

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA

PEDRO HENRIQUE DE ARAUJO

**DETERMINANTES CINEMÁTICOS E CINÉTICOS DO *SPRINT* EM PESSOAS
COM LESÃO CEREBRAL: UMA REVISÃO DE LITERATURA**

Florianópolis

2021

Pedro Henrique de Araujo

**DETERMINANTES CINEMÁTICOS E CINÉTICOS DO *SPRINT* EM PESSOAS
COM LESÃO CEREBRAL: UMA REVISÃO DE LITERATURA**

Trabalho de Conclusão do Curso de Graduação em
Educação Física do Centro de Desportos da
Universidade Federal de Santa Catarina como requisito
para a obtenção do título de Bacharel em Educação
Física

Orientador: Prof. Fernando Diefenthaler, Dr.

Coorientadora: Prof. Elren Passos Monteiro, Dra.

Florianópolis

2021

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

De Araujo, Pedro Henrique
Determinantes cinemáticos e cinéticos do sprint em
pessoas com lesão cerebral : uma revisão de literatura /
Pedro Henrique De Araujo ; orientador, Fernando
Diefenthaeler, coorientadora, Elren Passos Monteiro, 2021.
54 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de
Desportos, Graduação em Educação Física, Florianópolis, 2021.

Inclui referências.

1. Educação Física. 2. Biomecânica. 3. Lesão cerebral. 4.
Sprint. I. Diefenthaeler, Fernando . II. Passos Monteiro,
Elren. III. Universidade Federal de Santa Catarina.
Graduação em Educação Física. IV. Título.

Pedro Henrique de Araujo

**DETERMINANTES CINEMÁTICOS E CINÉTICOS DO *SPRINT* EM PESSOAS
COM LESÃO CEREBRAL: UMA REVISÃO DE LITERATURA**

Este Trabalho Conclusão de Curso foi julgado adequado para obtenção do Título de Bacharel e aprovado em sua forma final pelo Curso Educação Física, com nota 10.

Florianópolis, 11 de maio de 2021.

Banca Examinadora:

Prof. Fernando Diefenthaler, Dr.
Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof^a. Elren Passos Monteiro, Dra.
Coorientadora
Universidade Federal do Pará

Prof^a Bruna Barbosa Seron, Dra.
Avaliadora
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof^a Rafael Kons, M.e.
Avaliador
Universidade Federal de Santa Catarina

Primeiramente, este trabalho é dedicado para todos amantes do saber e dos porquês. Também, mas não menos importante, dedico este trabalho à toda minha família, que me deu bases e oportunidades de ser quem eu sou. Em especial, à minha mãe, Ângela, que me regou com lágrimas de tristezas, de felicidades e também com os pingos de suor de uma vida árdua, que a moldou como uma mulher batalhadora e inspiradora. Ao meu irmão mais velho, Gabriel, por todo o equilíbrio, seriedade, tempo e amor dedicado a mim. À minha vó, Anna, por todo amor, afeto e “mãozinhas” para que eu pudesse alcançar meus sonhos de vida. Ao meu pai, por toda a confiança depositada, e pelo primeiro braço a torcer na minha mudança para Florianópolis.

“Os que se encantam com a prática sem a ciência são como os timoneiros que entram no navio sem timão nem bússola, nunca tendo certeza do seu destino.”

Leonardo Da Vinci

RESUMO

Introdução: Pessoas com lesão cerebral (LC) têm comprometimentos na postura e no movimento, e apresentam quadros de hipertonia, incoordenação e fraqueza muscular. Estes comprometimentos impactam diretamente o desempenho motor, especialmente em atividades de altas demandas. A corrida de velocidade, ou *sprint*, é uma destas atividades. O *sprint* se caracteriza por provas de curta duração, onde os atletas devem grandes forças, a fim de acelerar e manter a maior velocidade possível. Tendo em vista sua complexidade mecânica, o *sprint* é subdividido em fase de aceleração, velocidade máxima e desaceleração. Cada fase tem seu comportamento mecânico específico e suas determinantes do desempenho. Apesar destes determinantes cinemáticos e cinéticos pareçam claros em sujeitos sem LC, a relação destes determinantes com o desempenho no *sprint* nunca foi investigada em corredores velocistas com LC. **Objetivo:** A partir de uma revisão de literatura, verificar as variáveis cinemáticas e cinéticas relacionadas com o desempenho durante as diferentes fases do *sprint* em corredores velocistas com e sem LC. **Métodos:** Foi realizada uma busca em quatro bases de dados, sendo elas PubMed, SciELO, Web of Science e Google Acadêmico desde a concepção até abril de 2021. Foram incluídos estudos que tivessem como objeto de estudo a cinemática e a cinética do *sprint* em corredores velocistas com LC. Após um processo de triagem e seleção realizado por dois revisores, 5 estudos foram incluídos para a extração de dados, e somente parâmetros relacionados com o desempenho, previamente descritos na literatura, foram extraídos. **Conclusões:** Velocistas com LC apresentam alterações nos parâmetros determinantes do desempenho no *sprint* quando comparados a sujeitos sem LC. Quanto aos determinantes cinemáticos durante a fase de saída de bloco, é observado um menor comprimento do primeiro passo e uma maior frequência de passo entre os três primeiros contatos. Ainda, sobre os determinantes cinéticos dessa fase, observam-se menores aplicações de força, uma menor geração de potência e uma orientação mais vertical da força resultante, gerando assim um impacto negativo no desempenho de velocistas com LC. Durante a fase de aceleração, velocistas LC apresentam menores tempos de contato e um menor tempo de balanço do que seus pares, alterações essas que parecem ser benéficas para o desempenho. Por fim, durante a fase de velocidade constante, é possível observar maiores forças verticais e maiores tempos de contato em velocistas com LC. Estes achados indicam um impacto prejudicial da LC nos parâmetros cinemáticos determinantes do desempenho, enquanto para os parâmetros cinéticos observa-se um efeito benéfico. Velocistas com LC têm acometimentos na função motora e por isto, apresentam diferentes estratégias mecânicas durante as diferentes fases do *sprint*.

Palavras-chaves: Biomecânica, lesão cerebral, *sprint*.

ABSTRACT

Introduction: People with brain impairments have compromises in posture and movement, and feature hypertonia, incoordination of movement and muscle weakness. This impairments affects directly motor performance, especially in high demands activities. The sprint running is one of those. The sprint is a track event, characterized by short-terms events, in which athletes must generate great magnitudes of forces, in order to accelerate and maintain the highest possible speed. Given its mechanical complexity, sprint is divided in acceleration phase, maximum running speed phase and deceleration phase. Each phase has its particular mechanical behavior and its performance determinants. Despite the fact that these performance determinants are well known in able-body athletes (AB), the relation of these determinants in athletes with brain impairments (BI) has never been investigated. **Objectives:** A literature review was conducted to verify the kinematic and kinetic determinants of performance in sprint running during different phases in athletes with and without brain impairment. **Methods:** A search was conducted through four databases, PubMed, SciELO, Web of Science and Scholar Google, from inception to April 2021. Studies which analyzed the sprint kinematics and kinetics in sprinters with brain impairments were included (SBI). After a screening and selection process carried out by two reviewers, 5 studies were included to data extraction, and only performance-related parameters, previously described in the scientific literature, were extracted. **Conclusions:** Sprinters with brain impairment feature differences in performance-related parameters when compared to AB. In relation to kinematic performance-related parameters during block phase, sprinters with brain impairments display shorter step length at first contact and increased step frequency in the first three steps. Furthermore, horizontal ground reaction forces, power generation, and mechanical effectiveness are lower in sprinters with brain impairments. During acceleration phase, sprinters with brain impairments have lower contact time and swing time, which seems to provide a better performance. During the maximal speed phase, a greater vertical ground reaction forces and contact times is observed in sprinters with brain impairments. These findings indicate a detrimental impact of BI on kinematic performance-related parameters, while it is observed a beneficial effect on the kinetic performance-related parameters. Sprinters with brain impairments have motor involvements, and as a result, they display different mechanical strategies during the different phases in sprint running.

Key-words: Biomechanics, brain impairment, sprint.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 Forças de reação do solo durante a fase de aceleração	22
Figura 4.2 Modelo mecânico de massa-mola.....	24
Figura 4.3 Modelo e mensuração da rigidez vertical e da perna.....	25
Figura 5.1 Descrição dos eventos de passada e passo.....	28
Figura 5.2 Processo de busca, triagem e seleção de estudos.....	32

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Descrição dos métodos dos estudos incluídos.....	33
Tabela 2 Determinantes cinemáticos do desempenho no <i>sprint</i> em pessoas com e sem Lesão Cerebral.....	35
Tabela 3 Determinantes cinéticos do desempenho no <i>sprint</i> em pessoas com e sem Lesão Cerebral.....	38

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CIF: Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde

COM: Centro de Massa

CP: Classificação Paralímpica

DRF: Diminuição da razão das forças

EC: Energia cinética

EEL: Energia elástica

EP: Energia potencial gravitacional

F: *Field*, em inglês. Prefixo utilizado na Classificação Paralímpica para provas de campo

FRSh: Força de reação do solo no eixo horizontal

FRSv: Força de reação do solo no eixo vertical

FVC: Fase de velocidade constante do *sprint*

IPC: *International Paralympic Committee*, em inglês. Comitê Paralímpico Internacional

K_{leg} : Rigidez da perna

K_{vert} : Rigidez vertical

PC: Paralisia Cerebral

RF: Razão das Forças

SSR: *Steady State Running*, em inglês. Corrida de estado estável

T: *Track*, em inglês. Prefixo utilizado na Classificação Paralímpica para provas de pista

SUMÁRIO

1	Introdução	11
2	Objetivos.....	13
2.1	Objetivo Geral	13
2.2	Objetivos Específicos	13
3	Lesão Cerebral.....	14
3.1	Etiologia, epidemiologia da Lesão Cerebral.....	14
3.2	Manifestações motoras	15
3.3	Classificação Paralímpica	17
4	Sprint: mecânica e relações com o desempenho	19
4.1.1	Saída de bloco e primeiros passos	20
4.1.2	Fase de aceleração.....	20
4.1.3	Fase de velocidade constante	23
4.2	Determinantes cinemáticos e cinéticos do desempenho.....	25
5	Procedimentos metodológicos.....	27
5.1	Critérios de Elegibilidade	27
5.2	Desfechos Avaliados	28
5.2.1	Cinemática.....	28
5.2.1.1	<i>Comprimento e frequência de passo.....</i>	28
5.2.1.2	<i>Tempo de contato e tempo de balanço</i>	29
5.2.2	Cinética	29
5.2.2.1	<i>Forças e seus componentes</i>	29
5.2.2.2	<i>Razão das forças.....</i>	29
5.2.2.3	<i>Impulso</i>	30
5.2.2.4	<i>Potência mecânica.....</i>	30
5.2.2.5	<i>Rigidez da perna.....</i>	30
6	Resultados e discussão	31

6.1	Variáveis cinemáticas relacionadas ao desempenho em velocistas com LC.....	39
6.1.1	Comprimento de passo	39
6.1.2	Frequência de passo.....	39
6.1.3	Tempo de contato.....	41
6.1.4	Tempo de balanço	41
6.2	Variáveis cinéticas relacionadas ao desempenho em velocistas com LC.....	42
7	Conclusão	45

1 INTRODUÇÃO

A lesão cerebral (LC) é definida como um grupo de distúrbios do movimento e da postura, de caráter permanente e não progressivo, devido a malformações congênitas ou à lesões do sistema nervoso central durante todo o período vital (SNC). A LC pode ser dividida em dois tipos: a lesão cerebral congênita, ou Paralisia Cerebral (PC), e a lesão cerebral adquirida (LCAd). Os sinais motores característicos da PC são: espasticidade muscular, desordens de movimento, fraqueza muscular e ataxia.

A prática de esportes adaptados para pessoas com PC tem se mostrado benéfica no âmbito do esporte participação (CLUTTERBUCK; AULD; JOHNSTON, 2020; ROSS *et al.*, 2017), e principalmente no âmbito do esporte de alto rendimento (GROFF; LUNDBERG; ZABRISKIE, 2009; NAKAZAWA *et al.*, 2020). A fim de controlar o impacto dos acometimentos presentes em pessoas com deficiência no desempenho de alto nível, o Comitê Paralímpico Internacional propõe um sistema de classificação esportiva chamada de Classificação Paralímpica (CP). No âmbito das provas de pista do atletismo (*track*, em inglês), atletas com PC podem ser alocados em 4 classes, sendo estas: T35, T36, T37 e T38, em ordem decrescente de acometimento no desempenho (IPC, 2014).

A corrida de velocidade (*sprint*) é uma das diversas provas que pessoas com LC podem participar no atletismo. Estas provas consistem em corridas de curtas distâncias (100 a 200 m) e de esforço supramáximo, no qual os atletas necessitam desempenhar uma grande quantidade de trabalho propulsivo, a fim de vencer a inércia, acelerar o corpo e atingir velocidades máximas (VAN INGEN SCHENAU; DE KONING; DE GROOT, 1994). O *sprint* pode ser dividido em fases, sendo estas: fase de aceleração (0 a 30 m), fase de velocidade constante (30 a 60 m) e fase de desaceleração (60 m em diante) (VOLKOV; LAPIN, 1979).

Em relação ao desempenho, é possível observar a existência de determinantes cinemáticos e cinéticos do desempenho tanto na fase de aceleração, quanto na fase de velocidade constante. Durante os primeiros passos, variáveis como um maior comprimento do primeiro passo, uma maior frequência de passo até o 3º contato do pé com o solo, e um maior impulso horizontal são observados em velocistas com maior desempenho (NAGAHARA *et al.*, 2014; SLAWINSKI *et al.*, 2010). Durante toda a fase de aceleração, a frequência de passo, a potência máxima e média, a componente horizontal da força de reação do solo (FRSh) e a diminuição da razão de forças (DRF) têm correlações positivas com o desempenho no sprint

(MORIN et al., 2011; SLAWINSKI et al., 2010). Também, variáveis como o tempo de contato e tempo de balanço têm correlações negativas com o desempenho (MORIN et al., 2012). Durante a fase de velocidade constante, sabe-se que variáveis como um menor tempo de contato, um maior comprimento de passo e uma maior frequência de passo são vistas em velocistas com maior desempenho (KUNZ; KAUFMANN, 1981; PARADISIS et al., 2019; RABITA et al., 2015). Também, uma maior magnitude da componente vertical da força de reação do solo (FRS_v) e uma maior rigidez da perna são variáveis determinantes para o desempenho durante essa fase (BRET et al., 2002; MORIN; EDOUARD; SAMOZINO, 2011; WEYAND et al., 2000).

Recentemente, Fiorese e colaboradores (2020) realizaram uma revisão sistemática da biomecânica da fase de saída de bloco, da fase de aceleração do *sprint* e da corrida em velocidades submáximas. Porém, esta revisão teve como objetivo identificar e descrever as evidências de diferenças biomecânicas entre corredores com e sem LC, sem abordar especificamente como estas diferenças impactam no desempenho do *sprint*. Neste sentido, a presente revisão de literatura busca revisar as variáveis cinemáticas e cinéticas relacionadas com o desempenho durante as diferentes fases do *sprint* em pessoas com LC.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Verificar, a partir de uma revisão de literatura, as variáveis cinemáticas e cinéticas relacionadas com o desempenho durante as diferentes fases do *sprint* em corredores velocistas com e sem lesão cerebral (LC).

2.2 Objetivos Específicos

- Revisar as variáveis cinemáticas (comprimento de passo, frequência de passo, tempo de contato e tempo de balanço) relacionadas com o desempenho durante a fase inicial do *sprint* em corredores velocistas com LC;
- Revisar as variáveis cinéticas (componentes das forças de reação do solo, impulso horizontal e potência) relacionadas com o desempenho durante a fase inicial do *sprint* em corredores velocistas com LC;
- Revisar as variáveis cinemáticas (comprimento de passo, frequência de passo, tempo de contato e tempo de balanço) relacionadas com o desempenho durante a fase de velocidade constante do *sprint* em corredores velocistas com LC;
- Revisar as variáveis cinéticas (componentes das forças de reação do solo e rigidez da perna) relacionadas com o desempenho durante a fase de velocidade constante do *sprint* em corredores velocistas com LC;
- Comparar as variáveis cinemáticas relacionadas com o desempenho durante as diferentes fases do *sprint* em corredores velocistas com e sem LC;
- Comparar as variáveis cinéticas relacionadas com o desempenho durante as diferentes fases do *sprint* em corredores velocistas com e sem LC;

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Lesão Cerebral

3.1.1 Etiologia, epidemiologia da Lesão Cerebral

A Lesão Cerebral (LC) pode ser subdivida em dois tipos de lesões: a Lesão Cerebral Adquirida (LCAd) e a Lesão Cerebral Congênita, mais conhecida como Paralisia Cerebral (PC). A LCAd é caracterizada como uma alteração na função cerebral que ocorre durante o período vital, decorrente de um evento traumático ou não, e que não têm relação com quadros clínicos de origem congênita ou de caráter neurodegenerativo (MENON ET AL. 2010). A incidência de LCAd do tipo traumática é de 200 casos a cada 100 mil habitantes em países desenvolvidos, enquanto no Brasil, esta incidência é de 360 casos para cada 100 mil habitantes (DE ANDRADE et al. 2001). No mundo, estes eventos traumáticos são decorrentes, principalmente, de acidentes automobilísticos (60%) e violência com uso de armas, ou não (10%). Já na América Latina, as porcentagens são maiores, de 66% e 27%, respectivamente (PUVANACHANDRA; HYDER 2008).

Na cidade de Salvador, Bahia, a causa mais presente de eventos traumáticos são os acidentes automobilísticos (40,7%), seguidos do uso de violência armada ou não (25,4%) e quedas (24%). Ainda, acidentes envolvendo automóveis representam 76,9% em homens e 23,1% em mulheres, enquanto eventos envolvendo motocicletas representam 85,9% em homens e 14,1% em mulheres do total de eventos traumáticos encefálicos (MELO; SILVA; MOREIRA JR 2004).

Quanto ao quesito faixa etária, é possível observar, a nível mundial, uma tendência maior de incidência de eventos traumáticos em crianças, jovens adultos e idosos (BRUNS; HAUSER 2003). No Brasil, também é possível observar a mesma tendência, porém a faixa etária de 31 a 40 anos também demonstra uma incidência aumentada (MELO; SILVA; MOREIRA JR 2004). Portanto, pode-se concluir que os eventos traumáticos, um dos principais precursores da LCAd, têm uma maior incidência em países em desenvolvimento do que em países desenvolvidos, e que a distribuição da etiologia, de gênero e das faixas etárias destes eventos traumáticos é compatível com os padrões mundiais e de países desenvolvidos.

O outro tipo de lesão cerebral é a lesão cerebral congênita, mais conhecida como PC. A PC é definida como um grupo de distúrbios do movimento e da postura, de caráter permanente e não progressivo. Estes distúrbios são devidos a lesões ou malformações congênitas do sistema nervoso central (SNC) adquiridos no início da vida, este que é compreendido do estágio fetal até os 2 anos de idade. A prevalência e incidência mundial da PC não são conhecidas, porém uma revisão sistemática com meta-análise envolvendo 49 estudos indica que a prevalência total é de 2,11 por 1.000 nascimentos (OSKOU et al., 2013). Contudo, é importante destacar que a prevalência de PC em países desenvolvidos é menor que em países em desenvolvimento (CANS, 2000).

Os fatores de risco relacionados com a ocorrência de PC são inúmeros e geralmente são divididos entre os períodos gestacionais, como pré-natal, perinatal e pós-natal. No período pré-natal, os fatores de risco recaem sob a saúde materna e condições intrauterinas, como por exemplo, alterações placentárias. No período perinatal, complicações durante o parto, como aspiração de mecônio, uso de instrumentos, parto por cesárea de urgência, hipóxia e baixo peso ao nascer são caracterizados como fatores de risco significantes relacionados ao aparecimento da PC. Enquanto no período pós-natal, ou neonatal, os principais fatores de risco são convulsões, hipoglicemia, síndrome de estresse respiratório e infecções, como meningite e sepse (MCINTYRE et al., 2013). Ainda, vale ressaltar que a ocorrência de PC na família, dependendo do grau de parentesco, também é considerada um fator de risco relacionado com a presença de novos casos, sendo mais significativa quando parentes próximos tiveram PC (TOLLANES et al., 2014).

3.1.2 Manifestações motoras

O SNC controla a postura e os movimentos corporais a partir de 3 níveis, sendo estes, (1) motivação, (2) programação e (3) execução. Basicamente, o nível da motivação é designado ao sistema límbico, este responsável por impulsos biológicos básicos, comportamento emocional e atividades como fome, sede, entre outros. Após isto, esta idealização é transferida para o segundo nível, o da programação. Este nível envolve centros supra segmentares como o córtex pré-motor, o córtex motor, os gânglios da base e o cerebelo. A principal tarefa neste nível é traduzir a motivação em níveis de força e em padrões de recrutamento adequados. E por fim, o programa motor é executado pelas estruturas

segmentares, representadas por todo o complexo que engloba desde a medula espinhal até os motoneurônios (ENOKA, 2008). Qualquer dano e alteração fisiológica ou morfológica nestas estruturas geram modificações no produto final, que é o movimento ou a postura.

Em pessoas com LC é observado a existência de danos estruturais no SNC, tanto para a LCAd (GOEIJERS et al., 2015) quanto para a PC (CHOI et al., 2016). Estas lesões se manifestam no sistema musculoesquelético, e afetam diretamente os níveis de funcionalidade dos indivíduos. As principais manifestações da LC são: a espasticidade, caracterizada por uma hipertonía muscular; a ataxia, representada pela presença de movimentos incoordenados; e a atetose, quando há a presença de movimentos involuntários, causados por um tônus flutuante (CANS, 2000). Ainda, indivíduos com LC apresentam menores valores de força muscular, menor atividade eletromiográfica das musculaturas agonistas, bem como uma maior co-contracção entre agonistas e antagonistas (ELDER et al. 2003; FRONTERA; GRIMBY; LARSSON 1997; ROSE; MCGILL 2005; STACKHOUSE; BINDER-MACLEOD; LEE 2005). Contudo, é importante destacar que estes comprometimentos observados na produção de força são, em sua maioria, explicados por componentes centrais (ROSE; MCGILL 2005).

Durante a locomoção, crianças com LC apresentam um maior custo energético ao caminhar quando comparadas a crianças sem LC. Este aumento no custo é correlacionado com a severidade dos comprometimentos motores (JOHNSTON et al. 2004), e pode ser explicado pelos maiores valores de trabalho mecânico positivo ao caminhar (VAN DEN HECKE et al., 2007) e pelas co-contracções das musculaturas anteriores e posteriores da articulação do joelho (PINTO et al., 2017). Sabe-se também que os comprometimentos motores presentes nessa população levam a menores níveis de atividade física (VAN GORP et al., 2019) e consequente participação social (BJORNSEN et al., 2013).

Neste sentido, a prática de esportes adaptados para pessoas com PC tem se demonstrado benéfica, tanto no âmbito do esporte participativo (CLUTTERBUCK; AULD; JOHNSTON, 2020; ROSS et al., 2017), quanto no âmbito do esporte de alto rendimento (GROFF; LUNDBERG; ZABRISKIE, 2009; NAKAZAWA et al., 2020). Os atletas com PC demonstram uma melhor qualidade de vida, melhor quadro de saúde generalizada e qualidade das relações sociais, tanto familiares, quanto afetiva. Ainda, é possível observar uma correlação entre a influência do esporte adaptado na severidade dos acometimentos presentes na PC (GROFF; LUNDBERG; ZABRISKIE, 2009).

Diante de uma realidade presente no alto nível, que é o de treinamento intensivo, pode-se observar que o cérebro de atletas paralímpicos sofre um processo de reorganização,

em nível de córtex motor (MIZUGUCHI et al., 2019; NAKAGAWA et al., 2020; NAKAZAWA et al., 2020). Neste sentido, o treinamento a longo prazo pode induzir mudanças plásticas a nível de SNC, auxiliando na programação e execução motora de indivíduos com lesões cerebrais (NAKAZAWA et al., 2020). Estes achados de mudanças plásticas no SNC, decorrente de um treinamento crônico e intensivo, não se restringem somente a atletas com PC, mas também a atletas com amputações (MIZUGUCHI et al., 2019; NAKAGAWA et al., 2020).

3.1.3 Classificação Paralímpica

No esporte de alto rendimento, atletas com PC e outras deficiências podem competir nas Paralimpíadas. Para que haja um nível de competição justo, criou-se a Classificação Paralímpica (CP). A CP é um sistema de classificação esportiva cujo objetivo é minimizar o impacto dos acometimentos, provocados por algum tipo de deficiência, no desempenho esportivo, a fim de promover a participação no esporte para pessoas com deficiência (IPC, 2010).

A CP aloca atletas em classes de acordo com o impacto das limitações em determinada atividade esportiva, causadas por sua vez, pela deficiência. Em termos gerais, os atletas serão alocados em classes de acordo com o quanto as suas limitações impactam o desempenho esportivo (IPC, 2010). O sistema de CP tem dois principais propósitos: primeiro, determinar a elegibilidade dos atletas, e segundo, alocar os atletas em classes. Para que estes dois propósitos ocorram, necessita-se de 4 fases até a alocação final dos atletas em classes (IPC, 2010).

A primeira fase consiste na avaliação médica a fim de saber se o atleta tem alguma condição de saúde que pode levar a um ou mais dos critérios de elegibilidade. Na maioria dos casos, esta fase é realizada de forma presencial, porém é encorajado o envio de documentações detalhadas e testes relevantes para a elucidação completa das condições de saúde do atleta, principalmente se os casos são complicados (IPC, 2014).

A segunda e terceira fase ocorre praticamente de forma simultânea, e impreterivelmente de forma presencial. O objetivo dessas duas fases é obter elegibilidade. Para que um atleta obtenha elegibilidade, é necessário que ele tenha pelo menos um dos oito tipos de acometimentos físicos. Estes oito tipos de acometimentos estão dentro de dois

domínios presentes na Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) (OMS, 2007), que é um ponto principal na construção da CP.

Destes oito tipos de acometimentos, cinco são relacionados a funções corporais e três são relacionados a estruturas corporais, sendo estes: (1) funções corporais: acometimentos na potência e força muscular, acometimentos nas amplitudes de movimento das articulações, bem como a presença de ataxia, atetose e hipertonia; (2) estruturas corporais: deficiência nos membros, baixa estatura e diferença no comprimento dos membros inferiores. Contudo, é importante que o atleta não somente tenha um ou mais tipos de acometimentos físicos, mas que este(s) tipo(s) de acometimento(s) seja(m) severo(s) o bastante para impactar o desempenho esportivo (IPC, 2010). Os métodos utilizados nestas fases são diversos e incluem: medidas antropométricas; testes de força manual, goniometria e escala de Asworth (IPC, 2010). Os métodos relacionados à acometimentos à coordenação, como atetose e ataxia são raramente descritos na literatura.

Por fim, a última fase da CP é a alocação dos atletas nas classes. Esta alocação é feita com base nas etapas anteriores. Importante destacar que cada esporte tem seus perfis de acordo com o quanto os acometimentos impactam no desempenho esportivo. Idealmente, isto deve ser realizado a partir de evidências, porém a literatura ainda carece destas. Na maior parte das vezes, a alocação dos atletas em classes considera os testes realizados nas etapas anteriores, juntamente com testes motores, detalhamento do histórico de treino e outros fatores pessoais e ambientais que possam a vir a intervir. Os atletas também realizam testes específicos da modalidade que praticam, a fim de elucidar qual o real impacto dos acometimentos na especificidade esportiva. Ainda, em alguns casos, os atletas podem ser realocados em outras classes já em situação de competição, se estes demonstrarem uma incompatibilidade com seus pares (IPC, 2010).

Para as provas de pista do atletismo, pessoas com LC, alocam-se nas classes T35, T36, T37 e T38. As classes são antecidas por uma letra, indicativa de onde e quais provas são realizadas. As provas com prefixo F (*field*, em inglês) são realizadas em campo, e englobam os lançamentos. Já as provas com o prefixo T (*track*, em inglês) são realizadas em pistas sintéticas e englobam as provas de corrida e saltos. Quanto a ordenação, quanto maior for o número da classe, menor o comprometimento (IPC, 2010). Para as classes T35 a T38, as descrições são:

1. T35: Os atletas são tipicamente afetados nos quatro membros, com predomínio nos membros inferiores. A corrida é moderada a altamente

impactada, tipicamente apresentando uma redução no comprimento de passo.

2. T36: Os atletas demonstram níveis moderados de atetose, ataxia e ocasionalmente hipertonia, ou uma mistura destes acometimentos, afetando os quatro membros. Os braços geralmente são afetados de forma igual ou maior do que os membros inferiores. Movimentos involuntários são evidentes no tronco e nos membros nas atividades estáticas ou de movimento.
3. T37: Os atletas apresentam níveis moderados de hipertonia, ataxia ou atetose em uma metade do corpo. O outro lado pode ser minimamente afetado, porém sempre demonstra um bom nível de funcionalidade na corrida. Ações dos membros superiores são assimétricas, podendo haver assimetria nos movimentos de tronco também.
4. T38: Os atletas demonstram claras evidências de hipertonia, ataxia e/ou atetose nos exames físicos. Comprometimentos na coordenação são leves a moderados e podem estar presentes em um dos quatro membros. Coordenação e equilíbrio são minimamente afetados.

4 SPRINT: MECÂNICA E RELAÇÕES COM O DESEMPENHO

A corrida de velocidade ou *sprint*, em inglês, é uma modalidade geralmente de curtas distâncias (até 200m), onde o esforço é máximo ou supra máximo. Por ser deste caráter, a importância dos aspectos mecânicos da corrida se sobressai em relação aos aspectos metabólicos, e sabe-se que a geração de uma grande quantidade de forças propulsivas é um fator determinante para o desempenho em provas de velocidade (MORIN; EDOUARD; SAMOZINO, 2011; NAGAHARA et al., 2018). Este tipo de corrida é geralmente dividido em três fases: fase de aceleração, fase de velocidade constante e fase de desaceleração (VOLKOV; LAPIN, 1979). Contudo, é importante destacar que o desempenho em uma destas fases não prediz um bom desempenho em outras fases, visto que estas são mecanicamente distintas (DELECLUSE et al., 1992). Portanto, nos próximos itens, será abordada a mecânica de cada fase, e posteriormente, os determinantes cinemáticos e cinéticos destas.

4.1.1 Saída de bloco e primeiros passos

No início da fase de aceleração inicial, os primeiros contatos no solo são eventos de suma importância. Neste momento há um grande trabalho mecânico a fim de gerar forças propulsivas, e a magnitude destas forças está relacionada com a velocidade do centro de massa (COM) ao final do primeiro contato do pé com o solo, e com o desempenho na prova de 100 metros (MERO, 1988). Além disto, há outros aspectos cinemáticos desta fase ligados ao desempenho, como um maior tempo de propulsão nos blocos, uma maior velocidade do COM no eixo horizontal e uma menor velocidade do COM no eixo vertical. Sabe-se também que velocistas com melhor desempenho obtiveram menores tempos de contato e maiores tempo de vôo durante os primeiros passos (CIACCI et al., 2017).

Em consonância, Debaere e colaboradores (2013) observaram que, durante o primeiro contato, os velocistas se posicionam mais paralelos ao solo, a fim de uma maximizar o desenvolvimento de velocidade no plano horizontal, e que a articulação do joelho tem suma importância para a geração de trabalho propulsivo. Após isto, durante o segundo contato, as articulações do quadril e joelho ganham relevância para a fase propulsiva.

Portanto, é possível concluir a existência de evidências que variáveis relacionadas aos primeiros passos, tanto cinéticas, quanto cinemáticas, estão relacionadas com um melhor desempenho nas provas de velocidade. Em suma, os atletas modificam sua mecânica a fim de gerar mais força, e conseqüentemente mais velocidade, no plano horizontal. Estes dados são de grande importância para o treinamento específico em atletas, buscando um aprimoramento da técnica a fim de otimizar o desempenho esportivo.

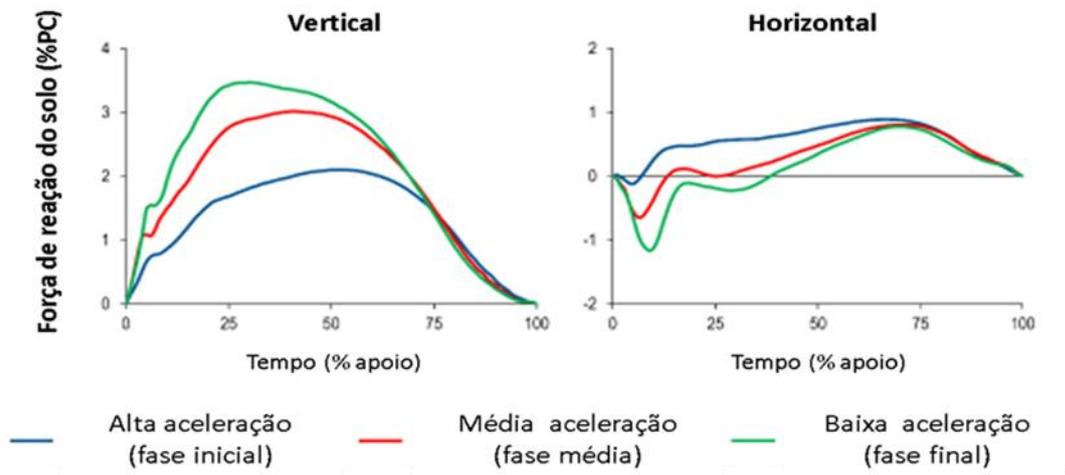
4.1.2 Fase de aceleração

A fase de aceleração do *sprint* é mecanicamente complexa, e tendo isto em vista, foram propostas subdivisões baseadas em análises cinemáticas, sendo estas: fase de aceleração inicial, média e final (COH; TOMAZIN, 2006; NAGAHARA et al., 2014; VON LIERES UND WILKAU et al., 2020).

Durante a fase de aceleração, após os primeiros passos, os atletas aceleram a fim de obter a máxima velocidade possível. Schache e colaboradores (2019) investigaram a mecânica dos membros inferiores durante as três fases da aceleração, por meio de análises de dinâmica inversa. Os autores subdividiram as fases baseadas em análises de aceleração do COM, sendo estas: fase de alta aceleração (fase inicial), fase de média aceleração (fase média) e fase de baixa aceleração (fase final). Foi observado que ao decorrer das fases, a magnitude da força de reação do solo no plano vertical (FRS_v) aumentou, enquanto a magnitude da força de reação do solo no plano horizontal (FRS_h) diminuiu. Ainda, as magnitudes do componente propulsivo e do componente negativo da FRS_h aumentou e diminuiu, respectivamente (Figura 3.1). Este fato é devido a um aumento na fase de absorção, visto que o corpo, agora acelerado e com velocidade, desacelera a cada contato com o solo. Esta desaceleração é mediada por meio da geração de trabalho mecânico negativo, principalmente na articulação do tornozelo e do joelho.

Portanto, nota-se um complexo comportamento entre variáveis cinéticas e cinemáticas durante a fase de aceleração. É observado que as forças de desaceleração aumentam consideravelmente, e as forças de reação do solo se direcionam mais verticalmente, o que parece limitar a obtenção de velocidades mais altas durante o *sprint*.

Figura 4.1 Forças de reação do solo durante a fase de aceleração



Fonte: Adaptado de (SCHACHE et al., 2018)

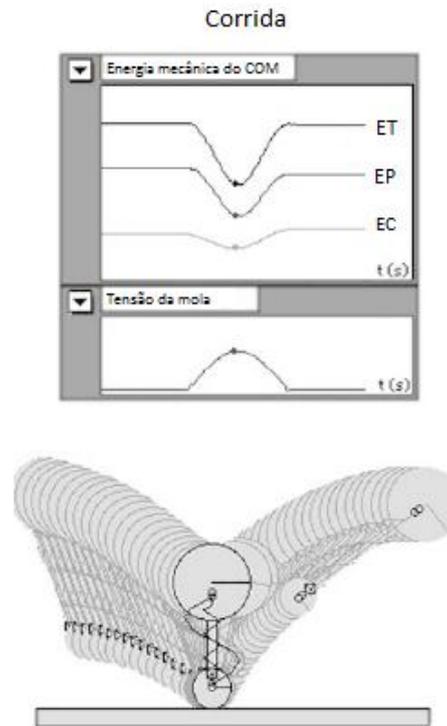
Outra variável analisada neste estudo, foi a razão das forças (RF) (*ratio of forces*, em inglês), que basicamente é a razão, em proporção, entre a FRSh e a força resultante entre a FRSh e FRSv. Em suma, quanto maior a porcentagem da RF, mais os indivíduos orientam a sua força no eixo horizontal. Foi observado, então, que a RF diminui ao decorrer da fase de aceleração. Este fato concorda com as diferenças nas magnitudes das componentes da FRS, e também com a inclinação do tronco, que se mostrou menos inclinado ao longo da aceleração. (SCHACHE et al., 2019).

4.1.3 Fase de velocidade constante

Diferentemente da fase de aceleração, que tem como objetivo produzir o maior trabalho positivo, na fase de velocidade constante os atletas buscam um maior aproveitamento do trabalho mecânico, a fim de manter esta velocidade máxima pelo maior tempo possível (VAN INGEN SCHENAU; DE KONING; DE GROOT, 1994). De um ponto de vista mecânico, a fase de velocidade constante do *sprint* (FVC) e a corrida de estado estável (*steady state running, em inglês, SSR*) são semelhantes e representadas pelo modelo massa-mola.

O modelo massa-mola é ilustrado por um corpo de massa ligado a um membro complacente, representado por uma mola, capaz de armazenar energia elástica. Enquanto na caminhada é possível observar uma fase de duplo apoio, na corrida esta fase dá lugar a uma fase aérea (NOVACHECK, 1998). Isto resulta em uma trajetória senoidal do COM, onde na primeira metade da fase de contato, há a diminuição da energia cinética (EC), tanto no eixo horizontal quanto no eixo vertical, e também da energia potencial gravitacional (EP) (SAIBENE; MINETTI, 2003). Idealmente, estas energias tendem a se armazenar no membro complacente, convertendo-se em EEL, através do ciclo de alongamento e encurtamento das unidades músculo-tendíneas (CAVAGNA, 1970). Na segunda metade da fase de contato, a EEL, idealmente, tende a ser reconvertida em EC e EP, a fim de gerar propulsão do corpo a frente (Figura 4.2).

Figura 4.2 Modelo mecânico de massa-mola

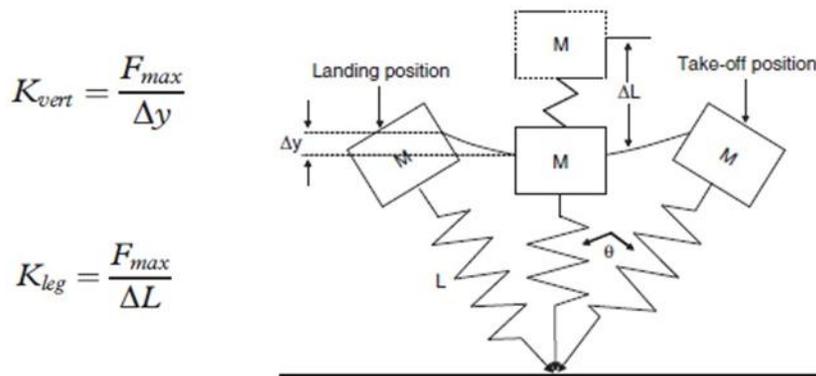


Fonte: Adaptado de (SAIBENE; MINETTI, 2003)

Nota geral: EC = energia cinética; EP = energia potencial; ET, energia total.

A partir de técnicas biomecânicas é possível mensurar diversas variáveis, porém a mensuração direta da EEL durante o contato só é possível através de métodos invasivos, como a implantação cirúrgica de um transdutor de força no tendão (KOMI, 1990). Visto isto, para a análise do mecanismo elástico é proposta a aplicação do conceito de rigidez, baseado na lei de *Hooke* (BLICKHAN, 1989; MCMAHON; CHENG, 1990). As principais variáveis de rigidez analisadas durante o movimento humano são a de rigidez vertical (K_{vert}) e da perna (K_{leg}). Basicamente, os dois métodos de mensuração da rigidez são uma divisão da força máxima aplicada no eixo vertical pelo deslocamento, e suas formas de cálculo diferem a partir do modelo, de acordo com a Figura 4.3.

Figura 4.3 Modelo e mensuração da rigidez vertical e da perna



Fonte: Adaptado de (BRUGHELLI; CRONIN, 2008)

Ainda que seja possível assumir que a FVC e a SSR são semelhantes, há algumas distinções mecânicas. Durante a FVC, é possível observar maiores magnitudes das FRS, menores tempos de contato e maiores tempos de vôo quando comparado a SSR. Ainda, na FVC, é possível observar uma maior plantiflexão da articulação do tornozelo durante a fase de contato inicial, e uma maior extensão de quadril durante a fase de despregue (NOVACHEK, 1998). Importante destacar que na primeira metade da fase de contato, as articulações do joelho e tornozelo desempenham um trabalho negativo, enquanto na fase propulsiva, as articulações do quadril e tornozelo mostraram-se determinantes para a produção de trabalho (BEZODIS; KERWIN; SALO, 2008).

4.2 Determinantes cinemáticos e cinéticos do desempenho

Durante a fase de saída de bloco e aceleração, o objetivo principal é acelerar o corpo e atingir a maior velocidade possível (VAN INGEN SCHENAU; DE KONING; DE GROOT, 1994). Para que isto seja possível, velocistas com maior desempenho aplicam mais forças horizontais máximas, médias e resultantes, e tem um maior impulso horizontal durante a saída de bloco e os primeiros passos (MERO, 1988; KAWAMORI; NOSAKA; NEWTON, 2013; SLAVINSKI et al., 2010). Enquanto que durante o restante da fase de aceleração, variáveis como o uma maior frequência de passo, uma maior potência pico, bem como uma maior

FRSh e RF determinam o desempenho durante a fase de aceleração e no *sprint* como um todo (NAGAHARA et al., 2014; MORIN; EDOUARD; SAMOZINO, 2011). De forma contrária, o tempo de contato e o tempo de balanço apresentam correlações negativas com o desempenho, ou seja, quanto menores os valores destas variáveis, durante a fase de aceleração, maior o desempenho.

Em relação a FVC, as variáveis determinantes são diferentes, visto que esta fase é mecanicamente distinta da fase de aceleração. Velocistas com maior desempenho apresentam variáveis cinemáticas como um menor tempo de contato, um maior comprimento de passo e uma maior frequência de passo (KUNZ; KAUFMANN, 1981; PARADISIS et al., 2019; RABITA et al., 2015). Ainda, uma maior magnitude da FRSv e uma maior K_{leg} são determinantes para o desempenho durante a FVC (BRET et al., 2002; WEYAND et al., 2000). Em relação às variáveis cinemáticas angulares, não houve correlação com o desempenho e nem com a ocorrência de lesões em 1 ano de *follow-up* (HAUGEN; DANIELSEN; ALNES et al., 2018).

Logo, é possível observar que, dependendo da fase do *sprint*, diferentes estratégias mecânicas são adotadas a fim de maximizar o desempenho. Na saída de bloco, produzir mais forças horizontais, adotar um maior comprimento do primeiro passo e aumentar a frequência de passo até o 3º contato parecem ser determinantes para o desempenho em pessoas sem LC. Após isto, durante a fase de aceleração, produzir mais potência, aplicar maiores FRSh em menores tempos de contato e maiores frequências de passo, e ainda, diminuir o tempo de balanço parece estar relacionada com uma maior velocidade máxima, uma maior velocidade média nos 100 metros e uma maior distância nos primeiros 4 segundos. Durante a FVC no *sprint*, é possível observar os atletas sem LC com maiores velocidades permanecem menos tempo em contato com o solo, produzindo mais forças e sendo menos complacentes.

Apesar destes determinantes cinemáticos e cinéticos pareçam claros em sujeitos sem LC, a relação destes determinantes em relação ao desempenho no *sprint* nunca foi investigada em corredores velocistas com LC.

5 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

Este estudo caracteriza-se por ser uma pesquisa de caráter bibliográfico, e foi estruturado a partir de documentos previamente publicados, sendo estes: artigos científicos e trabalhos publicados em eventos científicos. A busca foi realizada em quatro bases de dados, sendo estas: *PubMed*, *Web of Science*, *SciELO* e *Scopus*. O algoritmo com os termos de busca foi definido como base em referências que já estudaram uma temática semelhante em outros momentos (FIORESE et al., 2020), sendo este: (“Cerebral Palsy” OR Paralympic) AND (Sprint OR Acceleration OR Run). Todo o processo de busca foi realizado por dois revisores (P.H.A., E.P.M). Quando necessário, os termos foram redigidos de forma traduzida. Em todas as bases de dados, as buscas foram filtradas nos idiomas Português e Inglês. Somente na base de dados *PubMed* foram aplicados filtros para estudos de caso, estudos clínicos, estudos comparativos, estudos observacionais, estudos clínicos controlados, devido ao grande número de resultados de busca (>300.000). Não foram utilizadas restrições de datas de publicação em nenhuma das bases de dados.

5.1 Critérios de Elegibilidade

Quanto à caracterização da amostra, foram incluídos estudos com indivíduos com diagnóstico de LC, com histórico competitivo ou CP, de ambos os sexos e sem restrição de idade. Foram incluídos estudos de caráter descritivo, observacional, clínico e comparativo, que tivessem como objeto de estudo a cinemática e a cinética do *sprint*.

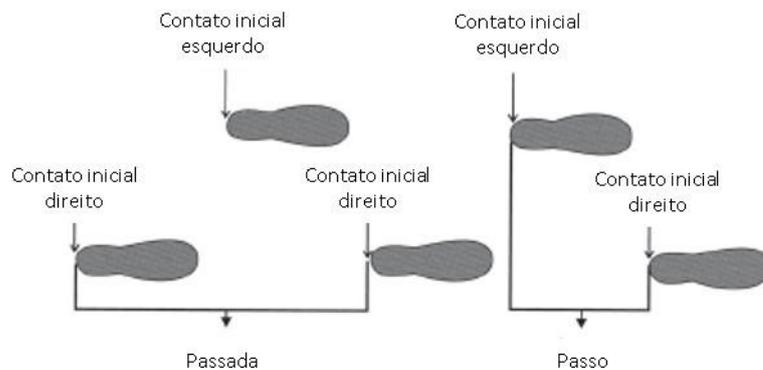
5.2 Desfechos Avaliados

5.2.1 Cinemática

5.2.1.1 Comprimento e frequência de passo

A passada é definida como o intervalo entre um evento em um dos membros inferiores até a finalização deste evento no mesmo membro inferior. Geralmente, a passada ocorre entre o momento do toque inicial da perna direita, por exemplo, até o próximo toque inicial da perna direita. Por sua vez, o passo, ocorre no espaço de tempo entre os toques iniciais de membros contralaterais, como exemplifica a Figura 4.1. Logo, o comprimento de passo é definido como a distância entre os dois eventos supracitados. Já a frequência de passo é definida pela quantidade de eventos (ou passos) em um determinado espaço de tempo, geralmente por minuto, e comumente expressa pela unidade Hertz (Hz) (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK 2015).

Figura 5.1 Descrição dos eventos de passada e passo



Fonte: Adaptado de (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2015)

5.2.1.2 *Tempo de contato e tempo de balanço*

O tempo de contato e o tempo de balanço são unidades temporais de eventos do passo e passada, respectivamente. O tempo de contato expressa o tempo em que o passo ocorreu, desde o toque inicial, até o despregue, ou a retirada dos dedos, enquanto o tempo de balanço é representado pelo tempo decorrido para reposicionar o membro, desde a retirada dos dedos até o próximo contato (MORIN et al., 2012).

5.2.2 Cinética

5.2.2.1 *Forças e seus componentes*

Forças são grandezas vetoriais, e geralmente são definidas pelo que podem fazer, e não pelo que são. A força é uma grandeza vetorial que ocorre quando dois objetos interagem, e há a produção de mudança de estado de movimento de um ou de ambos os objetos. Forças produzem, param, aceleram e mudam a direção do movimento de objetos (HAMILL; KNUTZEN, DERICK, 2015). Existem inúmeros tipos de forças atuando no movimento humano, mas a mais utilizada para análises na área do movimento humano é a força de reação do solo (FRS). A FRS tem suas componentes, sendo estas: a anteroposterior, ou horizontal, craniocaudal, ou vertical, e látero-lateral, ou médio-lateral. Importante destacar que geralmente estas forças aparecem em unidades do peso corporal (PC ou BW, *body weight*, em inglês), ou normalizadas pela massa corporal.

5.2.2.2 *Razão das forças*

Provindo do ciclismo, a eficiência de aplicação de força foi traduzida para o estudo do *sprint*. Basicamente, a RF representa o quanto os indivíduos direcionam os vetores de força no plano horizontal. É então expressa como uma razão da FRSh pela FRS total, ou resultante (MORIN; EDOUARD; SAMOZINO, 2011).

5.2.2.3 *Impulso*

Impulso é definido pelo efeito da ação de uma força por um período de tempo. É calculado pelo produto da força e do tempo, e suas principais unidades utilizadas são Newton por segundo (N.s) e Libras por segundo (lbs.s). Basicamente, para se obter a variável de impulso, é realizado o cálculo da área de uma curva de força, via equações integrais (KNUDSON, 2007).

5.2.2.4 *Potência mecânica*

A potência é uma variável cinética utilizada para análise de diversos movimentos, como saltos e *sprints*. A potência geralmente é definida como a taxa de trabalho mecânico, sendo então uma derivada do trabalho mecânico. Porém, sua forma mais comum de ser expressa é como o produto da força pela velocidade. Na área das ciências do movimento humano, geralmente é utilizada a unidade de medida Watts, que representa 1 Joule por segundo. (KNUDSON, 2007)

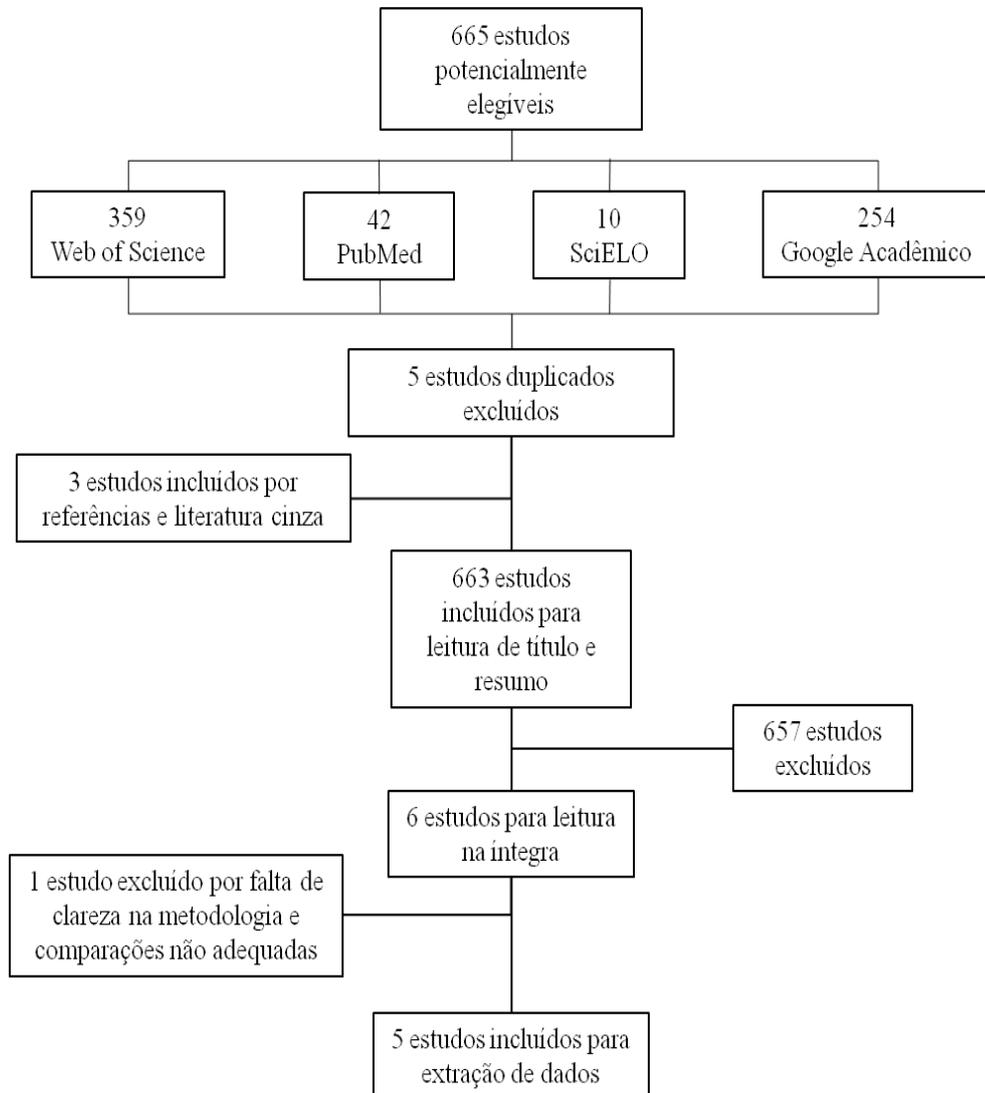
5.2.2.5 *Rigidez da perna*

A rigidez é expressa como a resistência à deformação de um determinado material. Na área das ciências humanas, a rigidez pode ser mensurada em fibras musculares até modelagens de corpo inteiro. Uma destas medidas é a rigidez da perna, que é definida como a razão entre a máxima força aplicada no eixo vertical e a máxima compressão da mola, representada pela perna (BRUGHELLI; CRONIN, 2008). O detalhamento da fórmula e exemplo gráfico está presentes na Figura 4.3.

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram encontrados um total de 665 estudos nas buscas realizadas nas bases de dados, e após retirada de 5 documentos duplicados, foi realizado a leitura de título e resumo de 660 estudos. Destes, somente 3 estudos foram aceitos para a leitura na íntegra, e foram incluídos mais 3 estudos provenientes de referências, da literatura cinza e de outras revisões de literatura com temas próximos. No total 6 estudos foram incluídos para leitura na íntegra. Após isso, 1 dos estudos foi excluído por falta de clareza na metodologia e por não realizar comparações adequadas. Então, um total de 5 estudos foram incluídos para a extração de dados. Todas as fases do processo de busca, exclusão e inclusão de estudos estão representadas na Figura 5.1. Na Tabela 1 está presente o detalhamento metodológico dos estudos incluídos para a extração de dados.

Figura 2.2 Processo de busca, triagem e seleção de estudos



Fonte: Elaborada pelo Autor (2021).

Tabela 1: Descrição dos métodos dos estudos incluídos

Primeiro autor e ano	Participantes número, sexo, classificação (n) e (idade)		Ambiente	Método de análise	Aspectos metodológicos biomecânicos		
	Grupo LC	Grupo SL			Frequência de amostragem	Espaço de análise	Desfechos
Andrews (2011)	3 M T35, T36, T37	1 H (27) ^a	PA	2D	100 Hz (C)	0 a 10 mt	Cinemática
Bezodis (2018)	1 M T36 (n.a)	16 H (22,7±4,3)	PA	3D	250 Hz (C), 1000 Hz (CN)	0 a 10 mt	Cinemática e Cinética
De Araujo (2019)	3 M T36(2), T37(1)	15 H (24,3±2,5) ^b	EE	2D	240 Hz (C, CN)	8 passos na Top Speed	Cinemática e Cinética
Ping (1996)	1 M, NP (n.a)	2 H, (n.a)	PA	2D	50 Hz (C)	0-5 mt	Cinemática
Pope (1993)	9 M, T36(3), T37(3), T38(3) (n.a);	35 H (n.a) ^{cd}	PA	2D	50 Hz (C)	0-35 mt	Cinemática
	8 F T36(3), T37(3), T38(2) (n.a)'	17 F (n.a) ^e ; 12 F (19,2±2,7) ^f					

Fonte: Elaborada pelo Autor (2021)

Notas gerais: a, valores retirados da literatura (ČOH; TOMAZIN, 2006) ; b, valores retirados da literatura (PARADISIS et al., 2019); c, valores retirados da literatura (ATWATER; 1980; SAITO et al, 1974) d, valores retirados da literatura (DESHON; NELSONN, 1964); e, valores retirados da literatura (HAVEN, 1977), f, valores retirados da literatura (BATES, 1973); C, cinemática; CN, cinética; 2D, bidimensional; 3D, tridimensional; EE, esteira ergométrica; F, feminino; LC, lesão cerebral; M, masculino; mt, metros; n, número; n.a, não apresenta; PA, pista atlética; SL, grupo sem LC;

Foram encontrados 5 estudos, destes 4 realizando análises biomecânicas do *sprint* durante a fase de saída de bloco e de aceleração (n=22) e 1 estudo analisando a fase de velocidade constante (n=3). Os estudos de aceleração foram conduzidos em pistas atléticas, enquanto o estudo de velocidade máxima foi conduzido em uma esteira ergométrica. Somente 2 dos 6 estudos tiveram a participação de um grupo controle, ou sem LC (BEZODIS et al., 2018; PING; ROBINSON; YING, 1996), enquanto outros 3 estudos compararam os dados obtidos com dados presentes na literatura (ANDREWS; FERREIRA; BRESSAN, 2011; DE ARAUJO; ANTUNES; FISCHER, 2019; POPE et al., 1993). Somente um estudo (DE ARAUJO; ANTUNES; FISCHER, 2019) teve outros objetivos de comparação e por isso foi utilizado um estudo adicional que analisou as variáveis relacionadas com o desempenho durante a fase de velocidade constante, para fins de elucidação desta revisão (PARADISIS et al., 2019).

Do total de 5 estudos, 4 utilizaram métodos de análise bidimensionais (2D) (ANDREWS; FERREIRA; BRESSAN, 2011; DE ARAUJO; ANTUNES; FISCHER, 2019; PING; ROBINSON; YING, 1996; POPE et al., 1993) e somente um utilizou análise tridimensional (3D) (BEZODIS et al., 2018). Dos estudos incluídos para extração de dados, 3 foram conduzidos com baixas frequências de amostragem (50-100 Hz), enquanto 2 dos estudos utilizaram altas frequências de amostragem (>240Hz) (BEZODIS et al., 2018; DE ARAUJO; ANTUNES; FISCHER, 2019).

Os dados extraídos estão apresentados na Tabela 2 e 3 para os dados cinemáticos e cinéticos relacionados com o desempenho, respectivamente. Importante destacar que os dados extraídos dos estudos foram somente de variáveis que têm relação com o desempenho, de acordo com a literatura (BRET et al., 2002; MORIN et al., 2011; NAGAHARA et al., 2014; PARADISIS et al., 2019; RABITA et al., 2015; WEYAND et al., 2000).

Tabela 2 Determinantes cinemáticos do desempenho no *sprint* em pessoas com e sem Lesão Cerebral

(continua)				
Autor (Ano)	Comprimento de passo (m)	Frequência de Passo (Hz)	Tempo de Contato (s)	Tempo de balanço (% tempo da passada)
Andrews (2011)	1º passo LC: 0,87(T35)*; 1,12 (T37); 1,0 (T38)*; SL: 1,12 ^a			
	2º passo LC: 0,90 (T35)*; 1,31 (T37); 1,22 (T38); SL: 1,13 ^a	n.a	n.a	n.a
	3º passo LC: 1,00 (T35)*; 1,24 (T37)*; 1,27 (T38)*; SL: 1,44 ^a			
Bezodis (2018)	1º passo LC: 0,75; SL: 1,06*	1º passo LC: 2,20; SL: 2,15	1º passo LC: 0,195; SL: 0,193	n.a
	2º passo LC: 0,93; SL: 1,09*	2º passo LC: 4,27; SL: 4,15		

Fonte: Elaborada pelo Autor (2021)

Notas gerais: ^a: Valores retirados da literatura (ČOH;TOMAZIN, 2006); d, valores retirados da literatura (PARADISIS et al., 2019); Hz, Hertz; LC, grupo lesão cerebral; m, metro; n.a, não apresenta; s: segundos; SL, grupo sem LC; . * indica diferenças significativas entre os grupos; ** indica que diferenças foram observadas, porém não foi conduzida análise estatística; ^a: diferenças observadas em relação ao intervalo de dados apresentados em Paradisis et al. (2019)

Tabela 2 Determinantes cinemáticos do desempenho no *sprint* em pessoas com e sem Lesão Cerebral

(continuação)				
Autor (Ano)	Comprimento de passo (m)	Frequência de Passo (Hz)	Tempo de Contato (s)	Tempo de balanço (% tempo da passada)
De Araujo (2019)	n.a	Fase de velocidade constante LC: 4,27(T36); 4,61 (T36); 4,33 (T37) SL: 3,65-4,63 ^a	Fase de velocidade constante LC: 0,155 (T36) ^{*a} ; 0,124 (T36) ^{*a} ; 0,111(T37) SL: 0,099-0,122 ^a	n.a
Ping (1996)	1º passo LC: 0,93; SL: 0,55** 2º passo LC: 0,91; SL: 1,03** 3º passo LC: 1,06; SL: 1,27 ** 4º passo LC: 1,28 SL: 1,30**	Fase de aceleração LC: 4,21; SL: 4,65**	Fase de aceleração LC: 0,095; SL: 0,110**	n.a

Fonte: Elaborada pelo Autor (2021)

Notas gerais: ^d: Valores retirados da literatura (PARADISIS et al., 2019); Hz, Hertz; LC, grupo lesão cerebral; m, metro; n.a, não apresenta; s; segundos; SL, grupo sem LC; . * indica diferenças significativas entre os grupos; ** indica que diferenças foram observadas, porém não foi conduzida análise estatística; ^a: diferenças observadas em relação ao intervalo de dados apresentados em Paradisis et al. (2019).

Tabela 2 Determinantes cinemáticos do desempenho no sprint em pessoas com e sem Lesão Cerebral

(conclusão)

Autor (Ano)	Comprimento de passo (m)	Frequência de Passo (Hz)	Tempo de Contato (s)	Tempo de balanço (% tempo da passada)
Pope (1993)	Sexo masculino LC: 1,56 SL: 1,86-2,08** ^{cd}	Sexo masculino LC: 4,62; SL: 3,98-4,60** ^{cd}	Sexo masculino LC: 0,219; SL: 0,218-0,222 ^{cd}	Sexo masculino LC: 74; SL: 77 ^{cd}
	Sexo feminino LC: 1,37; SL: 1,65-1,98** ^{ef}	Sexo feminino LC: 4,27; SL: 3,72-4,48** ^{ef}	Sexo feminino LC: 0,237; SL: 0,267-0,278** ^{ef}	Sexo feminino LC: 71; SL: 78-79 ^{ef}

Fonte: Elaborada pelo Autor (2021)

Notas gerais: ^{cd}: Dados retirados da literatura (ATWATER; 1980; DESHON; NELSONN, 1964; SAITO et al, 1974); ^{ef}, valores retirados da literatura (BATES, 1973; HAVEN, 1977); Hz, Hertz; LC, grupo lesão cerebral; m, metro; n.a, não apresenta; s: segundos; SL, grupo sem LC; . * indica diferenças significativas entre os grupos; ** indica que diferenças foram observadas, porém não foi conduzida análise estatística; ^a: diferenças observadas em relação ao intervalo de dados apresentados em Paradisis et al. (2019).

Tabela 3 Determinantes cinéticos do desempenho no *sprint* em pessoas com e sem Lesão Cerebral

Autor (Data)	FRSh (PC)	Impulso Horizontal (N.s)	Potência (W)	Razão das forças	FRSv (PC)	K_{leg} (kN.m⁻¹)
Andrews (2011)	n.a	n.a	n.a	n.a	n.a	n.a
Bezodis (2018)	Primeiros passos LC: 0,72-0,82; SL: 1,06-1,13*	Primeiros passos LC: 49; SL: 90*	Absoluto LC: 810; SL: 1803* Normalizado LC: 0,51; SL: 0,82	Primeiros passos LC: 0,31; SL: 0,43*	n.a	n.a
De Araujo (2019)	n.a	n.a	n.a	n.a	Fase de velocidade constante LC: 2,38 (T36)* ^a ; 2,37 (T36)* ^a ; 3,25 (T37); SL: 1,77-2,27 ^a	Fase de velocidade constante LC: 6,3 (T36)* ^a ; 6,5 (T36)* ^a ; 13,1 (T37); SL: 10,8-18,2 ^a
Ping (1996)	n.a	n.a	n.a	n.a	n.a	n.a
Pope (1993)	n.a	n.a	n.a	n.a	n.a	n.a

Fonte: Elaborada pelo Autor (2021)

Nota: ^a: Dados retirados de Paradisis et al. (2019); CON, grupo controle; kN.m⁻¹, quilo Newton por metro; LC, grupo lesão cerebral; n.a, não apresenta; N.s, Newton por segundo; PC, peso corporal; SL, grupo sem LC; W, Watts. * indica diferenças significativas entre os grupos; ** indica que diferenças foram observadas, porém não foi conduzida análise estatística; ^a: diferenças observadas em relação ao intervalo de dados apresentados em Paradisis et al. (2019)

6.1 Variáveis cinemáticas relacionadas ao desempenho em velocistas com LC

6.1.1 Comprimento de passo

Para a variável de comprimento de passo, somente 4 estudos realizaram análises durante o *sprint*, sendo estes 3 durante a fase de saída de bloco (ANDREWS; FERREIRA; BRESSAN, 2011; BEZODIS et al., 2018; PING; ROBINSON; YING, 1996) e 1 durante a fase de aceleração (POPE et al., 1993).

Quanto ao comprimento do primeiro passo, os resultados são conflitantes. Três estudos observaram que o comprimento do primeiro passo é menor no grupo com LC em comparação ao grupo sem LC (ANDREWS; FERREIRA; BRESSAN, 2011; BEZODIS et al., 2018; POPE et al., 1993), enquanto somente um observou que este é maior no grupo com LC (PING; ROBINSON; YING, 1996). Porém, o baixo número amostral, a baixa frequência de amostragem e a ausência de análises estatísticas no estudo de Ping, Robinson e Ying (1996), não permite tirar conclusões sólidas. Portanto, parece que velocistas com LC têm prejuízos no desempenho durante a fase de saída de bloco por apresentarem um menor comprimento do primeiro passo, visto que este tem relação com o desempenho (SLAWINSKY et al., 2010).

Durante a fase de aceleração, velocistas com LC apresentam menores comprimentos de passo, para ambos os sexos (POPE et al., 1993). Porém esta variável não tem uma correlação significativa com variáveis de desempenho, como velocidade máxima, velocidade média nos 100 metros e distância percorrida nos primeiros 4 segundos (MORIN et al., 2012). Logo, pode-se concluir que os acometimentos motores gerados pela LC não afetam a mecânica de forma significativa para que haja prejuízos no desempenho desta fase.

6.1.2 Frequência de passo

Para a variável de frequência de passo, 3 dos 5 estudos analisaram diretamente a essa variável durante os primeiros passos, a fase de aceleração (BEZODIS et al., 2018; PING; ROBINSON; YING, 1996; POPE et al., 1993) e de velocidade máxima (DE ARAUJO; ANTUNES; FISCHER, 2019).

Em relação aos primeiros passos, é possível observar que velocistas com LC têm menores comprimentos de passo no segundo e terceiro passo (ANDREWS; FERREIRA; BRESSAN, 2011; BEZODIS et al., 2018; PING), e tendo em vista que o comprimento de

passo e a frequência de passo são inversamente proporcionais, pode-se concluir que durante essa faixa temporal, velocistas com LC tem maiores frequências de passo (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2015). É visto que o aumento da frequência de passo até o terceiro contato tem relação com o desempenho, e por isto, parece que velocistas com LC têm alterações mecânicas que propiciam um melhor desempenho durante essa fase.

Durante a fase de aceleração, os resultados são inconsistentes. Ping, Robinson e Ying (1994) observaram que o velocista com LC apresenta menores frequências de passo do que o grupo sem LC, enquanto Pope e colaboradores observaram que as frequências de passo são semelhantes, tanto para o sexo masculino, quanto para o sexo feminino entre os grupos com LC e sem LC. Porém, existem limitações metodológicas em ambos os estudos. O estudo de Pope e colaboradores analisou a fase de aceleração como um todo, e tendo em vista que são propostas subdivisões dessa (COH; TOMAZIN, 2006; NAGAHARA et al., 2014; VON LIERES UND WILKAU et al., 2020), os dados espaço temporais podem subnotificar informações importantes. No estudo de Ping, Robinson, Ying (1996) foi analisado somente um sujeito com LC e um sujeito sem LC, e não foi realizada nenhum tipo de análise estatística, tornando inviável uma inferência para esta população.

Durante a fase de velocidade constante, De Araujo, Antunes e Fischer (2019) observaram que velocistas com LC têm valores de frequência de passo dentro dos intervalos de confiança do estudo de Paradisis e colaboradores. (2019). Recentemente, Van Hooren e colaboradores (2020) realizaram uma revisão sistemática com meta análise sobre diferenças biomecânicas entre corrida no solo e em esteira, e concluíram que as medidas em diferentes ambientes são largamente comparáveis, com exceção à variáveis cinemáticas angulares durante o contato inicial. Portanto, é adequado extrapolar estes resultados para ambientes de pista, e concluir que, durante a fase de velocidade constante, velocistas com LC e sem LC têm valores de frequência de passo semelhantes, não havendo prejuízos ou benefícios no desempenho.

6.1.3 Tempo de contato

Em relação à variável de tempo de contato, somente 2 estudos analisaram essa variável durante os primeiros passos (BEZODIS et al., 2018) e durante a FVC (DE ARAUJO; ANTUNES; FISCHER, 2019).

Durante os primeiros passos, Bezodis e colaboradores (2018) observaram que o velocista com LC tem valores de tempo de contato semelhantes com velocistas sem LC. De forma contrária, De Araujo, Antunes e Fischer (2019) observaram que, durante a FVC, velocistas com LC e maior comprometimento (T36) têm maiores valores de tempo de contato, com exceção ao atleta T37. Portanto, tendo em vista que velocistas com maior desempenho passam menos tempo em contato com o solo, as estratégias mecânicas adotadas por velocistas com LC parecem impactar negativamente o desempenho durante a FVC.

6.1.4 Tempo de balanço

Dos 5 estudos incluídos, somente um estudo analisou a variável de tempo de balanço durante a fase de aceleração (POPE et al., 1993). Foi observado que velocistas com LC, de ambos os sexos, apresentam menores tempos de balanço do que seus pares. Tendo em vista que o tempo de balanço tem uma correlação negativa com variáveis de desempenho, estes achados indicam que velocistas com LC se beneficiam mecanicamente por reposicionar seus membros mais rapidamente durante a fase de aceleração do *sprint*.

6.2 Variáveis cinéticas relacionadas ao desempenho em velocistas com LC

Dos 5 estudos incluídos nesta revisão, somente 2 estudos analisaram variáveis cinéticas durante os primeiros passos (BEZODIS et al., 2018) e a FVC (DE ARAUJO; ANTUNES; FISCHER, 2019).

Durante os primeiros passos, Bezodis e colaboradores observou que velocistas com LC geram menores magnitudes de FRS_h, bem como um menor impulso horizontal do que seus pares. Também foram observados menores valores tanto de potência absoluta, quanto de potência normalizada em velocistas com LC quando comparados ao seus pares. Ainda, o velocista com LC demonstrou uma menor efetividade mecânica, orientando o vetor de força mais verticalmente, resultando em uma menor RF. Tendo em vista que as variáveis de FRS_h, RF, impulso, potência absoluta e média são correlacionadas positivamente com o desempenho no *sprint* na fase de aceleração (KAWAMORI; NOSAKA; NEWTON, 2013; MORIN; EDOUARD; SAMOZINO, 2011; MORIN et al., 2012), é possível observar que existem evidências de prejuízos de ordem cinética em velocistas com LC durante a fase de inicial do *sprint*.

Já na fase de velocidade constante, De Araujo, Antunes e Fischer observaram que velocistas com LC apresentam maiores valores de FRS_v quando comparados aos seus pares. Para a variável de rigidez da perna, dois velocistas de menor classificação (T36) apresentaram valores abaixo dos valores da literatura, enquanto o velocista classificado como T37 demonstrou valores similares em comparação à velocistas sem LC (PARADISIS et al., 2019). Levando em consideração que velocistas com maior desempenho na FVC aplicam maiores FRS_v e tem maiores valores de K_{leg} (BRET et al., 2002; PARADISIS et al., 2019; WEYAND et al., 2000), é possível observar que por um lado os velocistas com LC se beneficiam por aplicar mais FRS_v, enquanto por outro lado acabam tendo prejuízos por serem mais complacentes. Ainda, sobre a K_{leg} , parece que existe uma relação com a Classificação Paralímpica, porém, visto o baixo número amostral e a ausência de análise estatística, o estudo de De Araujo, Antunes e Fischer não nos permite tirar conclusões sólidas.

O objetivo principal deste estudo foi verificar evidências científicas dos determinantes cinemáticos e cinéticos do desempenho no *sprint* em velocistas com e sem LC. Tendo em vista as divisões do *sprint*, o comportamento mecânico e os determinantes cinemáticos e cinéticos do desempenho são distintos nas diferentes fases do *sprint*.

Mesmo com uma maior frequência de passo até o terceiro contato, os velocistas com LC apresentam prejuízos nos parâmetros determinantes do desempenho durante a fase de saída de blocos e de aceleração. Possivelmente, esse aumento da frequência de passo, bem como a diminuição do comprimento do primeiro passo, está relacionado a fatores cinéticos, como uma menor geração de potência, força e trabalho mecânico durante a saída de blocos (BEZODIS et al., 2018). Também, uma redução da amplitude de movimento das articulações do membro inferior, tanto em testes clínicos, como durante o *sprint*, pode explicar esse fenômeno (BEZODIS et al., 2018; CONNICK et al., 2015; POPE et al., 1993).

Ainda, é visto que pessoas com LC têm menores taxas de desenvolvimento de força, menores volumes musculares e menores forças isométricas de extensores de joelho e plantiflexores (BECKMAN et al., 2016; DE GROOT et al., 2012; MOREAU; FALVO; DAMIANO, 2012). Este fato corrobora com o déficit de aplicação de força e geração de potência observada nesta revisão, principalmente por indicar que pessoas com LC tem uma incapacidade de gerar forças de forma rápida durante a fase de aceleração do *sprint*. Ainda, a efetividade mecânica, ou RF, já foi observada em outras populações de atletas paralímpicos como atletas amputados (WILLWACHER et al., 2016). Esta se mostrou menor nesta população, o que corrobora com o achado da presente revisão, porém os mecanismos por trás deste fenômeno ainda não estão elucidados por completo.

Durante a fase de velocidade constante, velocistas com LC parecem ter efeitos deletérios sobre os determinantes do desempenho. Mesmo apresentando uma maior força aplicada ao solo, esses apresentam um maior tempo de contato e uma menor rigidez da perna, o que impacta negativamente o desempenho. É importante destacar que o estudo de De Araujo, Antunes e Fischer (2019) utilizou de equações de Morin e colaboradores (2005), que estima parâmetros cinéticos a partir de parâmetros como o tempo de contato e o tempo aéreo. O método se mostrou reprodutível, porém apresenta erros de medida de 1,7% para a variável de FRSv, portanto os valores apresentados no estudo de De Araujo, Antunes e Fischer (2019) podem estar subestimados ou superestimados. Tendo isto em vista, é necessário que futuros estudos analisem essas variáveis de forma direta, para a elucidação completa da aplicação de FRSh durante a fase de velocidade constante em velocistas com LC.

Ainda, é possível observar que o velocista com maior classificação (T37) e consequente menor acometimento, apresenta tempos de contato e valores de rigidez de acordo com a literatura (PARADISIS et al., 2019; BRUGHELLI; CRONIN, 2008). Este fato corrobora com a classificação paralímpica, visto que essa aloca atletas em classes de acordo

com o quanto o comprometimento motor impacta no desempenho. Tendo em vista que a classe T37 é uma classe em que os atletas possuem um menor comprometimento, é esperado que atletas T37 tenham poucos comprometimentos no desempenho. Esta relação do desempenho com parâmetros neuromusculares já foi explorada por Antunes e colaboradores (2017), onde analisaram torques isocinéticos de extensores e flexores de joelho e outras variáveis neuromusculares como altura e potência de saltos. Os autores observaram que quanto maior o comprometimento, menores os parâmetros neuromusculares.

Ainda, em uma análise mais detalhada, é possível observar que os velocistas que demonstraram menores valores de rigidez da perna são classificados clinicamente como discinéticos, enquanto o velocista com valores de rigidez da perna semelhantes a velocistas sem LC é classificado como espástico. Possivelmente, a classificação clínica pode ter relação com as estratégias mecânicas apresentadas pelos velocistas com LC, porém, é necessário que estudos futuros contemplem este ponto, principalmente com um maior número amostral.

Os pontos fortes do presente estudo são que essa foi a primeira revisão a explorar somente os determinantes cinéticos e cinemáticos de diferentes fases do *sprint* em velocistas com e sem LC, e ainda, é o primeiro estudo que revisa e aborda a fase de velocidade constante do *sprint*. Por ter delimitação voltada às variáveis determinantes do desempenho, este estudo também busca também auxiliar no processo de avaliação e treinamento de atletas com LC em campo. Porém, as evidências sobre determinantes mecânicos do *sprint* ainda são escassas na literatura. No que se refere as limitações do estudo, esta revisão foi composta de 5 estudos, em sua maioria com baixo rigor metodológico, baixo número amostral e com carência de grupos de comparação, tendo a sua maioria de estudos realizando comparações com valores presentes na literatura. Estudos futuros devem focar na realização de experimentos com um maior número amostral, maiores taxas de amostragem e realizar comparações adequadas, analisando a relação das variáveis mecânicas com o desempenho de cada fase do *sprint*, para elucidar se os determinantes mecânicos de atletas com LC são os mesmos dos atletas sem deficiências.

7 CONCLUSÃO

Em conclusão, velocistas com LC apresentam alterações nos parâmetros determinantes do desempenho no *sprint* quando comparados a sujeitos sem LC. Quanto aos determinantes cinemáticos durante a fase de saída de bloco, é observado um menor comprimento do primeiro passo e uma maior frequência de passo entre os três primeiros contatos. Ainda, sobre os determinantes cinéticos dessa fase, observam-se menores aplicações de força, uma menor geração de potência e uma orientação mais vertical da força resultante, gerando assim um impacto negativo no desempenho de velocistas com LC. Durante a fase de aceleração, velocistas com LC apresentam menores tempos de contato e um menor tempo de balanço do que seus pares, alterações essas que parecem ser benéficas para o desempenho. Por fim, durante a fase de velocidade constante, é possível observar maiores forças verticais e maiores tempos de contato em velocistas com LC. Estes achados indicam um impacto prejudicial da LC nos parâmetros cinemáticos determinantes do desempenho, enquanto para os parâmetros cinéticos observa-se um efeito benéfico. Velocistas com LC têm acometimentos na função motora e por isto, apresentam diferentes estratégias durante o *sprint*.

REFERÊNCIAS

- ANDREWS, B. S.; FERREIRA, S.; BRESSAN, E. S. The usefulness of kinematic norms for Paralympic sprinters. **African Journal for Physical, Health Education, Recreation and Dance** 17, n. Suppl. 1, p. 29-38, 2011.
- ATWATER, A. E. Kinematic Analysis of Sprinting. Biomechanics Symposium, CIC Big 10 Body of Knowledge Conference. Indiana University, Indiana, EUA. **Biomechanics Symposium Proceedings**: 303-314, 1980
- BATES, B. **The development of a computer program with application to film analysis:**

The mechanics of female runners. 1973. 203 f. – Curso de Filosofia, Universidade de Indiana, Indiana, 1973.

BEZODIS, I. N.; KERWIN, D. G.; SALO, A. I. Lower-limb mechanics during the support phase of maximum-velocity sprint running. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, 40, n. 4, p. 707-715, Apr 2008.

BEZODIS, I. N. et al. A biomechanical comparison of initial sprint acceleration performance and technique in an elite athlete with cerebral palsy and able-bodied sprinters. **Sports Biomechanics**, 19, n. 2, p. 189-200, Apr 2018.

BJORNSON, K. F.; ZHOU, C.; STEVENSON, R.; CHRISTAKIS, D. A. Capacity to participation in cerebral palsy: evidence of an indirect path via performance. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 94, n. 12, p. 2365-2372, Dec 2013.

BLICKHAN, R. The spring-mass model for running and hopping. **Journal of Biomechanics**, 22, n. 11-12, p. 1217-1227, 1989.

BRET, C. et al. Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, 42, n. 3, p. 274-281, Sep 2002.

BRUGHELLI, M.; CRONIN, J. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness : modelling and recommendations for future research. **Sports Medicine**, 38, n. 8, p. 647-657, 2008.

BRUNS, J.; HAUSER, W. A. The epidemiology of traumatic brain injury: a review. **Epilepsia** 44, n. 10, p. 2-10, 2003

CANS, C. Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE). **Developmental Medicine & Child Neurology**, 42, n. 12, p. 816-824, Dec 2000.

CAVAGNA, G. A. Elastic bounce of the body. **Journal of Applied Physiology**, 29, n. 3, p. 279-282, Sep 1970.

CIACCI, S.; MERNI, F.; BARTOLOMEI, S.; DI MICHELE, R. Sprint start kinematics during competition in elite and world-class male and female sprinters. **Journal of Sports Science**, 35, n. 13, p. 1270-1278, Jul 2017.

CLUTTERBUCK, G. L.; AULD, M. L.; JOHNSTON, L. M. SPORTS STARS: a practitioner-led, peer-group sports intervention for ambulant children with cerebral palsy. Activity and participation outcomes of a randomised controlled trial. **Disability and Rehabilitation**, p. 1-9, Jun 30 2020.

COH, M.; TOMAZIN, K. Kinematic analysis of the sprint start and acceleration from the blocks. **New Studies in Athletics**, 21, p. 23–33., 2006.

COMMITTEE, I. P. IPC Athletics Classification Project for Physical Impairments: Final Report - Stage 1 107 p. 2010.

COMMITTEE, I. P. Athletics Rules and Regulations 2014-2015. pp. 159.

CONNICK, M. J. et al. How much do range of movement and coordination affect paralympic sprint performance? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47, n. 10, p. 2216-2223, 2015.

DE ANDRADE, A. F. et al. Guidelines for neurosurgical trauma in Brazil. **World Journal of Surgery**, 25, n. 9, p. 1186-1201, 2001.

DE ARAUJO, P.H.; ANTUNES, D.; FISCHER, G. . Biomecânica da corrida de velocistas com paralisia cerebral na top speed. In: Congresso Brasileiro de Ciências do Esporte, 21., 2019, Natal. Anais [...]. Natal: Cbce, 2019. p. 1-2. Disponível em: <http://congressos.cbce.org.br/index.php/conbrace2019/8conice/paper/viewFile/12689/7275>. Acesso em: 29 abr. 2021.

DE GROOT et al. Comparison of muscle strenght, sprint power and aerobic capacity in adults with and without cerebra palsy. **Journal of Rehabilitation Medicine**, 44, n. 11, p. 932-938, 2012.

DEBAERE, S. et al. From block clearance to sprint running: characteristics underlying an effective transition. **Journal of Sports Science**, 31, n. 2, p. 137-149, 2013.

DELECLUSE, C.; VAN COPPENOLLE, H.; DIELS, R.; GORIS, M. A model for the scientific preparation of high level sprinters. **New Studies in Athletics**, 7, n. 4, p. 57-64, 1992.

DESHON, D. E.; R. C. NELSON. A Cinematographical Analysis of Sprint Running. **The Research Quarterly** 35, n. 4, p. 451-455, 1964.

ELDER, G. C et al. (2003). "Contributing factors to muscle weakness in children with cerebral palsy." **Developmental Medicine and Children Neurology**, 45, n. 8, p. 542-550.

ENOKA, R. M. Voluntary Movement. **Neuromechanics of Human Movement**, 4th ed., Human Kinetics: p. 249-300, 2008.

FIORESE, B. A., et al.. Biomechanics of starting, sprinting and submaximal running in athletes with brain impairment: A systematic review. **Journal of Science and Medicine in Sport**, 23, n. 12, p. 1118-1127, 2020.

FRONTERA, W. R. et al. Firing rate of the lower motoneuron and contractile properties of its muscle fibers after upper motoneuron lesion in man. **Muscle & Nerve**, 20, n. 8, p. 938-947, 1997.

GROFF, D. G.; LUNDBERG, N. R.; ZABRISKIE, R. B. Influence of adapted sport on quality of life: perceptions of athletes with cerebral palsy. **Disability Rehabilitation**, 31, n. 4, p. 318-326, 2009.

HAMILL, J.; K. M. KNUTZEN, K.M.; DERRICK T.R. Linear Kinematics. **Biomechanical Basis of Human Movement**, 4th, ed. Wolters Kluwer, p. 283-317, 2015.

- HAUGEN, T. et al. Kinematic stride cycle asymmetry is not associated with sprint performance and injury prevalence in athletic sprinters. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, 28, n. 3, p. 1001-1008, Mar 2018.
- HAVEN, B. **Change in the mechanics of the running patterns of highly skilled women runners during competitive races**.1977. 1-118 f. – Curso de Educação Física, Universidade de Indiana, Indiana,1977.
- JOHNSTON, T. E. et al. Energy cost of walking in children with cerebral palsy: relation to the Gross Motor Function Classification System. **Developmental Medicine in Children Neurology**, 46, n. 1, p. 34-38, 2004.
- KAWAMORI, N., K. NOSAKA; NEWTON, R.U. Relationships between ground reaction impulse and sprint acceleration performance in team sport athletes. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, 27, n. 3, p. 568-573, 2013.
- KNUDSON, D. Linear Kinetics. **Fundamentals of Biomechanics**, ed. Springer, p. 133-167, 2007.
- KOMI, P. V. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. **Journal of Biomechanics**, 23 Suppl 1, p. 23-34, 1990.
- KUNZ, H.; KAUFMANN, D. A. Biomechanical analysis of sprinting: decathletes versus champions. **British Journal of Sports Medicine**, 15, n. 3, p. 177-181, Sep 1981.
- KURZ, M. J.; ARPIN, D. J.; CORR, B. Differences in the dynamic gait stability of children with cerebral palsy and typically developing children. **Gait &Posture**, 36, n. 3, p. 600-604, Jul 2012.
- KURZ, M. J.; STUBERG, W. A.; DEJONG, S. L. Mechanical work performed by the legs of children with spastic diplegic cerebral palsy. **Gait &Posture**, 31, n. 3, p. 347-350, Mar 2010.
- LAI, A.; SCHACHE, A. G.; BROWN, N. A.; PANDY, M. G. Human ankle plantar flexor muscle-tendon mechanics and energetics during maximum acceleration sprinting. **Journal of Royal Society Interface**, 13, n. 121, Aug 2016.
- MCMAHON, T. A.; CHENG, G. C. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? **Journal of Biomechanics**, 23 Suppl 1, p. 65-78, 1990.
- MERO, A. Force-Time Characteristics and Running Velocity of Male Sprinters During the Acceleration Phase of Sprinting. **Research Quaterly for Exercise and Sport**, 59, n. 2, p. 94-98, 1988.
- MIZUGUCHI, N. et al. Functional plasticity of the ipsilateral primary sensorimotor cortex in an elite long jumper with below-knee amputation. **Neuroimage Clinical**, 23, p. 101847, 2019.
- MELO, J. R. T. et al. Características dos pacientes com trauma cranioencefálico na cidade do Salvador, Bahia, Brasil. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, 62, n.1, p. 711-715, 2004.

MENON, D. K.; SCHWAB, K.; WRIGHT D. W.; MAAS, A. I. Position statement: definition of traumatic brain injury. **Archives in Physical Medicine and Rehabilitation**, 91, n. 11, p. 1637-1640, 2010.

MOREAU, N. G.; FALVO, M. J.; DAMIANO, D. L. Rapid force generation is impaired in cerebral palsy and is related to decreased muscle size and functional mobility, **Gait & Posture**, 35, n.1, p. 154-158, 2012.

MORIN, J.B. et al. A simple method for measuring stiffness during running. **Journal of Applied Biomechanics**, 21, p. 167-180, 2005.

MORIN, J. B. et al. Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. **European Journal of Applied Physiology**, 112, n. 11, p. 3921-3930, Nov 2012.

MORIN, J. B.; EDOUARD, P.; SAMOZINO, P. Technical ability of force application as a determinant factor of sprint performance. **Medicine&Science in Sports& Exercise**, 43, n. 9, p. 1680-1688, Sep 2011.

NAGAHARA, R.; MATSUBAYASHI, T.; MATSUO, A.; ZUSHI, K. Kinematics of transition during human accelerated sprinting. **Biology Open**, 3, n. 8, p. 689-699, Jul 4 2014.

NAGAHARA, R. et al. Association of Sprint Performance With Ground Reaction Forces During Acceleration and Maximal Speed Phases in a Single Sprint. **Journal of Applied Biomechanics**, 34, n. 2, p. 104-110, Apr 1 2018.

NAKAGAWA et al., Cortical reorganization of lower-limb motor representations in an elite archery athlete with congenital amputation of both arms, **Neuroimage: Clinical**, 25, p. 1-10, 2019.

NAKAZAWA, K. et al. "Paralympic Brain". Compensation and Reorganization of a Damaged Human Brain with Intensive Physical Training. **Sports (Basel)**, 8, n. 4, Apr 7 2020.

NOVACHEK, T. F. The biomechanics of running. **Gait & Posture**, 7, n. 1, p. 77-95, Jan 1 1998.

ORGANIZATION, W. H. **International Classification of Functioning, Disability, and Health: Children & Youth Version : ICF-CY**. World Health Organization, 2007. 9789241547321.

OSKOU, M. et al. An update on the prevalence of cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. **Developmental Medicine & Child Neurology**, 55, n. 6, p. 509-519, Jun 2013.

PARADISIS, G. P. et al. Sprint mechanical differences at maximal running speed: Effects of performance level. **Journal of Sports Science**, 37, n. 17, p. 2026-2036, Sep 2019.

PING, L.; ROBINSON, P.; YING, L. Technical analysis of Asian top sprinters - Chang Sing Chung. In: XIV Symposium on Biomechanics in Sports June, 1996, Funchal, Madeira. **25**. Edições FMH, p. 270-273, 1996.

PINTO, T. P. S. et al. Mechanisms contributing to gait speed and metabolic cost in children with unilateral cerebral palsy. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, 22, n. 1, p. 42-48, Jan - Feb 2018.

POPE, C.; SHERRILL, C.; WILKERSON, J.; PYFER, J. Biomechanical Variables in Sprint Running of Athletes with Cerebral Palsy. **Adapted Physical Activity Quarterly**, 10, n. 3, p. 28, 1993.

PUVANACHANDRA, P.; HYDER, A.A. Traumatic brain injury in Latin America and the Caribbean: a call for research. **Salud Publica Mexico**, 50, n. 1: p. 3-5, 2008.

RABITA, G. et al. Sprint mechanics in world-class athletes: a new insight into the limits of human locomotion. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, 25, n. 5, p. 583-594, Oct 2015.

ROSE, J.; MCGILL, K.C. Neuromuscular activation and motor-unit firing characteristics in cerebral palsy. **Developmental Medicine in Children Neurology**, 47, n. 5, p. 329-336, 2005.

ROSS, S. A. et al. Effects of Participation in Sports Programs on Walking Ability and Endurance Over Time in Children With Cerebral Palsy. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, 96, n. 12, p. 843-851, Dec 2017.

SAIBENE, F.; MINETTI, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **European Journal of Applied Physiology**, 88, n. 4-5, p. 297-316, Jan 2003.

SAITO, M. et al. Temporal patterns in running. **Biomechanics IV. International Series on Sport Sciences**, Palgarve, London, 1974.

SCHACHE, A. G. et al. Lower-limb joint mechanics during maximum acceleration sprinting. **Journal of Experimental Biology**, 222, n. Pt 22, Nov 25 2019.

SLAWINSKI, J. et al. Kinematic and kinetic comparisons of elite and well-trained sprinters during sprint start. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, 24, n. 4, p. 896-905, 2010.

STACKHOUSE, S. K.; BINDER-MACLEOD, S. A.; LEE, S. C. Voluntary muscle activation, contractile properties, and fatigability in children with and without cerebral palsy. **Muscle & Nerve**, 31, n. 5, p. 594-601, 2005.

TOLLANES, M. C.; WILCOX, A. J.; LIE, R. T.; MOSTER, D. Familial risk of cerebral palsy: population based cohort study. **BMJ**, 349, p. g4294, Jul 15 2014.

VAN DEN HECKE, A. et al. Mechanical work, energetic cost, and gait efficiency in children with cerebral palsy. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, 27, n. 6, p. 643-647, Sep 2007.

VAN GORP, M. et al. Childhood factors predict participation of young adults with cerebral palsy in domestic life and interpersonal relationships: a prospective cohort study. **Disability and Rehabilitation**, p. 1-10, May 6 2019.

VOLKOV, N. I.; LAPIN, V. I. Analysis of the velocity curve in sprint running. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, 11, n. 4, p. 332-337, Winter 1979.

VAN HOOREN et al. Is motorized treadmill running biomechanically comparable to overground running? A systematic review and meta-analysis of cross-over studies. **Sports Medicine**, 50, p.785-813, 2020.

VAN INGEN SCHENAU, G. J.; DE KONING, J. J.; DE GROOT, G. Optimisation of sprinting performance in running, cycling and speed skating. **Sports Medicine**, 17, n. 4, p. 259-275, Apr 1994.

VON LIERES UND WILKAU, H. C. et al. Phase analysis in maximal sprinting: an investigation of step-to-step technical changes between the initial acceleration, transition and maximal velocity phases. **Sports Biomechanics**, 19, n. 2, p. 141-156, Apr 2020.

WILLWACHER et al. Sprint Start kinetics of amputee and non-amputee sprinters, **PLoS One**, 11, n. 11, p. 1-18.