b>t</b>	<b>p</b>	<b>d</b>	<b>Cohen's d</b>
<b>CCRA</b>	237,39±191,35	<b>CCRA-SCRA</b>	0,110	0,914	0,025	Pequeno
<b>SCRA</b>	233,08±121,08	<b>SCRFF-CCRF</b>	5,127	0,001	1,146	Muito Elevado
<b>SCRFF</b>	365,75±287,22	<b>CCRA-CCRF</b>	4,682	0,001	1,047	Muito Elevado
<b>CCRF</b>	46,93±23,02	<b>SCRA-SCRFF</b>	2,449	0,024	0,548	Elevado

**Legenda 8:** CCRA – com capacete rodas abertas; SCRA – sem capacete rodas abertas; SCRFF – sem capacete rodas fechadas; CCRF – com capacete rodas fechadas.

Na tabela 8, da Potência Total, verificou-se que o maior valor médio é sem capacete e rodas abertas 365,75±287,22 W. Por outro lado, e com uma grande diferença de valores, com capacete e rodas fechadas tem o valor moderado menor 46,93±23,02 W. O par sem capacete e rodas fechadas - com capacete e rodas fechadas, e o par com capacete e rodas abertas - com capacete e rodas fechadas apresentaram diferenças significativas e efeito muito elevado (t= 5,127; p= 0,001; d= 1,146) e (t= 4,682; p= 0,001; d= 1,047), respetivamente. O par sem capacete e rodas abertas - sem capacete e rodas fechadas também teve diferenças significativas, e considerou-se um efeito elevado (t= 2,449; p= 0,024; d= 0,548).

**Tabela 9.***Comparações do Custo Energético (C) em sprint nas diferentes amostras emparelhadas.*

<b>Custo Energético (C)</b>						
	<b>Média ± DP</b>	<b>Comparações</b>	<b>t</b>	<b>p</b>	<b>d</b>	<b>Cohen's d</b>
<b>CCRA</b>	11,75±4,21	<b>CCRA-SCRA</b>	9,789	0,001	2,189	Muito Elevado
<b>SCRA</b>	44,59±16,97	<b>SCRFF-CCRF</b>	1,694	0,107	0,379	Moderado
<b>SCRFF</b>	14,19±5,43	<b>CCRA-CCRF</b>	0,644	0,527	0,144	Elevado
<b>CCRF</b>	12,33±4,14	<b>SCRA-SCRFF</b>	9,594	0,001	2,145	Muito Elevado

**Legenda 9:** CCRA – com capacete rodas abertas; SCRA – sem capacete rodas abertas; SCRFF – sem capacete rodas fechadas; CCRF – com capacete rodas fechadas.

Relativamente ao Custo Energético, na tabela 9, os dados sugeriram que sem capacete e rodas abertas teve uma média de  $44,59 \pm 16,97 \text{ J/m}$ , onde se destacou significativamente em relação às outras amostras. O par com capacete e rodas abertas - sem capacete e rodas abertas, e o par sem capacete e rodas abertas - sem capacete e rodas fechadas apresentaram diferenças significativas com efeito muito elevado ( $t= 9,789$ ;  $p= 0,001$ ;  $d= 2,189$ ), ( $t= 9,594$ ;  $p= 0,001$ ;  $d= 2,145$ ), respetivamente. O par com capacete e rodas abertas - com capacete e rodas fechadas não teve diferenças significativas, porém apresentou efeito elevado ( $t= 0,644$ ;  $p= 0,527$ ;  $d= 0,144$ ). Por fim, o par sem capacete e rodas fechadas - com capacete e rodas fechadas, também não apresentou diferenças significativas, mas teve um efeito moderado ( $t= 1,694$ ;  $p= 0,107$ ;  $d= 0,379$ ).

## Discussão

Este estudo foi realizado com o propósito de caracterizar do ponto vista biomecânico uma prova de velocidade de 100m de um atleta de elite em cadeira de rodas. Foi colocado como hipótese de que a utilização do capacete e de diferentes rodas influência significativamente a performance de um atleta das provas de velocidade em cadeiras de rodas. É possível fazer algumas comparações entre os resultados obtidos neste estudo e o estudo de Barbosa e Coelho (2017), apesar das diferenças no que diz respeito à recolha de dados, sendo que no presente estudo o registo dos valores foi efetuado a cada 5m até se completar a distância de 100m, e por *splits times* a cada 20m no outro estudo mencionado. Como foram realizados com o mesmo atleta, mas em diferentes idades e diferentes pontos de rendimento, nota-se que os dados obtidos no estudo de Barbosa & Coelho (2017) foram superiores. Porém talvez a comparação mais justa seja com capacete e rodas abertas, visto terem sido os materiais utilizados pelo atleta na final dos Jogos Paralímpicos. Em relação à velocidade máxima ( $6,97 \text{ m/s}$ ) obtida no estudo de Barbosa e Coelho (2017) percebemos que é significativamente superior à média obtida num dos *sprints* realizados no presente estudo ( $\text{CCRA} - 4,99 \pm 1,77 \text{ m/s}$ ). Relativamente à SF e SL, comparando todos os *splits* com a média obtida conseguimos perceber que os da final dos 100m nos Jogos Paralímpicos foram de novo superiores. Barbosa e Coelho (2017), registaram a SF mais baixa,  $2,13\text{Hz}$ , e a mais elevada,  $2,30\text{Hz}$ , enquanto a registada no sprint CCRA foi  $1,99 \pm 0,31\text{Hz}$ . Quanto à SL, a menor registada por Coelho e Barbosa (2017) foi  $1,56\text{m}$ , e a maior  $3,03\text{m}$ , enquanto neste estudo o atleta atingiu  $2,29\text{m}$ . Estes dados talvez possam ser explicados pelo facto de o atleta se encontrar no seu pico de rendimento durante a final, e na recolha dos dados desta dissertação estar no início da época, e ainda a convalescer de uma gripe. Também podemos atribuir os resultados inferiores ao facto de o atleta ter atualmente 48 anos, sendo que, de acordo com o estudo de Schipman e colaboradores (2019), o desempenho máximo vai aumentando gradualmente com o avançar da idade até atingir o seu pico por volta dos 25-30 anos, e diminuindo exponencialmente após esta fase, devido ao processo de envelhecimento.

González-Haro e colaboradores (2007), realizaram estudos em laboratório, na modalidade do ciclismo, a velocidades de  $14,53\text{m/s}$  e obtiveram valores de  $335\text{W}$ . O mesmo foi feito por Vogt e

colaboradores (2006), onde avaliaram a potência de 6 ciclistas a uma velocidade mais reduzida, de 11,41m/s, e apresentaram valores entre 190W a 392W. Estes estudos foram realizados com velocidades muito superiores às registadas pelo atleta participante desta dissertação, sendo que este não atingiu em nenhum *sprint* velocidades superiores a 10m/s. Porém, exceto no *sprint* CCRF, no qual a potência registada foi de 46,93±23,02W, a potência encontra-se dentro dos valores dos estudos supramencionados (entre 237,39W e 365,75W). Esta semelhança dos dados da potência, tendo em conta velocidades mais baixas, deve-se ao facto de um atleta em cadeira de rodas apresentar maior área frontal do que um ciclista, o que causa maior arrasto e maior potência. No estudo de Forte e colaboradores (2018b), foram registados valores entre 0,72N e 8,45N para o arrasto, e entre os 2,0m/s e 6,5m/s para velocidades. Estes dados parecem estar de acordo com os dados obtidos nesta dissertação (CCRA – 7,01±4,21N, SCRA – 7,17±3,05N; CCRF – 7,59±4,14N), a única exceção sendo SCRF (9,45±5,43N). Isto pode ser explicado tendo em consideração o estudo de Barbosa e Coelho (2017), no qual os autores referem que quanto maior a velocidade, maior a contribuição do arrasto. O mesmo foi observado neste estudo, dado que as elevadas médias da velocidade resultaram numa média alta em relação ao arrasto, na mesma amostra (SCRF).

Assim, um sistema cadeira/atleta mais eficaz é o que se pretende, sendo que tal pode ser alcançado quando há menor potência total e/ou custo energético, como referido por Forte e colaboradores (2018a). Os mesmos autores também concluíram que quanto maior for a velocidade, maior será a potência total e o custo energético (uma vez que as equações dependem da velocidade – equações 8 e 9). Isto é verificado em CCRF e CCRA, sendo que ambas obtiveram médias baixas relativamente ao custo energético (CCRF - 12,33±4,14 J/m; CCRA - 11,75±4,21 J/m) e potência total (CCRF - 46,93±23,02 W; CCRA - 237,39±191,35 W), bem como o melhor tempo acumulado nos 100m (CCRF – 22”15 e CCRA – 22”70), o que pode explicar os resultados obtidos nestes 2 *sprints*. Por outro lado, o pior tempo acumulado foi registado em SCRF (30”18), o que também pode ser explicado por ter sido obtida uma média bastante elevada na potência total (365,75±287,22 W). Segundo Costa e colaboradores (2009), quanto maior for a frequência gestual, maior será o custo energético, o que é observado em SCRA, sendo que o valor médio obtido para o custo energético foi de 44,59±16,97 J/m e a frequência gestual, apesar de ligeiramente superior às restantes amostras, foi de 2,09±0,31 Hz. Contudo, não há discrepâncias significativas entre as médias obtidas na frequência gestual (CCRA - 1,99±0,31; SCRA - 2,09±0,31; SCRF - 1,96±0,27; CCRF- 2,08±0,23), o que segundo Chow e Chae (2007) pode sugerir que os atletas de elite em cadeira de rodas preferem manter um ritmo constante de puxada quando se encontram num estado de esforço máximo. Quando se observa mais ao pormenor os dados referentes à cinemática da puxada, estes parecem indicar que quando há uma estabilização da frequência gestual, a distância de ciclo parece seguir o mesmo padrão de estabilização.

Segundo Alam e colaboradores (2014) e Alnaqbi (2020), os capacetes aerodinâmicos de estrada obtiveram melhores resultados ao nível do arrasto em comparação com os capacetes padrão,

estando de acordo com os resultados obtidos neste estudo (CCRA -  $7,01 \pm 4,21N$ ; CCRF -  $7,59 \pm 4,14N$ ). Em SCRF, relativamente à resistência de rolamento, foi obtido um valor médio ligeiramente superior às outras amostras ( $4,83 \pm 0,05N$ ), o que não segue o que foi reportado por Moore (2008), isto é, que as rodas fechadas reduzem o arrasto até 25%. Contudo, a média obtida em CCRF ( $4,81 \pm 0,04N$ ) foi igual às amostras em que foram usadas rodas abertas (CCRA -  $4,81 \pm 0,04N$ ; SCRA -  $4,81 \pm 0,03N$ ). Estes resultados podem ter sido influenciados pelo facto de Moore (2008) ter feito o seu estudo com base no CFD, bem como este considera os dados com o atleta usando capacete e com velocidades muito superiores ( $50\text{km/h}$ ) às obtidas neste estudo. Nesta dissertação, há pontos que podem ser explicados por especulação, mas que futuras pesquisas mais abrangentes possam enriquecer mais esta área. O primeiro ponto é que não se obteve resultados claros com relação às rodas. Ambas, rodas abertas e fechadas, apresentaram médias similares em variáveis importantes para o atleta obter um bom tempo final, por exemplo, CCRA foi registado um menor arrasto e custo energético que é o que se pretende obter, bem como no *sprint* CCRF foi obtido uma menor potência total. Pode-se supor que a prova de 100m seja muito curta para se perceber a importância das rodas. O segundo ponto é referente ao facto de no *sprint* CCRF haver acelerações negativas (como observado na figura 5), porém foi o *sprint* com melhor tempo acumulado. Podemos especular que as médias não representam o decorrer da prova, podendo o atleta ter alcançado a velocidade máxima mais rápido em comparação com os outros *sprints*. Podemos argumentar que com isto, ele foi menos eficiente, contudo foi eficaz no objetivo da corrida.

## Conclusão

Os resultados desta dissertação parecem sugerir que, para o atleta em estudo, usar capacete é a melhor opção para reduzir o arrasto, uma vez que os melhores tempos acumulados, bem como o menor arrasto foram registados em *sprints* com o uso de capacete (com capacete e rodas abertas e com capacete e rodas fechadas). Em comparação, sem capacete e rodas fechadas teve o pior tempo acumulado, tendo sido o *sprint* onde houve maior arrasto e maior resistência de rolamento, evidenciando mais uma vez a influência do capacete e tipo de rodas.

Por outro lado, não parece que as diferentes rodas, abertas e fechadas, tenham tido diferenças ou um impacto direto, considerando o *sprint* de 100 metros.

## Limitações e Recomendações

Esta dissertação não é isenta de limitações. Apesar da sua crescente popularidade, ainda há poucos estudos sobre desporto adaptado, principalmente sobre atletismo em cadeira de rodas, pelo que foi necessário recorrer a artigos relativos a outras modalidades, nomeadamente ciclismo, para obter informação sobre alguns assuntos pertinentes para o estudo.

Outra limitação do estudo foi o facto ter contado com apenas um atleta. A amostra reduzida parece ser responsável por alguns dados obtidos na parte estatística, particularmente o efeito elevado, embora não se tenham observado diferenças significativas. Isto pode indicar que em pesquisas futuras talvez fosse vantajoso aumentar o tamanho da amostra.

Por fim, para além de uma maior amostra e conseqüentemente atletas de diferentes categorias, uma vez que o sujeito apenas é representativo da sua categoria, estudos futuros poderiam também incluir diferentes distâncias, e até outros aspetos, como a caracterização de um atleta a nível fisiológico associada a fatores biomecânicos, de modo a enriquecer o conhecimento acerca desta modalidade.

Numa crítica ao desenho metodológico e dos resultados obtidos, esta análise centrou-se apenas nas métricas referentes ao total da prova (100m). Poderiam ainda ser analisadas as diferentes variáveis por intervalos de distância podendo perceber as variações ao longo da prova de 100m. De igual forma, não foi analisada a técnica de puxada o que pode ter levado a um condicionamento da interpretação dos dados. Finalmente, não foram considerados fatores como orientação do vento o que poderia condicionar o desempenho do atleta. Não foram tidos em conta outros fatores como nutrição, descanso e hábitos do atleta. Mais ainda, as avaliações foram realizadas no início da época e, portanto, no período preparatório, não refletindo a melhor performance do atleta os resultados devem ser interpretados com maior cuidado.

# Implicações

Os dados obtidos neste estudo podem servir de referência, no que ao aconselhamento, avaliação e controlo do treino diz respeito e para futuras pesquisas nesta área de interesse do desporto adaptado. Também pode ajudar treinadores, atletas e analistas a perceber as implicações do uso do capacete nas provas de velocidade (100m) e assim facilitar a escolha da opção que melhor se adequa. Finalmente, a metodologia adotada e descrita pode ser útil e utilizada noutras modalidades cíclicas do desporto adaptado.

## Referências Bibliográficas

Alam, F., Chowdhury, H., Wei, H. Z., Mustary, I., & Zimmer, G. (2014). Aerodynamics of Ribbed Bicycle Racing Helmets. *Procedia Engineering*, 72, 691–696. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2014.06.117>

Alnaqbi, A. (2020). *Aerodynamics of Bicycles*. [Dissertação de Mestrado não publicada]. Khalifa University of Science and Technology.

Barbosa, T.M., Forte, P., Estrela, J.E. & Coelho, E. (2016). Analysis of the aerodynamics by experimental testing of an elite wheelchair sprinter. *Procedia Engineering*, 147, 2–6. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2016.06.180>

Barbosa, T. M. & Coelho, E. (2017). Monitoring the biomechanics of a wheelchair sprinter racing the 100m final at the 2016 Paralympic Games. *European Journal of Physics*, 38(4). <https://doi:10.1088/1361-6404/aa6905>

Bundon, A., Mason, B. S. & Goosey-Tolfrey, L. (2017). Expert Users' Perceptions of Racing Wheelchair Design and Setup: The Knowns, Unknowns, and Next Steps. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 34(2), 141-161. <https://doi.org/10.1123/apaq.2016-0073>

Candau, R. B., Grappe, F. R., Ménard, M.A., Barbier, B. R., Millet, G. Y., Hoffman, M. D., Belli, A. R. & Rouillon, J. D. (1999). Simplified deceleration method for assessment of resistive forces in cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(10), 1441–1447. <https://doi.org/10.1097//00005768-199910000-0013>

Chow, J. W. & Chae W. (2007). Kinematic analysis of the 100-m wheelchair race. *Journal of Biomechanics*, 40(11), 2564-2568. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.12.003>

Chowdhury, H., & Alam, F. (2012). Bicycle aerodynamics – an experimental evaluation methodology. *Sports Engineering*, 15(2), 73–80. <http://dx.doi.org/10.1007/s12283-012-0090-y>

Cooper, R. A. (1990). Wheelchair racing sports science: A review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 27(3), 295-312. <https://doi.org/10.1682/jrrf.1990.07.0297>

Costa, G. B., Rubio, M. P., Belloch, S. L. & Soriano, P. P. (2009). Case Study: Effect of Handrim Diameter on Performance in a Paralympic Wheelchair Athlete, *Adapted Physical Activity Quarterly*, 26(4), 352-363. <https://doi.org/10.1123/apaq.26.4.352>

Defraeye, T., Blocken, B., Koninckx, E. Hespel, P. & Carmeliet, J. (2010). Aerodynamic study of different cyclist positions: CFD analysis and full-scale wind-tunnel tests. *Journal of Biomechanics*, 43(7), 1262-8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.025>

Faupin, A., Campillo, P., Weissland, T., Gorce, P. & Thevenon, A. (2004). The effects of rear wheel camber on the mechanical parameters during the wheelchair sprinting of handibasketball athletes. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(3), 421-8. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2003.04.0050>

Federação Portuguesa de Atletismo. (2020). Sistema de Classificação Desportiva. <https://fpdd.org/modalidades-atletismo/>

Forte, P., Barbosa, T. M. & Marinho, D. A. (2015). Technologic Appliance and Performance Concerns in Wheelchair Racing - Helping Paralympic Athletes to Excel. *Intech 5*. <http://dx.doi.org/10.5772/61806>

Forte, P., Marinho, D. A., Morouço, P., Pascoal-Faria, P. & Barbosa, T. M. (2017). Comparison by computer fluid dynamics of the drag force acting upon two helmets for wheelchair racers. *American Institute of Physics*, 1863(1). <https://doi.org/10.1063/1.4992669>

Forte, P., Marinho, D. A., Morais, J. E., Morouço, P. G. & Barbosa, T. M. (2018a). Estimation of mechanical power and energy cost in the wheelchair racing by analytical procedures and numerical simulations. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 21(10), 585-592. <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1502277>

Forte, P., Marinho, D. A., Morais, J. E., Morouço, P. G. & Barbosa, T. M. (2018b). The variations on the aerodynamics of a world-ranked wheelchair sprinter in the key-moments of the stroke cycle: A numerical simulation analysis. *PLoS ONE*, 13(2). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0193658>

- Forte, P., Marinho, D. A., Morais, J. E., Morouço, P., Coelho, E. & Barbosa, T. M. (2019). Analysis of the resistive forces acting on a world ranked wheelchair sprinter at different speeds. *Motricidade*, 15(1), 78-79. <http://dx.doi.org/10.6063/motricidade.16967>
- Fuss, F. K. (2009). Influence of mass on the speed of wheelchair racing. *Sports Engineering*, 12(1), 41-53. <https://doi.org/10.1007/s12283-009-0027-2>
- González-Haro, C., Ballarini, P. A. G., Soria, M., Drobnic, F. & Escanero, J. F. (2007). Comparison of nine theoretical models for estimating the mechanical power output in cycling. *British Journal of Sports Medicine*, 41(8), 506-509. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.034934>
- Greenwell, D., Wood, N., Bridge, E. K. L. & Addy, R. J. (1995). Aerodynamic characteristics of low-drag bicycle wheels. *The Aeronautical Journal*, 99, 109-120. <https://doi.org/10.1017/S0001924000028281>
- Hintzy-Cloutier, F., Tordi, N., Rouillon, J. D. & Belli, A. (2002). The influence of within-cycle pattern characteristics on mechanical parameters developed during wheelchair sprinting. *Science & Sports*, 17(3), 128-131. [http://dx.doi.org/10.1016/S0765-1597\(02\)00130-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0765-1597(02)00130-2)
- International Paralympic Committee. (2022, june, 17). *World Para Athletics Classification Rules and Regulations*. [https://www.paralympic.org/athletics/classification?gclid=EAIaIQobChMIqPzmzveTgAMVyafVCh3XHgT7EAAAYASAAEgIGo\\_D\\_BwE](https://www.paralympic.org/athletics/classification?gclid=EAIaIQobChMIqPzmzveTgAMVyafVCh3XHgT7EAAAYASAAEgIGo_D_BwE)
- Kalyanasundaram, S. Lowe, A. & Watters, A. J. (2006). Finite element analysis and optimization of composite wheelchair wheels. *Composite Structures*, 75(1-4). <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2006.04.011>
- Kauzlarich, J. J. & Thacker, J. G. (1985). Wheelchair tire rolling resistance and fatigue. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 22(3), 25-41. <https://doi.org/10.1682/jrrd.1985.07.0025>
- Kyle, C. R. (1995). Aero wheel performance. *Cycling Science*, 6-9.
- Kyle, C. R., & Burke, E. (1984). Improving the racing bicycle. *Mechanical engineering*, 106(9), 34-45.
- Lewis, A. R., Phillips, E. J., Robertson, W. S. P., Grimshaw, P. N. & Portus, M. (2018). Injury Prevention of Elite Wheelchair Racing Athletes Using Simulation Approaches. *Proceedings*, 2(6). <https://doi.org/10.3390/proceedings2060255>

Lewis, A. R., Phillips, E. J., Robertson, W. S. P., Grimshaw, P. N., Portus, M. & Winter, J. (2019). A practical assessment of wheelchair racing performance kinetics using accelerometers. *Sport Biomechanics*, 20(8), 1001-1014. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1634136>

Marôco, J. (2021). *Análise Estatística com o SPSS Statistics* (8ª edição). Report Number

Mason, B. S., Van der Woude, L., Lenton, J. P. & Goosey-Tolfrey, V. (2012). The Effect of Wheel Size on Mobility Performance in Wheelchair Athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 33(10), 807-12. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0032-1311591>

Malizia, F., Montazeri, H. & Blocken, B. (2019). CFD simulations of spoked wheel aerodynamics in cycling: Impact of computational parameters. *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, 194, 21-38. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jweia.2019.103988>

Malizia, F. & Blocken, B. (2022). Impact of Disc Wheel Geometry on Aerodynamic Performance: A CFD Investigation. *Journal of Fluids Engineering*, 145(1). <http://dx.doi.org/10.1115/1.4055698>

Moore, J. K. (2008). *Aerodynamics of High Performance Bicycle Wheels* [Master's Thesis, University of Canterbury]. University of Canterbury, Mechanical Engineering. <http://dx.doi.org/10.26021/2524>

Nor Adnan, N. M., Ab Patar, M. N. A., Lee, H., Yamamoto, S., Jong-Young, L. Mahmud, J. (2018). Biomechanical analysis using Kinovea for sports application. *IOP Conference Series Material Science and Engineering*, 342(1). <http://dx.doi.org/10.1088/1757-899X/342/1/012097>

Perret, C. (2015). Elite-adapted wheelchair sports performance: A systematic review. *Disability and Rehabilitation*, 39(2), 164-172. <http://dx.doi.org/10.3109/09638288.2015.1095951>

Peters, Martin (2009). *Computational Fluid Dynamics for Sport Simulation* (volume 72). Springer.

Poulet, Y., Brassart, F., Simonetti, E., Pillet, H., Faupin, A. & Sauret, C. (2022). Analyzing Intra-Cycle Velocity Profile and Trunk Inclination during Wheelchair Racing Propulsion. *Sensors*, 23(1), 58-70. <https://doi.org/10.3390/s23010058>

Ridgway, M., Pope, C. & Wilkerson, J. (1988). A Kinematic Analysis of 800-Meter Wheelchair-Racing Techniques. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 5(2), 96-107. <https://doi.org/10.1123/apaq.5.2.96>

- Sasadai, J., Maeda, N., Shimizu, R., Kobayashi, T., Sakai, S., Komiya, M. & Yukio, U. (2020). (Analysis of team-sport wheelchair falls during the Rio 2016 Summer Paralympic Games: a video-based cross-sectional observational study. *BMJ Open*, 10(3). <http://dx.doi.org/10.1136/bmjopen-2019-033088>
- Schipman, J., Gallo, P., Marc, A., Antero, J., Toussaint, J. Sedeaud, A. & Marck, A. (2019). Age-Related Changes in Para and Wheelchair Racing Athlete's Performances. *Frontiers in Physiology*, 10. <http://dx.doi.org/10.3389/fphys.2019.00256>
- Schlichting, H. & Gersten, K. (2017). *Boundary-Layer Theory* (ninth edition). Springer.
- Silveira, R., Marinho, D. A., Santos, C. C., Barbosa, T. M., Coelho, E., Morais, J. & Forte, P. (2022). Resistive and propulsive forces in wheelchair racing: a brief review. *AIMS Biophysics*, 9(1), 42-55. <https://doi.org/10.3934/biophy.2022004>
- Valdivia, C. H. G., Blanco-Ortega, A., Oliver-Salazar, M. A. & Escobedo, J. C. (2013). Therapeutic Motion Analysis of Lower Limbs Using Kinovea. *International Journal of Soft Computing Engineering*. 3(2).
- Vogt, S., Heinrich, L., Schumacher, Y. O., Blum, A., Roecker, K., Dickhuth, H. H., & Schmid, A. (2006). Power output during stage racing in professional road cycling. *Medicine and science in sports and exercise*, 38(1), 147 <http://dx.doi.org/10.1249/01.mss.0000183196.63081.6a>
- Yi, W., Bertin, C., Zhou, P., Mao, Jiaqi, Zhong, S. & Zhang, X. (2022). Aerodynamics of isolated cycling wheels using wind tunnel tests and computational fluid dynamics. *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, 228. <https://doi.org/10.1016/j.jweia.2022.105085>