

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

ANDRÉ ALMEIDA DA SILVA

**VERIFICAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE AVALIAÇÃO DA
CAPACIDADE DE FRENAGEM EM UMA POPULAÇÃO SAUDÁVEL**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CURITIBA

2025

ANDRÉ ALMEIDA DA SILVA

**VERIFICAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE AVALIAÇÃO DA
CAPACIDADE DE FRENAGEM EM UMA POPULAÇÃO SAUDÁVEL**

**VERIFICATION OF BRAKING CAPACITY ASSESSMENT
EQUIPMENT IN A HEALTHY POPULATION**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Área de Concentração: Engenharia Biomédica. Linha de pesquisa: Engenharia Biomédica e Instrumentação.

Orientador: Prof. Dr. Bertoldo Schneider Junior

Coorientador: Prof. Dr. Marcos Santos Hara

CURITIBA

2025



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/)

Esta licença permite remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, para fins não comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es) e que licenciem as novas criações sob termos idênticos. Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Campus Curitiba



ANDRE ALMEIDA DA SILVA

VERIFICAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE DE FRENAGEM EM UMA POPULAÇÃO SAUDÁVEL

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).
Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Data de aprovação: 14 de Março de 2025

Dr. Jamil Faissal Soni, Doutorado - Pontifícia Universidade Católica do Paraná (Pucpr)

Dr. Marcos Santos Hara, Doutorado - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Paraná (Ifpr)

Dr. Rubens Alexandre De Faria, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 04/04/2025.

CURITIBA

2025

Dedico esta obra a todos que,
diretamente ou indiretamente,
contribuíram para sua conclusão e em
especial ao meu filho, André da Silveira
Almeida.

AGRADECIMENTOS

Quero agradecer a dedicação, a paciência e o empenho dos professores Bertoldo Schneider Junior, Marcos Santos Hara e Paulo Sérgio Schneider; aos alunos do Programa de Ensino Tutorial (PETEE), em especial João Pedro Mantovan, Gabriel Bressam, Gregorio A. D. Bussyguin; e ao residente de Ortopedia e Traumatologia do Hospital de Fraturas XV, Pedro H. B. Galvan, que viabilizaram parte importante desta pesquisa. Agradeço aos amigos Carlos Henrique Ramos e Miguel F. Filho pela “educação médica continuada” e a Karin C. Grande pela ajuda e motivação em momentos cruciais.

Agradeço, ainda, aos meus familiares: Luena Helena da Silveira (esposa), André da Silveira Almeida (filho), Silas da Silva (pai) e Janeth E. Almeida da Silva (mãe) por todo o incentivo e suporte para a completa realização desta obra.

“Para os crentes, Deus está no princípio das coisas. Para os cientistas, no final de toda reflexão.”
(Max Planck)

RESUMO

SILVA, André Almeida da. **Verificação do equipamento de avaliação da capacidade de frenagem em uma população saudável**. 2025. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2025.

Os pacientes perguntam frequentemente aos cirurgiões ortopédicos quando podem voltar a conduzir veículo automotivo após uma intervenção cirúrgica nos membros inferiores. Não existem diretrizes normalizadas para os cirurgiões nesse sentido. É esse o problema que este trabalho pretende resolver parcialmente, ajudando os cirurgiões a aconselharem com exatidão os pacientes a regressarem à sua rotina de condução. Utilizou-se um equipamento que mede tempos de resposta e forças para determinar os parâmetros de uma população saudável, que futuramente poderá ser utilizado para comparar parâmetros de pacientes pós-operatórios. Este trabalho apresenta valores normais de força e tempos de resposta à frenagem por meio de um equipamento que avalia a capacidade dinâmica do membro inferior. O tempo médio de resposta à frenagem encontrado neste trabalho foi de 493 milissegundos (ms) e a força média de frenagem de 31,9 quilogramas-força (kgf). Esses valores estão de acordo com a literatura e caracterizam a população local normal.

Palavras-chave: Resposta motora. Recuperação pós-operatória. Fenômenos biomecânicos. Capacidade de frenagem. Tempo de resposta motora.

ABSTRACT

SILVA, André Almeida da. **Verification of braking capacity assessment equipment on a healthy population.** 2025. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Federal Technology University - Parana, Curitiba, 2025.

Patients often ask orthopedic surgeons when they can return to driving after a surgical procedure on their lower limbs. There are no standard guidelines for surgeons for that. This is the problem this work intends to partially solve, assisting surgeons to accurately advise patients to return to their driving routine. Equipment that measures response times and forces has been used to determine the parameters of a healthy population, which in the future may be used to compare parameters of post-operative patients. This work presents normal values of force and braking response times using a device that evaluates the lower limb dynamic capacity. Average braking response time found in this work was 493 ms and average braking force of 31.9 kgf. These values are in accordance with the literature and characterize the normal local population.

Keywords: Motor response. Post-operative recovery. Biomechanical Phenomena. Braking ability. Response time.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Ângulos de postura do motorista especificados na norma SAE J1100	22
Figura 2 – Ilustração da resposta sensório-motora	29
Figura 3 – Divisões anterior e lateral da via sensitiva anterolateral.....	30
Figura 4 – Principais vias visuais dos olhos para o córtex visual	31
Figura 5 – Vias nervosas auditivas.....	32
Figura 6 – Base anatômica dos conceitos de neurônio motor superior e neurônio motor inferior	33
Figura 7 – Controle cerebral e cerebelar dos movimentos voluntários, envolvendo especialmente a zona intermediária do cerebelo	35
Figura 8 – Reflexo flexor, reflexo extensor cruzado e inibição recíproca	37
Figura 9 – Simulador veicular utilizando: volante, pedal de controle e banco para motorista.....	48
Figura 10 – Simulador veicular com desenvolvido cockpit contendo: banco, volante e pedais de comando	48
Figura 11 – Protótipo veicular com banco, pedais e volante associado a hardware para medida das respostas sensório-motoras.....	49
Figura 12 – Simulador veicular contendo banco, volante e pedais de comando associado a sistema de medição biomecânica eletrônico ligado à célula de carga ..	49
Figura 13 – Simulador veicular composto de: banco, pedais de comando e volante, acoplado a sistema de hardware somado à célula de carga usado para medida da resposta motora à frenagem	50
Figura 14 – Prancha 506 – Anatomia do tornozelo	55
Figura 15 – Prancha 510 – Compartimentos da perna.....	57
Figura 16 – Prancha 521 – Anatomia do pé, 3ª camada	59
Figura 17 – Prancha 518 – Anatomia dorsal do pé, dissecção profunda	60
Figura 18 – Prancha 496 – Ligamentos do joelho	68
Figura 19 – Prancha 493 – Musculatura do joelho	71
Figura 20 – Prancha 474 – Articulação do quadril.....	83
Figura 21 – Prancha 488 – Musculatura do quadril e da coxa	85
Figura 22 – Prancha 153 – Coluna vertebral.....	96
Figura 23 – Prancha 159 – Ligamentos da coluna lombar	97
Figura 24 – Prancha 171 – Músculos do dorso, camada superficial	98

Figura 25 – Prancha 176 – Corte transversal da coluna lombar	99
Figura 26 – Ficha de avaliação	108
Figura 27 – Fita métrica e goniômetro.....	109
Figura 28 – Medida da extensão do joelho utilizando goniômetro.....	109
Figura 29 – Medida da flexão do joelho utilizando goniômetro	110
Figura 30 – Medida do trofismo muscular da coxa utilizando fita métrica	110
Figura 31 – Medida do ângulo poplíteo/encurtamento muscular de isquiotibiais	111
Figura 32 – Teste do simulador.....	112
Figura 33 – Protocolo de teste biomecânico – composto de três repetições	113
Figura 34 – Diagrama de Pearson	123
Figura 35 – Tempo de resposta	125
Figura 36 – Tempo de contato do pé no pedal de frenagem.....	126
Figura 37 – Força exercida no pedal de frenagem.....	126
Figura 38 – Tempo de resposta 1 vs. 2.....	127
Figura 39 – Tempo de resposta 1 vs. 3.....	128
Figura 40 – Tempo de resposta 2 vs. 3.....	129
Figura 41 – Força média aplicada 1 vs. 2	130
Figura 42 – Força média aplicada 1 vs. 3	131
Figura 43 – Força média aplicada 2 vs. 3	132
Figura 44 – Tempo de contato 1 vs. 2.....	133
Figura 45 – Tempo de contato 1 vs. 3.....	134
Figura 46 – Tempo de contato 2 vs. 3.....	135
Figura 47 – Força média aplicada pelo pé direito.....	136

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Ângulos da biomecânica dos membros inferiores	24
Tabela 2 – Cirurgias do sistema osteomuscular aprovadas em 2022	51
Tabela 3 – Distribuição da amostra, segundo variáveis demográficas – dezembro de 2023	116
Tabela 4 – Perfil clínico ortopédico da amostra.....	117
Tabela 5 – Resultado dos testes	118
Tabela 6 – CNH.....	120
Tabela 7 – Anos dirigindo.....	121
Tabela 8 – Coeficientes de consistência entre etapas 1, 2 e 3	124
Tabela 9 – Tempo de resposta 1 vs. 2	127
Tabela 10 – Tempo de resposta 1 vs. 3	128
Tabela 11 – Tempo de resposta 2 vs. 3	128
Tabela 12 – Força média aplicada 1 vs. 2.....	129
Tabela 13 – Força média aplicada 1 vs. 3.....	130
Tabela 14 – Força média aplicada 2 vs. 3.....	131
Tabela 15 – Tempo de contato 1 vs. 2	132
Tabela 16 – Tempo de contato 1 vs. 3	133
Tabela 17 – Tempo de contato 2 vs. 3	134
Tabela 18 – Resumo da literatura consultada	143

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAA – American Automobile Association
ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas
ABS – Anti-Lock Brake Systems
ADC – artroplastia do disco cervical
ADM – amplitude de movimento
AEBS – Advanced Emergency Brake Systems
AO – osteoartrose
AOFAS – American Orthopaedic Foot and Ankle Society
AOS – American Orthopaedic Society
AQ – artroscopia do quadril
ATJ – artroplastia total do joelho
ATQ – artroplastia total do quadril
AVC – acidente vascular cerebral
BA – Brake Assistant
BBW – Brake-By-Wire
BEM – Electromechanical Brake
CAAE – Certificado de Apresentação de Apreciação Ética
CCA – controle de cruzeiro adaptativo
CNH – Carteira Nacional de Habilitação
CONTRAN – Conselho Nacional de Trânsito
DCAA – discectomia cervical anterior e artrodese
DP – desvio padrão
DPF – depressão do pedal de freio
DTS – Drive Test Station
EBD – Electronic Brake Distribution
EBSRN – efeito do bloqueio seletivo da raiz nervosa
ECE – Economic Commission for Europe
ESP – Electronic Stability Program
EVA – escala visual analógica
EVA-U – escala visual analógica usual
EVA-T – escala visual analógica no teste

FF – força de frenagem
FMVSS – Federal Motor Vehicle Safety Standard
FPF – força do pedal do freio
HDC – Hill Descent Control
IFA – impacto femoroacetabular
IPP – índice de incapacidade do pescoço
kgf – quilograma-força
LCA – ligamento cruzado anterior
LCL – ligamento colateral lateral
LCM – ligamento colateral medial
LCP – ligamento cruzado posterior
ms – milissegundo
n – número da amostra
N – newton
NHTSA – National Highway Traffic Safety Administration
NBR – norma brasileira
NGL – núcleo geniculado lateral
OAJm – Associação Ortopédica Japonesa
OPA – osteotomia periacetabular
PMTTF – primeira metatarsofalangeana
PTJ – prótese total do joelho
PTQ – prótese total de quadril
RLCA – reconstrução do ligamento cruzado anterior
s – segundo
SBC – Sensotronic Brake Control
SAE – Society of Automotive Engineers
SFEA – sistema de frenagem de emergência autônoma
SIFA – síndrome do impacto femoroacetabular
SNC – sistema nervoso central
SNP – sistema nervoso periférico
SUS – Sistema Único de Saúde
TBM – tempo de reação do motorista
TC – tempo de caminhada
TCLE – termo de consentimento livre e esclarecido

TDF – tempo de deslocamento do freio
TLA – tempo de liberação do acelerador
TM – tempo de movimento
TMP – tempo de movimento do pé
TR – tempo de reação
TRD – tempo de reação ao dirigir
TRF – tempo de resposta à frenagem
TRI – tempo de reação inicial
TRN – tempo de reação neuronal
TRPA – tempo de retirada do pé do acelerador
TRTF – tempo de resposta total de frenagem
TSL – teste de sentar-se e levantar-se
TTF – tempo total de frenagem
TTRC – tempo total de reação de curva
UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	16
2.1	MOVIMENTO DE FRENAGEM	16
2.1.1	Ergonomia e Biomecânica da Frenagem.....	21
2.1.2	Relações Ergonômicas e Biomecânicas dos Membros Inferiores na Direção Veicular Automotiva (Motorista x Banco x Pedais).....	25
2.2	RESPOSTA SENSORIAL MOTORA.....	28
2.2.1	Vias Somatossensoriais	29
2.2.2	Vias Visuais	31
2.2.3	Vias Auditivas	32
2.2.4	Vias Motoras (Via Piramidal e Extrapiramidal)	33
2.2.5	Via Piramidal	33
2.2.6	Via Extrapiramidal.....	34
2.2.7	Controle Motor Voluntário e Involuntário	35
2.2.8	Integração Sensitivo-Motora	36
2.3	TEMPO DE RESPOSTA À FRENAGEM (TEMPO DE REAÇÃO À FRENAGEM) E TEMPO TOTAL DE RESPOSTA À FRENAGEM	37
2.4	SIMULADORES E PROTÓTIPOS.....	39
2.4.1	Simuladores Automotivos	40
2.4.2	Simuladores Veiculares Usados em Medicina.....	47
2.5	PANORAMA DO TRAUMA ORTOPÉDICO AUTOMOTIVO NO BRASIL.....	50
2.6	PANORAMA DA RESPONSABILIDADE CIVIL MÉDICA SOBRE O ATO DE DIRIGIR.....	51
2.7	LESÕES ORTOPÉDICAS	52
2.7.1	Lesões Ortopédicas com Impacto na Habilidade de Frenagem	52
2.7.2	Lesões Ortopédicas Cirúrgicas e Não Cirúrgicas Que Impactam a Habilidade de Frenagem	52
2.7.3	Articulação do Pé e Tornozelo.....	54
2.7.4	Articulação do Joelho	67
2.7.5	Articulação do Quadril	80
2.7.6	Articulação da Coluna Vertebral	95
3	METODOLOGIA.....	106

4	RESULTADOS.....	115
5	DISCUSSÃO.....	137
6	CONCLUSÃO.....	144
	REFERÊNCIAS.....	146

1 INTRODUÇÃO

A capacidade de dirigir um veículo motorizado é uma habilidade complexa que envolve atenção, memória e tomada rápida de decisões. Em particular, a habilidade de frear de forma segura e eficaz é crucial para a segurança do motorista e de outros usuários da via (Marshall *et al.*, 2007). Em ortopedia, uma das perguntas mais frequentes feitas por pacientes que passaram por cirurgias na coluna vertebral, quadril e nos membros inferiores, especialmente no joelho, é sobre quando poderão retornar à condução de veículos. No entanto, não existem diretrizes padronizadas que os cirurgiões possam seguir para aconselhar com precisão esses pacientes sobre o retorno à direção, sendo os parâmetros utilizados no consultório médico para autorizar o paciente a retornar a conduzir veículo motorizado, na maioria das vezes, a experiência do cirurgião, a dor sentida pelo paciente, a melhora funcional ortopédica aparente e o uso de medicamentos (Marecek; Schafer, 2013).

Esse é o problema que este trabalho pretende abordar parcialmente, auxiliando os cirurgiões a aconselharem com precisão os pacientes sobre o retorno à sua rotina de direção, utilizando como parâmetro uma população hígida avaliada com uma análise do perfil sociodemográfico do participante, critérios clínicos ortopédicos e testes realizados em simulador analógico realista de direção veicular desenvolvido na Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Os estudos apresentados na literatura atual pouco exploram características biomecânicas do avaliado, seja paciente ou não, e os simuladores veiculares disponíveis para estudos não são padronizados, gerando uma complexidade de análise e confiança limitada para liberar o indivíduo para dirigir, por parte médica.

As cirurgias de trauma ortopédico dos membros inferiores e as cirurgias de substituição articulares (próteses de joelho e quadril) são bastante comuns e exigem um período significativo de reabilitação para que o paciente pós-operado possa retornar às suas atividades normais. A indicação médica de que o paciente pode voltar a dirigir um carro é um marco importante na recuperação pós-operatória, modificando exponencialmente a qualidade e a dinâmica de vida do paciente. Para determinar essa capacidade, a única maneira segura é medir a habilidade de frear um carro de forma segura e sem dor (Ho; Furlan, 2012). Para isso, foi desenvolvido um equipamento capaz de medir tempos e forças relacionados ao processo de frenagem. Esse

equipamento foi aprovado em laboratório quanto às suas características mecânicas e eletrônicas e à precisão das medições.

Este trabalho apresenta um protocolo de avaliação e testes realizados em ambiente simulado e seguro para determinar os valores de força e tempos de resposta motora à frenagem, utilizando um dispositivo que avalia a capacidade dinâmica do membro inferior direito. Os valores médios de tempo de resposta à frenagem encontrados neste estudo foram de 493 milissegundos (ms) e a força média de frenagem foi de 31,9 quilogramas-força (kgf). Esses valores estão de acordo com os padrões aceitos na literatura para caracterizar uma população saudável e apta a dirigir. A capacidade de dirigir um veículo motorizado não se limita apenas à habilidade inata do indivíduo ou ao treinamento repetitivo e, nesse contexto, a habilidade sensório-motora desempenha um papel crucial na condução segura, especialmente durante a frenagem, onde a capacidade de processar informações sensoriais e traduzi-las em ações motoras apropriadas pode afetar diretamente a segurança do indivíduo e de outros (Marshall *et al.*, 2007).

No entendimento da frenagem veicular, o gesto de frenagem é composto de tempo de reação pré-frenagem e tempo de resposta do motorista. O intervalo pré-frenagem, em torno de um segundo, é influenciado por: tempo de reação do motorista, tempo de transferência do pé direito do acelerador para o pedal do freio e tempo de resposta do sistema de frenagem (Warshawsky-Livne; Shinar, 2002). Esse intervalo pode variar dependendo da atenção do motorista, do nível de percepção e reação, da integridade do sistema de frenagem mecânica, de condições veiculares gerais, condições climáticas da pista, entre outros fatores, como: idade, gênero, experiência na condução de veículos e condições de saúde favoráveis à direção veicular segura. Esses intervalos de movimento de frenagem veicular também podem mudar se o motorista estiver avisado (no caso de um teste) ou não (vida real) – previsibilidade da resposta (Green, 2000).

Para medir a habilidade sensório-motora na frenagem automotiva, são utilizados termos como "tempo de resposta à frenagem", "tempo total de frenagem" e "força de frenagem", com uma resposta sensório-motora variando de 0,3 a 1,5 segundos (s) (sendo padrão na literatura uma faixa temporal da resposta sensório-motora à frenagem e não uma medida específica, em que esse valor é ao redor de 0,8 s), variando conforme o continente e o país a ser considerado, pois as implicações na saúde do paciente e de terceiros são impactantes e de responsabilidade médica,

assim como as responsabilidades civis jurídicas ao dirigir de maneira segura, que não são claras na maioria dos países na atualidade (Johansson; Rumar, 1971). O tempo de reação (TR) pode ser definido como o tempo entre o momento em que o estímulo externo é apresentado e o início da resposta motora ocorrida. Associado ao TR está o tempo de movimento (TM), que começa logo após o fim do TR e termina quando o indivíduo completa a ação motora de frenagem no pedal correspondente. O tempo total gasto pelo indivíduo desde o início do TR até o fim da ação motora é chamado de tempo de resposta, ou seja, o tempo de resposta é a soma do TR e do tempo de movimento (Green, 2000).

Este estudo tem como objetivo primário medir a habilidade sensório-motora de voluntários saudáveis na frenagem de emergência de veículos automotivos, relacionando o tempo de resposta sensório-motora, a força no pedal do freio e a relação entre o tempo de resposta e a força de frenagem, somando-se a uma avaliação complementar médico-ortopédica e uma ficha de avaliação autoinformada sobre experiência em direção veicular automotiva com as características sociodemográficas de uma população hígida. Como objetivo secundário, os valores encontrados poderão ser usados como referência padrão em possíveis avaliações e comparações posteriores de pacientes submetidos a tratamento cirúrgico ortopédico dos membros inferiores, principalmente membro inferior direito. Como objetivo terciário, a revisão bibliográfica sobre o tema aqui apresentado promove o estudo das articulações dos membros inferiores e outras disfunções articulares que podem impactar a capacidade de frenagem de um automóvel, além de estudar os dispositivos/simuladores existentes na literatura e os valores de tempo de resposta à frenagem admitidos como padrão normal de maneira comparativa a uma população saudável. Para isso, um protótipo (simulador veicular) de equipamento para avaliação da habilidade sensório-motora de frenagem foi previamente construído no Laboratório de Engenharia Biomédica da UTFPR e utilizado para a captação dos dados.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 MOVIMENTO DE FRENAGEM

Pesquisas e historiadores sugerem o surgimento da história do automóvel por volta de 1769. Contudo, de fato, o primeiro carro movido por um motor de combustão interna a gás surgiu em 1807. Após 50 anos estimadamente, vieram os motores mais modernos com a utilização de gasolina e, por fim, 1876 foi a data em que se consagrou o nascimento do automóvel moderno pelo inventor Karl Benz.

A habilidade de conduzir veículos automotivos não se limita à capacidade inata do indivíduo ou ao treinamento repetitivo. Dirigir envolve uma tarefa complexa que exige atenção, memória e tomada rápida de decisões (Marshall *et al.*, 2007).

Dirigir é uma complexa atividade instrumental de vida diária, altamente valorizada entre pessoas e intimamente relacionada à sensação de bem-estar, autonomia e independência, conforme o documento oficial *Occupational therapy practice framework: domain and process* (2020).

Para reduzir o tempo de frenagem, as aplicações de pesquisa devem se concentrar em reduzir: (i) tempo de percepção-reação, o tempo entre o início do estímulo (sensorial) e o primeiro movimento do pé no acelerador, não a liberação real do pé do pedal; (ii) tempo de movimento do freio, o tempo do primeiro movimento do pé no acelerador e contato com o pedal do freio. O tempo adicional para pressionar o pedal do freio e o veículo parar não é considerado. Em uma situação de acompanhamento de carro, os dois tempos juntos constituem o tempo de frenagem necessário para responder à ação de frenagem de um motorista líder (Warshawsky-Livne; Shinar, 2002).

Os componentes do tempo de resposta total de frenagem (TRTF) são (Hofmann, 2014):

1. Tempo de reação:

- Sensação;
- Percepção/reconhecimento;
- Consciência situacional;
- Seleção de resposta;
- Programação.

2. Tempo de movimento:

- Levantar o pé do pedal do acelerador e transferi-lo para o pedal do freio (tempo de transferência do pé);
- Pressionar o pedal do freio (tempo de viagem do pedal do freio).

3. Tempo de Resposta do Dispositivo:

- Tempo que o dispositivo leva para engajar uma vez ativado.

Esses componentes juntos determinam o tempo total que um motorista leva para reagir e iniciar a frenagem em uma situação de emergência.

Diversos fatores podem afetar o desempenho de frenagem, incluindo:

1. Condições patológicas: doenças como a osteoartrite (OA) podem comprometer o tempo de reação e a força de frenagem, especialmente quando afetam as articulações do joelho ou quadril;
2. Idade do motorista: a idade pode influenciar o tempo de reação e a capacidade física de aplicar força ao pedal do freio;
3. Gênero: pode haver diferenças de desempenho de frenagem entre homens e mulheres, embora esse fator deva ser controlado experimentalmente;
4. Nível de fadiga: o cansaço pode aumentar o tempo de reação e reduzir a força de frenagem;
5. Uso de medicamentos: certos medicamentos podem afetar o tempo de reação e a coordenação motora;
6. Design do veículo: a ergonomia do assento e a disposição dos pedais podem influenciar a rapidez e a força com que o motorista pode frear;
7. Expectativa do evento: a reação a eventos esperados é geralmente mais rápida do que a reação a eventos inesperados;
8. Condições ambientais: fatores como iluminação, condições da estrada e clima podem afetar a capacidade de frenagem;
9. Calçado: o tipo de calçado usado pelo motorista pode influenciar a força aplicada ao pedal do freio;
10. Carga cognitiva: a presença de distrações ou a necessidade de tomar decisões rápidas pode afetar o tempo de resposta.

Esses fatores podem variar entre indivíduos e situações, influenciando a eficácia da frenagem em situações de emergência.

Para tanto, a frenagem de veículos automotivos categoriza-se entre os principais gestuais e é uma habilidade que o motorista habilitado para dirigir deve saber executar. Para tal situação, observa-se que ergonomia e biomecânica humana titulam como influenciadoras no ato de dirigir veículos automotivos de maneira primordial e singular.

O sistema de freio é parte fundamental em um veículo. Devido à sua importância na segurança do veículo, requisitos legais que regulamentam o seu funcionamento e o seu desempenho são determinados por vários órgãos reguladores do tráfego de automóveis a depender do país que habilita o motorista.

Segundo Puhn (1987), a frenagem consiste em transmitir a força aplicada pelo condutor até os freios (inicialmente, pedais de freio), gerando o atrito necessário à desaceleração. Tecnicamente, é acionar o sistema de freio por meio do condutor, que promoverá a transformação da energia cinética do veículo em energia térmica e dissipação dessa energia para o ambiente. Para ocorrer de maneira dinâmica a aplicação da força de frenagem, também se vale de dois princípios físicos: o princípio da força da alavanca e a multiplicação hidráulica, onde a dinâmica de frenagem determinará como o carro irá se comportar em relação à frenagem, tendo os parâmetros principais em vista, como peso e distribuição de peso e atritos entre pneu e solo.

As resistências ao movimento modificam as cargas nos eixos de um veículo. Isso significa, na prática, que ao frear um veículo ocorre transferência de carga entre os eixos. Se, por exemplo, numa distribuição normal, com veículo em repouso, a distribuição é de 60% na frente e 40% atrás, durante uma frenagem de emergência essa distribuição pode se alterar e passar a 70% ou até 80% para a dianteira e 30% ou mesmo 20% na traseira (Nicolazzi; Leal; Rosa, 2012).

Em linhas gerais, um sistema de freio de um veículo automotor deve cumprir as seguintes tarefas fundamentais: reduzir a velocidade do veículo em movimento, parar o veículo completamente, manter a velocidade do veículo e manter o veículo estacionado quando este está completamente parado (Limpert, 1999; Bauer, 2003).

Essas tarefas fundamentais devem ser desempenhadas em sua totalidade em condições normais de uso e com um menor grau de eficiência durante uma falha do sistema. Conseqüentemente, os freios podem ser classificados como (Limpert, 1999):

- a) Freio de serviço, responsável pela execução das três primeiras tarefas em sua totalidade;

- b) Freio secundário ou de emergência, que executa as três primeiras tarefas, mas com um menor grau de eficiência durante a falha parcial do sistema;
- c) Freio de estacionamento, que é responsável pela execução da última tarefa fundamental.

Nos modernos automóveis de passeio, os sistemas de freio podem ser classificados em convencionais e eletrônicos (Bauer, 2003).

Os sistemas de freio convencionais são comumente aplicados em quase toda a totalidade dos automóveis de passeio, devido ao seu custo menor frente aos eletrônicos. A sequência de frenagem é iniciada pela aplicação de uma força mecânica no pedal de freio que é transformada em pressão hidráulica pelo conjunto servofreio/cilindro mestre, que, por consequência, aciona os freios de roda.

Já os sistemas de freios eletrônicos buscam desempenhar basicamente duas funções: complementação das funções de segurança ao motorista, quando aplicada em conjunto com os freios convencionais, e realização da conexão entre pedal de freio e freios de roda através de sinais elétricos, eliminando parcial ou totalmente a transmissão de pressão hidráulica. Na primeira, encontram-se os sistemas *Anti-lock Brake Systems* (ABS), *Electronic Stability Program* (ESP), *Brake Assistant* (BA), *Electronic Brake Distribution* (EBD) e *Hill Descent Control* (HDC). Na segunda, encontram-se os *Brake-by-Wire* (BBW), representados por *Sensotronic Brake Control* (SBC) e *Electromechanical Brake* (EMB) (Bauer, 2003).

Historicamente, os projetos de sistemas de freio de automóveis de passeio sempre levaram em conta como objetivo principal o atendimento das normas regulamentadoras, que são estabelecidas por órgãos governamentais que regulamentam o trânsito de veículos em seus países. Os principais exemplos dessas normas são a regulamentação *Federal Motor Vehicle Safety Standard* (FMVSS) 135, estabelecida pela *National Highway Traffic Safety Administration* (NHTSA) dos Estados Unidos, e a regulamentação *Economic Commission for Europe* (ECE) 13 e 13H, estabelecida pela Comunidade Econômica Europeia. Similarmente, no Brasil, o Conselho Nacional de Trânsito (CONTRAN) também estabelece a sua regulamentação para sistemas de freio – CONTRAN nº 777/1993 e as normas técnicas NBR 10966 (Norma NB 1253), NBR 10967 (Método MB 3160), NBR 10968 (Método MB 3161), NBR 10969 (Norma NB 1254) e NBR 10970 (Norma NB 1255), da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), que são baseadas em parte na regulamentação europeia ECE 13/05 (ABNT, 1999).

Na literatura atual, os métodos de aferir o tempo de resposta sensorial motora são diversos (em sua maioria utilizando simuladores) e não concordantes em vários aspectos, por exemplo: considera-se o momento de medida temporal da resposta à frenagem o momento do estímulo (seja ele visual, auditivo ou tátil)? Considera-se o momento de medida temporal a retirada do pedal do acelerador e transferência ao pedal de freio (gestual de frenagem)? Considera-se o momento temporal de resposta à frenagem o contato do pé do avaliado no pedal de freio? Considera-se o momento temporal da frenagem a relação da força com o contato no pedal de freio e/ou somente o tempo de contato do indivíduo no pedal de freio? Diante dessa dificuldade e da não uniformidade em avaliar e medir essa resposta à frenagem, observa-se na literatura um padrão de tempo de resposta sensorial motora à frenagem em uma faixa de tempo que pode ocorrer entre 300 ms e 1500 ms.

Esses números estão dentro do intervalo de tempo de reação (300-1200 ms, mediana 660 ms) dos motoristas normais, conforme relatado em um estudo de emergência na estrada realizado por Johansson e Rumar (1971).

O Departamento de Transportes da Grã-Bretanha assume um tempo de reação de 700 ms ao calcular a distância segura em seu Código de Rodovia. Da mesma forma, o Royal Automobile Club de Victoria, na Austrália, usa 750 ms ao calcular as distâncias de parada em várias velocidades na frenagem de emergência. Por outro lado, a Comissão Alemã de Tempos de Reação recomendou que os motoristas reagissem em 1500 ms (Nguyen; Hau; Bartlett, 2000).

Quanto ao tempo de resposta, são aceitáveis tempos entre 0,75 e 1,5 s (Burckhardt, 1985). O modelo de Kölner foi desenvolvido em 1982 para tempos de reação e ainda é válido para carros de passeio segundo a Associação Europeia de Produtores Automotivos (Advanced Emergency Brake Systems – AEBS). Considerando as reações e seus tempos típicos, pode levar 0,48 s para o indivíduo focar no problema, mais 0,45 s para que reaja ao perigo, completando 1,12 s até que este mova o pé para o pedal de freio; somando-se 0,05 s para reação do freio, mais 0,17 s para aumentar a pressão de freio, o ciclo de frenagem se completa em 1,34 s.

Ao avaliar a capacidade dos pacientes de retomar a direção "segura", está sendo avaliada sua capacidade de frear em caso de emergência ou o tempo de reação ao dirigir após a cirurgia. Esse tempo de reação consiste em dois componentes: tempo de reação neurológica e tempo de transferência do pé ao pedal de freio (Schneider, 2020).

2.1.1 Ergonomia e Biomecânica da Frenagem

Para a realização do movimento de frenagem, não deve ser considerado somente o acionamento do pedal de frenagem, mas também toda a relação ergonômica e biomecânica entre: motorista, banco, volante e pedal de freio. Um gestual adequado do movimento gera uma efetiva parada do veículo, que é o objetivo. Para tal fato, faz-se necessário entender ergonomia e biomecânica.

Ergonomia é uma ciência multidisciplinar que envolve informações sobre pessoas e sua interação com máquinas e equipamentos (Lourenço, 2014).

A ergonomia envolve “ajustar” o equipamento às pessoas (ou usuários), o que significa que o projeto de máquinas a serem utilizadas por pessoas deve levar em conta as características humanas, de forma que a atividade possa ser executada sem que as pessoas precisem realizar movimentos desnecessários ou passar por períodos em posturas desconfortáveis (Bhise, 2012).

Segundo Hay (1978), pode-se descrever a biomecânica como sendo a ciência que estuda as forças internas e externas que atuam no corpo humano e os efeitos produzidos por essas forças. Ou seja, é a definição de mecânica, mas aplicada a sistemas biológicos – nesse caso, o corpo humano. Em uma análise morfológica da palavra “biomecânica”, pode-se defini-la como a aplicação dos conceitos mecânicos aos seres vivos.

Outra definição caracteriza a biomecânica como sendo o estudo da estrutura e da função dos sistemas biológicos, utilizando os métodos da mecânica (Hall, 1991).

Humanos procuram instintivamente uma postura corporal que permita um baixo gasto de energia, dentro dos limites do que é fisicamente e biomecanicamente possível, além de facilidade e eficiência na execução de uma tarefa (Judic *et al.*, 1993 *apud* Kolich, 2000).

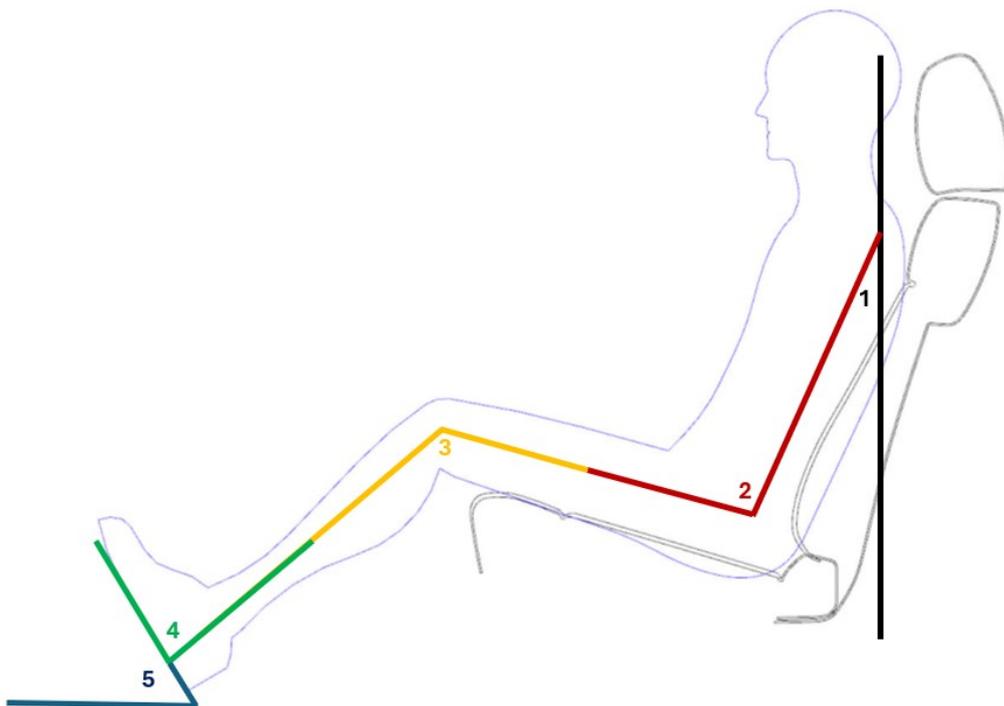
A correta ergonomia do corpo humano no habitáculo do motorista na direção veicular associada à adequada biomecânica dos movimentos para direção veicular automotiva promovem um ambiente propício para dirigir e, conseqüentemente, realizar frenagem de maneira segura tanto para o motorista quanto para terceiros.

O tempo que o motorista passa sentado no banco do carro, a postura ao dirigir e a transição do pé de um pedal para outro podem levar ao desconforto e à fadiga desse motorista, que pode apresentar problemas de saúde e dores na coluna

vertebral, pescoço, ombros e demais partes do corpo em que os músculos são mais ativados para a atividade de dirigir veículo automotivo (Lourenço, 2014).

A literatura sobre a ergonomia e biomecânica de direção veicular é vasta em muitos pontos e divergente sobre o “ideal” na relação motorista x veículo. Estudos mostram que o melhor posicionamento e relação biomecânica (motorista x banco x volante x pedais de comando) estão dentro de um padrão que possa determinar uma adequada condução veicular, uma vez que os vieses possíveis para uma adequada avaliação de frenagem veicular e reação à frenagem são numerosos para determinar esse conforto ergonômico e biomecânico em dirigir é grande. Assim, observa-se um posicionamento do motorista (ângulos articulares) seguindo a figura representada (Figura 1).

Figura 1 - Ângulos de postura do motorista especificados na norma SAE J1100



Fonte: Adaptado de Bhise (2012).

Notas: ¹ Ângulo formado pela direção longitudinal do tronco com a vertical, também chamado de ângulo do encosto do banco. ² Ângulo do quadril, formado pelas direções longitudinais da coxa e do tronco. ³ Ângulo do joelho, formado entre a direção longitudinal da coxa e do membro inferior da perna. ⁴ Ângulo do tornozelo, formado pela direção longitudinal do membro inferior da perna e a direção dada pela planta do pé descalço, medido sempre na perna direita. ⁵ Ângulo do plano do pedal, definido como o ângulo do pedal do acelerador em relação à horizontal.

Ângulos posturais de conforto são aqueles que fornecem a melhor sensação de conforto ao motorista e na literatura existem algumas recomendações para os ângulos formados pelos segmentos corporais a serem seguidos no ambiente automotivo. Entende-se que essas recomendações foram feitas assumindo-se que todos os ângulos estão em limites que minimizam atividades musculares, no meio da amplitude de movimento das articulações e onde a força gerada isometricamente pelos músculos é máxima (Yamaguchi, 2001) e, portanto, posições angulares que não estejam distantes daqueles correspondentes aos limites máximos e mínimos de movimento promovem melhor conforto ao motorista (Frayse; Wang; Chèse, 2007).

Schmidt *et al.* (2013), em seu estudo sobre ângulos articulares ótimos e preferidos por usuários de veículos, apresentam resultados e recomendações de artigos específicos relacionados à postura sentada do motorista de veículos automotivos. Em sua pesquisa, além dos métodos diferentes utilizados por diversos autores (dados experimentais, análises bi e tridimensionais, dados provenientes de considerações teóricas), foram identificadas variações nos tópicos abordados pelos estudos relacionados a fatores que influenciam a postura do motorista.

Além da já mencionada diferença nos métodos adotados pelos diversos autores que recomendaram ângulos posturais ótimos e preferidos de conforto, o que, segundo Schmidt *et al.* (2013), torna uma comparação entre os dados difícil, há os diferentes enfoques dados por eles, que variam com relação à quantidade de articulações estudadas, à classe de carro e o banco usado na avaliação, se os resultados serão dados em valores absolutos ou variarão entre limites máximos e mínimos e, ainda, como o gênero, estatura e idade da pessoa afetaram a postura. Importante também ressaltar que, no processo de melhor ergonomia e biomecânica, a análise e consideração de ângulos isolados não é válida, uma vez que um ângulo determinado ideal ao quadril não repercute em melhor ergonomia e biomecânica quando associado a outros ângulos, como do calcanhar ao solo ou o ângulo vertical da coluna vertebral, gerando conseqüente desconforto e defasada otimização em realizar o movimento interativo.

Com relação a bancos e sua influência na postura e ângulos de conforto, apenas a articulação do quadril apresentou diferenças entre bancos considerados mais ou menos confortáveis; mesmo assim, essa variação não afetou a sensação de conforto do usuário dos veículos sedans. As outras articulações se mantiveram com os mesmos ângulos, segundo observaram Kyung e Nussbaum (2009) em sua

avaliação experimental, o que mostra que projetos diferentes de bancos não afetam os ângulos de conforto e biomecânica articular ao dirigir. A literatura ressaltada por inúmeros autores demonstra que mais e melhores estudos na relação motorista x banco devem ser realizados para melhores definições do melhor posicionamento.

Com relação ao gênero, especificamente sobre os ângulos formados pelos segmentos da perna, Hanson, Sperling e Akselsson (2006) e Kyung e Nussbaum (2009) não encontraram diferenças na postura preferida por homens e mulheres. Porter e Gyi (1998 *apud* Schmidt *et al.*, 2013) descobriram que homens têm o ângulo formado por tronco e coxa maior do que mulheres e, conseqüentemente, a inclinação do encosto do banco foi maior para homens que para mulheres.

Um importante quesito passível de afetar a postura e o conforto dos motoristas (ergonomia e biomecânica) é a idade, considerada como um fator de crescente importância na indústria automotiva (Herriots, 2005 *apud* Schmidt *et al.*, 2013). Diferenças em posturas relacionadas à idade foram encontradas na avaliação experimental conduzida por Kyung e Nussbaum (2009), em que indivíduos com mais de 60 anos apresentaram menores ângulos da articulação do quadril, independentemente da classe do veículo, mostrando a tendência de aproximação do volante para dirigir, o que é um importante fator no projeto ergonômico de um automóvel (Schmidt *et al.*, 2013).

Na Tabela 1, observa-se um compilado angular da biomecânica dos membros inferiores em posicionamento no *cockpit* veicular do motorista, que proporciona melhor ergonomia de direção do automóvel.

Tabela 1 - Ângulos da biomecânica dos membros inferiores

Ângulo	Rebiffé (1969)	Grandjean (1980)	Porter e Gyi (1998)	Park <i>et al.</i> (2000)	Freeman e Haslegrave (2004)
p (quadril)	95° - 120°	100° - 120°	90° - 115°	103° - 131°	90° - 120°
q (joelho)	95° - 135°	110° - 130°	99° - 138°	120° - 152°	95° - 138°
r (tornozelo)	90° - 110°	90° - 110°	80° - 113°	82° - 124°	80° - 113°

Fonte: Lourenço (2014, p. 48-49)

2.1.2 Relações Ergonômicas e Biomecânicas dos Membros Inferiores na Direção Veicular Automotiva (Motorista x Banco x Pedais)

A importância de uma adequada ergonomia e biomecânica do motorista ao dirigir passa pela imprescindível relação do motorista com o banco e os pedais de comando veicular. Nesta seção serão expostas conclusões e sugestões encontradas na literatura para orientar motoristas a conduzir seus veículos de maneira segura e eficaz nas relações: motorista x banco x pedais.

Do ponto de vista da ergonomia, verifica-se que o conforto está relacionado a uma sensação de saúde e segurança, e o desconforto está relacionado a fatores biomecânicos envolvendo interações dos músculos e sistema esquelético (Zhang *et al.*, 1996 *apud* Andreoni *et al.*, 2002). Portanto, a postura do motorista, seu conforto e, conseqüentemente, a diminuição de sua fadiga são alguns dos mais importantes aspectos a serem considerados no projeto dos veículos (Porter; Gyi, 1998 *apud* Andreoni *et al.*, 2002).

Na *et al.* (2005) realizaram um experimento com o objetivo de investigar as relações entre distribuição da pressão do corpo e as mudanças de postura e desconforto do motorista. Os três ângulos corporais utilizados para previsão da postura foram definidos pelos autores como o ângulo entre a inclinação do tronco e a vertical, entre a vertical e a coxa e entre a coxa e a tíbia, ou seja, ângulos do tronco, quadril e joelho respectivamente.

O projeto e a avaliação da postura do motorista introduzem algumas complexidades com relação ao estudo da posição sentada tradicional (Andreoni *et al.*, 2002). Os pés, por exemplo, não ajudam no suporte do corpo porque devem exercer a função de acionar os pedais livremente, pela necessidade de o motorista operar os pedais todo o tempo durante a direção (Morello *et al.*, 2011). O suporte físico do corpo deve ser feito, então, predominantemente pelo banco, que influencia diretamente o conforto (Grieco, 1996 *apud* Andreoni *et al.*, 2002). Bancos precisam ter encostos de cabeça e espumas em tamanhos e densidades adequadas para não produzir pressões de contato que provoquem fadiga muscular. Além disso, a postura na direção deve garantir ao motorista ampla visibilidade e fácil acesso aos controles do carro.

Bancos são considerados os maiores responsáveis por dores nas costas e músculos e demais desordens musculoesqueléticas, por isso, demandam

intervenções e atenção ergonômicas adequadas para que os gestuais de condução automotiva veicular possam ser seguros e confortáveis (Kyung; Nussbaum, 2009; Kyung; Nussbaum; Babski-Reeves, 2008).

Park *et al.* (1998, 2000) concluíram em seu estudo experimental que pessoas com estaturas mais baixas preferem elevar a altura de seus bancos para melhorar a zona de visão e facilitar a manipulação do volante, fato que pode comprometer a habilidade e os gestuais para uma correta biomecânica de direção veicular.

De modo geral, quando a altura do banco é muito elevada, o motorista pode não conseguir operar os pedais adequadamente, perdendo o contato com o encosto do banco nessa tentativa e se sentindo desconfortável com o fato de não conseguir descansar o seu calcanhar no assoalho do carro, além de ter a pressão na parte inferior da coxa aumentada. Por outro lado, quando a altura é muito reduzida, o ângulo de flexão do joelho (considerando-o como o ângulo formado entre a direção longitudinal da coxa e a tíbia) aumenta e a pessoa passa a dirigir desconfortavelmente sob o ponto de vista da flexão dessa articulação (Lourenço, 2014).

Outro fato relevante na biomecânica do movimento de frenagem é explicado por Kroemer e Grandjean (2001): repousar as costas sobre um apoio inclinado transfere peso da parte superior do corpo para o apoio e reduz o esforço nos discos intervertebrais e músculos. Com isso, os autores deduziram que as melhores condições ocorrem quando o apoio das costas e, conseqüentemente, os encostos dos bancos estão inclinados entre 20° e 30° em relação à vertical.

É indiscutível que a distância horizontal tem uma grande influência na postura do motorista, pois determina o quanto as articulações do quadril, joelho e tornozelo terão que estar flexionadas ou estendidas para o correto acionamento dos pedais (Kovacevic *et al.*, 2010).

Com base na norma SAE J4004, uma variação de distância nos trilhos de 240 milímetros (mm) é necessária para acomodar pelo menos 95% dos motoristas (SAE, 2008; Kolich, 2006; Bhise, 2012; Wang; Gadegbeku; Bouzon, 2004).

Majid, Notomi e Rasmussen (2011) investigaram, por meio de um modelo musculoesquelético e dinâmica inversa, a interação entre o motorista e o veículo em várias combinações de inclinação encosto/assento do banco. Como no artigo de Rasmussen, Torholm e Zee (2009), foi verificado que a inclinação do assento no sentido de aumentar seu ângulo com o encosto não é benéfica para o motorista porque a aproximação da posição ereta exige uma maior ativação muscular dos

membros inferiores para manutenção da posição sentada. Por outro lado, uma inclinação do assento no sentido de diminuir o ângulo que ele forma com o encosto até aproximadamente 20° em relação à vertical reduz a atividade muscular. Em relação à inclinação do encosto, concluiu-se que as atividades de todos os grupos de músculos estudados por eles (músculos do tronco, da perna direita, da esquerda e dos ombros) foram menores quando o banco estava inclinado, e valores entre 20° e 25° foram dados como benéficos para motoristas. Os pedais são um dos mais importantes controles usados em veículos. Comparados a controles manuais, controles dos pés geralmente restringem a postura do usuário, e um pedal mal projetado pode contribuir para fadiga muscular e desconforto dos motoristas, pois pode levar a posições não ergonômicas das articulações da perna.

Os pedais são de fundamental importância na direção veicular. Com o objetivo de melhor estabelecer e alcançar desempenho e eficiência adequados no uso dos pedais, os fabricantes precisam levar em conta os dados antropométricos dos usuários (Mehta *et al.*, 2007).

Na avaliação para projetos de pedais, vários critérios precisam ser considerados, como tempo de reação do usuário, velocidade e precisão na operação, força produzida e preferência subjetiva (Sanders; McCormick 1993 *apud* Park, 1999), além de seu tamanho e design (Lourenço, 2014).

Wang *et al.* (2000) propõem um modelo biomecânico que, em conjunto com análises subjetivas, mostra como alguns parâmetros do pedal da embreagem afetam parâmetros biomecânicos dos usuários. Alguns dos aspectos verificados por eles foram a resistência do pedal da embreagem, o deslocamento desse pedal e a altura do banco. Em paralelo, eles avaliaram o movimento perna-pedal-pé/calcanhar no assoalho do veículo e concluíram que o aumento na altura do banco afeta os ângulos do quadril, joelho e tornozelo; o aumento no deslocamento do pedal leva a um aumento na flexão do quadril e joelho no início do movimento (quando comparado a pedais com menores deslocamentos) e extensão do tornozelo no fim do movimento com o pedal; e a resistência não afeta os ângulos das articulações dos membros inferiores, embora afete os momentos na articulação do tornozelo.

A força a ser exercida pela perna do motorista no contato com o pedal tem relação direta com os momentos nas articulações dos membros inferiores e deve ser relativamente pequena para que o motorista consiga controlar sua posição com boa

precisão e em deslocamentos e inclinação compatíveis com o movimento da articulação do tornozelo (Morello *et al.*, 2011).

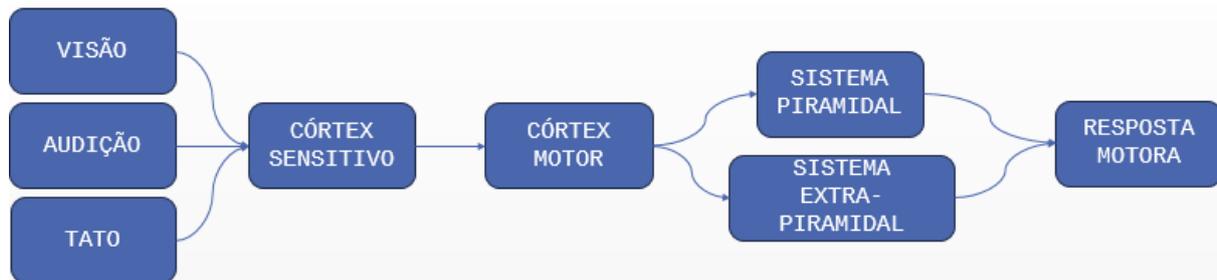
Ainda mais relevante a ser considerado na biomecânica da frenagem, relacionado aos pedais, em estudo para avaliar as forças em frenagens bruscas, Behr *et al.* (2010) observaram e registraram o melhor nível de força que pode ser aplicado por uma pessoa no pedal. Por meio de dois experimentos, um em um simulador estático e outro em um carro real em uma rua preparada para o teste, os autores estudaram movimentos de pernas e músculos para propor uma postura inicial numa situação de impacto frontal. Assim, além de informações nos ângulos das articulações e ativações musculares, eles registraram forças de atuação do pedal do freio na ordem de 858 newtons (87,4 kgf) no simulador estático e 778 newtons (79,3 kgf) no teste realizado com o carro real.

Observa-se que a biomecânica e a ergonomia veicular de direção automotiva são complexas, sofrendo influência de vários fatores para sua ocorrência adequada e tanto os movimentos articulares e respostas sensoriais neuromotoras quanto o habitáculo do motorista e suas peculiaridades determinam um gestual seguro e correto de direção veicular. O posicionamento do banco em relação aos pedais, a visibilidade do motorista ao volante e o formato e a posição dos pedais são os influenciadores primordiais para ocorrência segura de direção veicular.

2.2 RESPOSTA SENSORIAL MOTORA

As vias neurológicas sensitivo-motoras desempenham um papel fundamental na comunicação entre o Sistema Nervoso Central (SNC) e o Sistema Nervoso Periférico (SNP), sendo responsáveis pela integração de estímulos sensoriais e a coordenação de respostas motoras. O estudo dessas vias é essencial para a compreensão das funções neurológicas normais e das patologias associadas a distúrbios sensitivo-motores.

Figura 2 - Ilustração da resposta sensório-motora



Fonte: Autoria própria.

As vias neurais sensoriais são complexas e altamente organizadas, garantindo a transmissão precisa das informações do ambiente para o cérebro. Cada sistema sensorial possui estruturas e trajetórias específicas, mas todas compartilham o princípio comum de transmissão de sinais elétricos desde os receptores periféricos até o córtex cerebral, onde ocorre o processamento consciente (Purves *et al.*, 2018).

As vias neurais motoras são responsáveis por transmitir os comandos do SNC para os músculos, permitindo a execução de movimentos voluntários e involuntários. Essas vias envolvem uma complexa rede de neurônios e sinapses que conectam o córtex motor e outras regiões motoras cerebrais à medula espinhal e aos músculos esqueléticos. Existem duas principais vias motoras: a via piramidal (ou sistema motor lateral) e a via extrapiramidal, ambas desempenhando papéis cruciais na regulação do movimento (Bear; Connors; Paradiso, 2016).

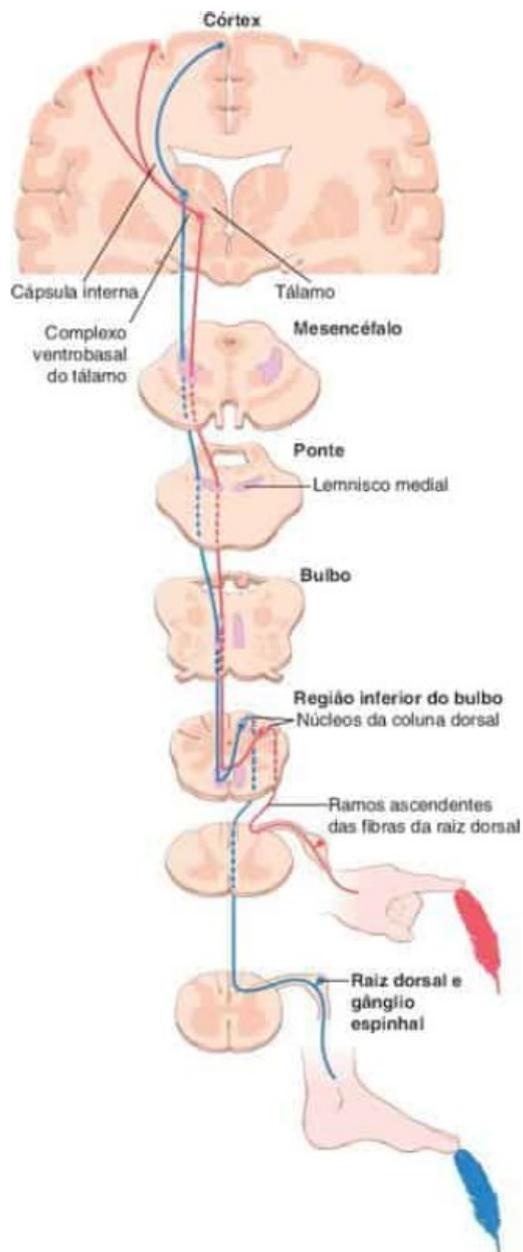
2.2.1 Vias Somatossensoriais

A via somatossensorial é responsável por transmitir informações relacionadas a tato, temperatura, dor e propriocepção. Essas sensações começam nos receptores localizados na pele, músculos e articulações. As fibras nervosas aferentes transmitem os sinais até a medula espinhal, onde podem ocorrer sinapses nos neurônios da substância cinzenta. Da medula, as informações são transmitidas para o tálamo, um importante centro de relé sensorial no cérebro, e, posteriormente, para o córtex somatossensorial primário no lobo parietal (Purves *et al.*, 2018).

Existem duas principais vias somatossensoriais: o sistema coluna dorsal-lemnisco medial, que transmite sensações finas e proprioceptivas, e a via espinotalâmica, responsável pela transmissão de dor e temperatura. O sistema coluna

dorsal-lemnisco medial envolve neurônios de primeira ordem que entram na medula espinhal e ascendem até o núcleo grácil e cuneiforme no bulbo. A partir daí, neurônios de segunda ordem cruzam para o lado oposto do corpo e projetam-se até o tálamo. Já na via espinotalâmica, os neurônios cruzam imediatamente após entrar na medula espinhal e sobem até o tálamo via trato espinotalâmico (Kandel *et al.*, 2013).

Figura 3 - Divisões anterior e lateral da via sensitiva anterolateral



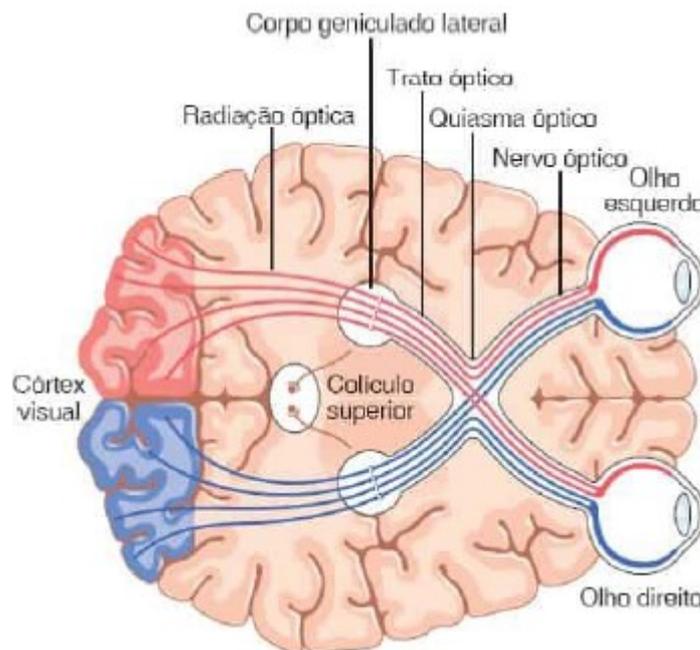
Fonte: Hall (2017, p. 614)

2.2.2 Vias Visuais

O sistema visual envolve a captura de luz pelos fotorreceptores da retina (bastonetes e cones), que convertem a luz em sinais elétricos. Esses sinais são transmitidos pelos neurônios ganglionares da retina, cujos axônios formam o nervo óptico. A maioria das fibras do nervo óptico cruza para o lado oposto no quiasma óptico, formando o trato óptico, que se projeta para o núcleo geniculado lateral (NGL) no tálamo. A partir do NGL, as informações visuais são encaminhadas para o córtex visual primário, localizado no lobo occipital, onde ocorre o processamento inicial das imagens (Bear; Connors; Paradiso, 2016).

Essa via é chamada de via retino-geniculado-cortical e é a principal rota de transmissão de informações visuais no cérebro. Existem também vias colaterais, como a projeção para o colículo superior, que está envolvida no controle e reflexo dos movimentos oculares e na orientação do olhar (Purves *et al.*, 2018).

Figura 4 - Principais vias visuais dos olhos para o córtex visual

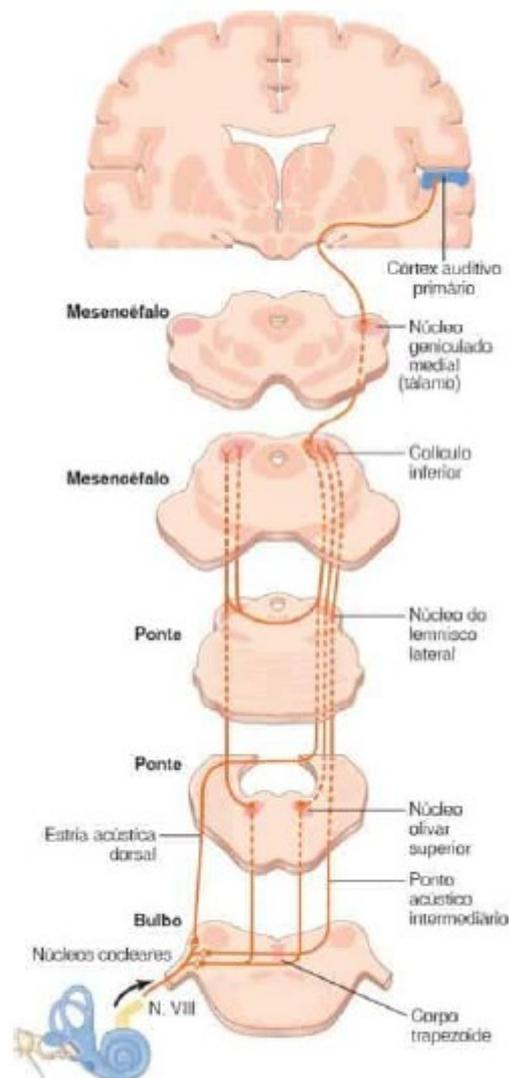


Fonte: Hall (2017, p. 659)

2.2.3 Vias Auditivas

O sistema auditivo é responsável por processar sons, que são captados pelas células ciliadas da cóclea no ouvido interno. As células ciliadas convertem as vibrações mecânicas em impulsos elétricos, que são transmitidos pelo nervo auditivo até os núcleos cocleares no tronco cerebral. A partir desses núcleos, os sinais auditivos seguem por várias rotas, com projeções tanto ipsilaterais quanto contralaterais, passando pelo complexo olivar superior, colículo inferior e corpo geniculado medial do tálamo. Finalmente, as informações auditivas atingem o córtex auditivo primário, localizado no lobo temporal (Kandel *et al.*, 2013).

Figura 5 - Vias nervosas auditivas

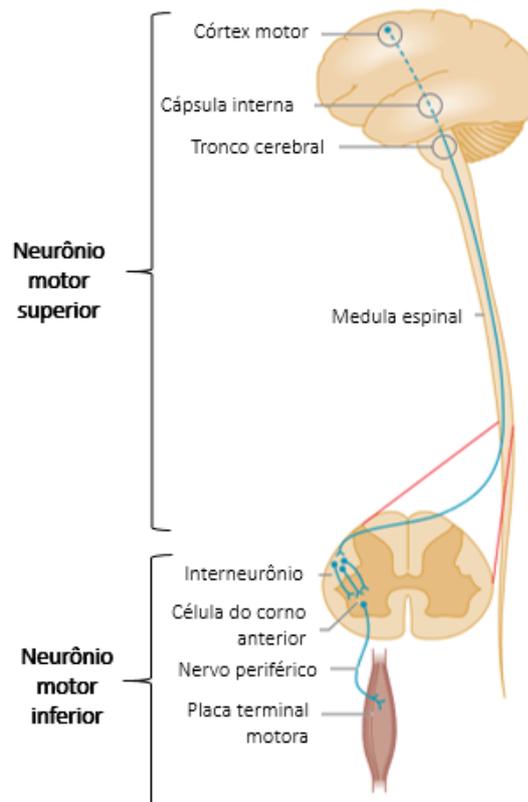


Fonte: Hall (2017, p. 677)

2.2.4 Vias Motoras (Via Piramidal e Extrapiramidal)

As vias motoras, ou eferentes, transportam comandos do SNC para os músculos e glândulas, permitindo a execução de movimentos voluntários e ajustes posturais. As duas principais vias motoras descendentes são o trato corticoespinhal e o trato corticobulbar. O trato corticoespinhal, também conhecido como via piramidal, é fundamental para o controle dos músculos esqueléticos, enquanto o trato corticobulbar é responsável pela inervação dos músculos da cabeça e do pescoço. Essas vias se originam no córtex motor primário, localizado no giro pré-central, e descem pela medula espinhal até atingirem os neurônios motores inferiores que inervam diretamente os músculos (Bear; Connors; Paradiso, 2016).

Figura 6 - Base anatômica dos conceitos de neurônio motor superior e neurônio motor inferior



Fonte: Greenberg, Aminoff e Simon (2014)

2.2.5 Via Piramidal

A via piramidal, também conhecida como trato corticoespinhal, é a principal via envolvida no controle dos movimentos voluntários finos e precisos, especialmente

aqueles que envolvem os membros distais, como as mãos e os dedos (Bear; Connors; Paradiso, 2016). Ela origina-se no córtex motor primário (área 4 de Brodmann), localizado no giro pré-central do lobo frontal, bem como em outras áreas corticais adjacentes, como o córtex pré-motor e o córtex motor suplementar.

Os neurônios da via piramidal, conhecidos como neurônios motores superiores, descem através da cápsula interna, passam pelo tronco encefálico e cruzam para o lado oposto no bulbo (decussação das pirâmides), continuando para a medula espinhal contralateral. Nessa altura, os neurônios fazem sinapse com neurônios motores inferiores na substância cinzenta da medula espinhal, que então inervam os músculos esqueléticos responsáveis pelos movimentos (Kandel *et al.*, 2013).

Existem dois principais tratos na via piramidal: o trato corticoespinhal lateral, que controla os movimentos dos membros, e o trato corticoespinhal anterior, que é mais envolvido no controle da musculatura axial e proximal (musculatura do tronco). Essa organização permite o controle preciso e independente dos músculos, necessário para a realização de tarefas motoras complexas.

2.2.6 Via Extrapiramidal

O sistema motor extrapiramidal refere-se a uma rede de núcleos subcorticais e vias motoras que controlam os movimentos involuntários, postura e tônus muscular, bem como modulam a execução dos movimentos voluntários. Esse sistema inclui estruturas como os gânglios da base, o cerebelo, o núcleo rubro, a substância negra, o núcleo vestibular e a formação reticular (Purves *et al.*, 2018).

Os gânglios da base são fundamentais para o planejamento e a iniciação de movimentos, além de desempenharem um papel crucial na supressão de movimentos involuntários indesejados. Os principais núcleos envolvidos incluem o corpo estriado (composto de núcleo caudado e putâmen), o globo pálido e a substância negra. Lesões nos gânglios da base estão associadas a distúrbios motores, como a doença de Parkinson e a doença de Huntington (Bear; Connors; Paradiso, 2016).

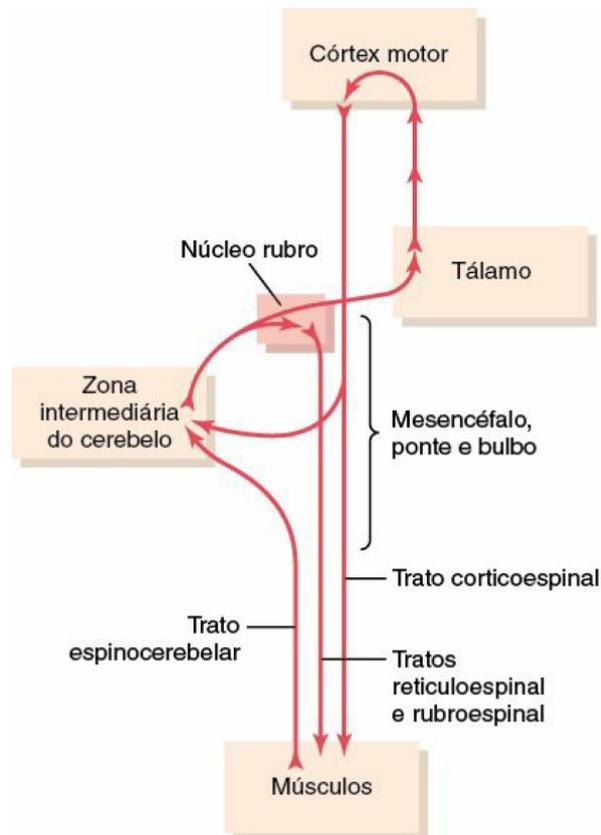
O cerebelo, por sua vez, é essencial para a coordenação motora, a manutenção do equilíbrio e a precisão temporal dos movimentos. Ele recebe informações tanto das vias motoras descendentes quanto das vias sensoriais, permitindo a modulação contínua dos comandos motores para garantir movimentos

suaves e coordenados. O trato rubroespinal e o trato reticuloespinal são exemplos de vias que fazem parte do sistema extrapiramidal e são responsáveis pela manutenção da postura e pelo ajuste dos movimentos automáticos (Kandel *et al.*, 2013).

2.2.7 Controle Motor Voluntário e Involuntário

As vias neurais motoras são amplamente organizadas em dois sistemas complementares: o controle motor voluntário, mediado pela via piramidal, e o controle involuntário ou automatizado, regulado pelo sistema extrapiramidal. Esses dois sistemas trabalham em conjunto para garantir que o movimento seja executado de maneira eficaz e eficiente. Por exemplo, enquanto a via piramidal comanda os movimentos finos e direcionados, a via extrapiramidal ajusta a postura e o equilíbrio durante a execução desses movimentos.

Figura 7 - Controle cerebral e cerebelar dos movimentos voluntários, envolvendo especialmente a zona intermediária do cerebelo



Fonte: Hall (2017, p. 726)

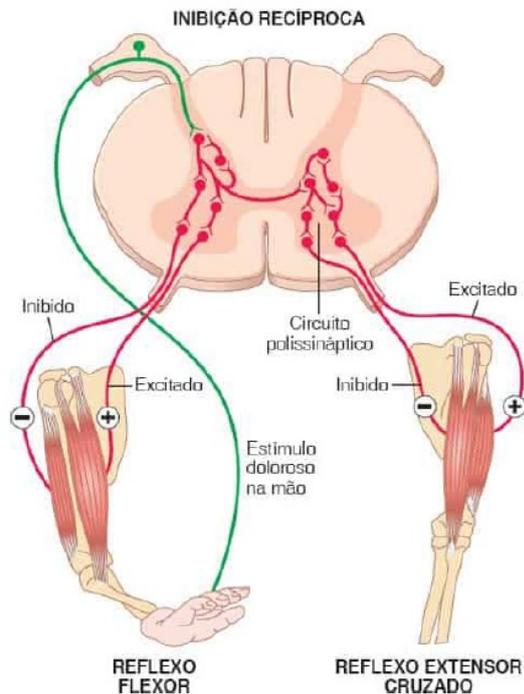
2.2.8 Integração Sensitivo-Motora

A integração entre vias sensoriais e motoras ocorre em diversas regiões do SNC, incluindo a medula espinhal, o tronco encefálico e o córtex cerebral. Um exemplo clássico é o reflexo miotático (ou reflexo de estiramento), onde um estímulo sensorial gerado pelo estiramento de um músculo é imediatamente seguido por uma resposta motora, sem a necessidade de processamento cortical. Esse circuito envolve a ativação de interneurônios que mediam a comunicação entre os neurônios aferentes sensitivos e os neurônios eferentes motores (Kandel *et al.*, 2013).

Além disso, o córtex sensório-motor é uma área de integração crítica para a execução de movimentos coordenados. Estudos de neuroimagem demonstram que a ativação simultânea das áreas sensoriais e motoras durante tarefas de movimento guiadas por estímulos sensoriais confirma essa integração (Gazzaniga, 2019).

A informação captada pela visão é de fundamental importância para a realização das atividades motoras em direção veicular automotiva. A habilidade de transformar um estímulo sensitivo em ação motora é definida pelo tempo de duração entre a coleta de uma informação visual (sensitiva) e a transformação dessa informação em ação, no caso uma ação motora gestualizada para direção automotiva. Estudos têm mostrado que o conceito de tempo de reação simples, em atividade em humanos, seria o atraso para a resposta de um estímulo visual, o que geralmente é da ordem de 190 a 210 ms (Carlton, 1992).

Figura 8 - Reflexo flexor, reflexo extensor cruzado e inibição recíproca



Fonte: Hall (2017, p. 700)

2.3 TEMPO DE RESPOSTA À FRENAGEM (TEMPO DE REAÇÃO À FRENAGEM) E TEMPO TOTAL DE RESPOSTA À FRENAGEM

É possível observar de maneira distinta na literatura uma diferença conceitual entre o tempo de resposta à frenagem (TRF) e o tempo total de frenagem (TTF). O TRF decorre do ponto no qual o motorista começa a frear até o ponto no qual o carro para. O tempo de movimento do pé e a decisão de frear o carro estão inclusos no TTF; várias habilidades estão envolvidas nessa variável: percepção da necessidade de frenagem e tomada de decisão, deslocamento do membro inferior até o pedal do freio e controle sensório-motor dos músculos extensores da perna, dado pelo comando central neurológico de vias aferentes e eferentes (Jammes *et al.*, 2017).

Em resumo, observa-se que o TRF é a quantidade de tempo decorrido entre o aparecimento de um estímulo e o contato com o pedal do freio (Dalury; Tucker; Kelley, 2011; Egol; Sheikhzadeh; Koval, 2008; Gotlin *et al.*, 2000; Hau; Csongvay; Bartlett, 2000; Holt *et al.*, 2008; Nguyen; Hau; Bartlett, 2000; Spalding *et al.*, 1994; Liebensteiner *et al.*, 2010, 2014; Marques *et al.*, 2008a, 2008b; Scott *et al.*, 2015;

Thaler *et al.*, 2012; Tremblay *et al.*, 2009; Waton *et al.*, 2011; Yousri; Jackson, 2015; Lechner *et al.*, 2013; Al-Khayer *et al.*, 2008; Dammerer *et al.*, 2015a; Hernandez *et al.*, 2015; Pierson; Earles; Wood, 2003; Carroll; McClain; Dowd, 2018).

Em pura definição, o TTF é a quantidade de tempo decorrido entre o aparecimento de um estímulo e quando o pedal do freio é totalmente pressionado (Egol *et al.*, 2003; Holt *et al.*, 2008; Huang *et al.*, 2014; Orr *et al.*, 2010; Tremblay *et al.*, 2009).

Estudos de percepção humana-tempo de tempo de reação à frenagem relataram uma grande variedade de resultados. Ao analisar um grande número de conjuntos de dados, no entanto, é possível estimar tempos sob condições específicas. A variável mais importante é a expectativa do motorista, que afeta o tempo de reação à frenagem. Quando totalmente cientes do tempo e da localização do sinal de freio, os motoristas podem detectar um sinal e mover o pé do acelerador para o pedal do freio em cerca de 0,70 a 0,75 s. A resposta a sinais inesperados, mas comuns, como as luzes de freio de um carro líder, é de cerca de 1,25 s, enquanto os tempos de reação à frenagem para eventos surpresa, como um objeto se movendo repentinamente no caminho do motorista, são de aproximadamente 1,5 s. Esses tempos são modulados de alguma forma por outros fatores, incluindo idade e sexo do motorista, carga cognitiva e urgência em realizar uma frenagem (Green, 2000).

O TTF é um fator importante na segurança, ele pode ser medido no ambiente experimental com precisão, é objetivo e reproduzível. O TTF é a soma do tempo de reação do motorista, o tempo para mover o pé de um pedal para o outro, seguindo o curso do pedal e, finalmente, aplicando pressão suficiente para frear. Entre os vários países, o valor máximo de referência do TTF varia de 700 ms a 1.500 ms. Embora não haja referência legal na Suíça para o TTF, a maioria das escolas de direção concorda com 1.000 ms como média. É crucial não esquecer que esse valor é diretamente responsável pelas distâncias de parada! A 50 km/h, adicionar 500 ms ao TTF resultará em uma distância de parada que é alongada em 7 metros (m) (Fleury *et al.*, 2012).

O TTF mínimo (ou seja, o tempo de reação de frenagem mais o tempo de movimento do acelerador para o freio) desempenha um papel importante na definição de uma lacuna mínima de acompanhamento. O estudo de Schweitzer *et al.* (1995) foi projetado para obter um limite inferior para essa lacuna. Os TTFs de um grupo de 51 atletas jovens dos sexos masculino e feminino foram monitorados durante condições

reais de direção. A frenagem repentina aplicada por um veículo de passageiros privado líder iniciou os testes. Um delineamento dentro do sujeito foi usado para estudar os efeitos de diferentes fatores no tempo de frenagem. Os indivíduos realizaram uma série de testes semicontrabalançados em duas distâncias de acompanhamento (6 e 12 m), duas velocidades (60 e 80 km/h) e três estágios de expectativa (direção ingênua, conhecimento parcial e conhecimento total da manobra futura). Testes de análise estatística ANOVA foram aplicados às medidas repetidas de três maneiras e não mostraram efeitos importantes da "velocidade", mas efeitos importantes dos fatores "expectativa" e "distância". O experimento produziu um TTF médio de 0,678 s (DP = 0,144 s) para ensaios com média de distâncias e velocidades apenas na condição ingênua. Os dados enfatizam o papel desempenhado por pré-dicas na resposta de frenagem antes de paradas de emergência. Tanto o nível de consciência da manobra iminente quanto a distância entre os veículos parecem determinar o tempo de resposta. As estatísticas descritivas apresentadas também podem fornecer a base para um intervalo de tempo mínimo objetivo, aceitável e legalmente válido para o processo de motoristas "descuidados".

Artigos na literatura abordando a questão da capacidade de dirigir após uma intervenção ortopédica ou trauma de membro são escassos e muitas vezes não diferenciam tempo de reação e tempo de reação à frenagem, o que dificulta a análise e comparação dos pares. Com exceção de alguns, a maioria dos estudos são conduzidos em simuladores de direção comparando pacientes antes e depois do procedimento cirúrgico com o uso de um grupo de controle em alguns casos como comparação. O modelo usado é sempre um carro com transmissão automática, dois pedais (acelerador e freio) e um volante. Não há estudos disponíveis atualmente usando um modelo de transmissão de alavanca. Além disso, não há dados disponíveis com relação às habilidades de dirigir motocicletas ou bicicletas após trauma e/ou cirurgia de membros (superior e/ou inferior) (Fleury *et al.*, 2012).

2.4 SIMULADORES E PROTÓTIPOS

O uso de simuladores e protótipos no contexto de pacientes na Medicina tem se expandido rapidamente, com aplicações tanto no treinamento de profissionais de saúde, no planejamento e execução de procedimentos clínicos e no contextual para

avaliação e reabilitação do paciente em um ambiente controlado e seguro. Simuladores são ferramentas que replicam aspectos anatômicos e fisiológicos do corpo humano ou de um ambiente previamente estabelecido, permitindo o uso sem risco direto aos pacientes. Já os protótipos, comumente desenvolvidos por meio de tecnologias como impressão 3D, são usados para criar modelos personalizados de órgãos ou dispositivos médicos, aprimorando o tratamento individualizado e o planejamento cirúrgico, assim como promovendo um plano de reabilitação seguro e preciso (Gaba, 2004).

2.4.1 Simuladores Automotivos

Os simuladores de veículos automotivos, inicialmente projetados para treinamento de motoristas e desenvolvimento de projetos automotivos, têm sido incorporados à área da saúde, principalmente em reabilitação e avaliação de condições clínicas. Eles permitem criar ambientes controlados e seguros para estudar aspectos psicomotores, cognitivos e comportamentais em pacientes.

Os simuladores de condução podem ser classificados de várias maneiras. Podem ser classificados por finalidade (treinamento, pesquisa ou entretenimento), por características físicas (como quantidade de telas, qualidade da resolução, *cockpit* sensorizado, sistema de som, feedback tátil e plataforma de movimento) e pela finalidade do software (treinamento profissional, entretenimento, jogos ou adaptáveis às necessidades do usuário). Essas classificações ajudam a entender a diversidade de simuladores disponíveis e suas aplicações específicas, desde o treinamento de motoristas até a pesquisa científica e o entretenimento (Alonso *et al.*, 2023).

Os simuladores de direção possuem componentes principais, como:

- o modelo de dinâmica do veículo, uma representação matemática dos subsistemas do veículo (estrutura, suspensão, pneus, freios, direção e *powertrain*) que calcula o comportamento dinâmico do veículo;
- o sistema de movimento, que é o mecanismo que reproduz os movimentos do veículo;
- o ambiente virtual, ou seja, cenários específicos criados para simular eventos em um ambiente virtual, incluindo tráfego, clima e eventos;
- um conjunto de pistas visuais (a imagem projetada na tela do simulador), pistas auditivas (sons tridimensionais que simulam o ruído

dentro da cabine do veículo) e pistas hápticas (o feedback de força por meio do volante e dos pedais, simulando a interação humana com o veículo);

- o algoritmo de sugestão de movimento, um algoritmo responsável por criar os deslocamentos do sistema de movimento, levando em conta a percepção humana e o espaço disponível;
- e, por último, a cinemática, que é o algoritmo que conecta os comandos de sugestão de movimento com a estrutura e o hardware do sistema de movimento, calculando a trajetória desejada da cabine.

Esses componentes trabalham juntos para criar uma experiência de direção realista, enganando o sistema perceptual humano e proporcionando uma imersão completa no ambiente de simulação (Bruck; Haycock; Emadi, 2020).

Entre os principais tipos de simuladores, podem ser citados: os simuladores com base em plataforma Stewart (Hexapod), que utilizam uma plataforma com seis atuadores que permitem movimentos; os simuladores com base em robôs industriais, que utilizam braços robóticos industriais para proporcionar movimentos complexos; os simuladores com arquitetura de cabos (Cable-Driven), que utilizam cabos em vez de ligações rígidas para mover a plataforma, oferecendo uma alta relação potência-peso e grandes espaços de trabalho; e os simuladores híbridos, que combinam diferentes princípios de movimento, como plataformas Stewart com trilhos lineares adicionais para aumentar a amplitude de movimento (Ghafarian *et al.*, 2023).

Os simuladores de direção têm diversas aplicações, tanto na pesquisa quanto na indústria automotiva. Auxiliam os estudos sobre motoristas, tanto no treinamento como na avaliação de desempenho e análise de distrações. Promovem o desenvolvimento de sistemas autônomos, como controle de cruzeiro adaptativo (CCA) e sistemas de frenagem de emergência autônoma (SFEA). Por fim, o desenvolvimento de sistemas de chassi, *powertrain* e design de estradas também se beneficiam do uso de simuladores. Essas aplicações demonstram a versatilidade dos simuladores de direção em fornecer um ambiente seguro, controlado e repetível para testar e estudar o comportamento e a interação dos motoristas com os veículos e o ambiente (Bruck; Haycock; Emadi, 2020).

O trabalho conduzido por Schreier, Banks e Mathis (2018) elucidou que os simuladores de direção têm várias funções importantes, especialmente no contexto da avaliação clínica da aptidão para dirigir em indivíduos sonolentos. Entre elas está

a avaliação do desempenho de direção, quando simuladores são usados para medir o desempenho de direção em condições controladas. Isso inclui a avaliação de parâmetros como tempo de reação, desvios laterais, eventos fora da estrada e, também, a capacidade de manter a posição na pista, a capacidade de previsão de acidentes identificando comportamentos de risco, a comparação com direção real, em que simuladores permitem a comparação do desempenho de direção em um ambiente seguro e controlado com a direção em condições reais, além de permitir a avaliação de intervenções, testando a eficácia de diferentes tratamentos com os pacientes. Por fim, os simuladores permitem o estudo detalhado de comportamentos específicos, como a resposta a sinais de trânsito, a capacidade de manter a atenção em tarefas divididas e a reação a emergências (Bruck; Haycock; Emadi, 2020).

Ainda segundo Schreier, Banks e Mathis (2018), os simuladores de condução avaliam diversos parâmetros para determinar a aptidão para dirigir, como o tempo de reação, a capacidade do motorista de manter o veículo na faixa de rodagem, o número de vezes que o veículo sai da pista, o número de colisões simuladas durante a condução, a velocidade média do veículo e a variação em relação à velocidade desejada, o tempo que o motorista leva para cruzar as linhas de demarcação da pista, a duração e a frequência dos sinais de pisca, a precisão com que o motorista segue uma trajetória ou mantém o veículo na faixa de rodagem, além de contar quantas vezes o veículo desvia da pista por hora de condução, indicando lapsos de atenção. Esses parâmetros são cruciais para identificar deficiências no desempenho de direção para avaliar a eficácia de intervenções destinadas a melhorar a segurança ao dirigir.

Um estudo conduzido por Jordan *et al.* (2015) utilizou um simulador que foi incorporado em um automóvel Volkswagen, criando uma simulação mais realista devido às restrições espaciais da cabine de um carro real. Transdutores de força foram montados nos pedais de aceleração e freio para medir o tempo de resposta (TR), o tempo de movimento (TM), o TTF e a força de frenagem (FF). O software de computador desenvolvido registrava os intervalos de tempo e as forças aplicadas, exibindo os dados em um diagrama após cada teste. Os participantes foram instruídos a pressionar o pedal do acelerador com o pé direito, simulando a condução, até que uma luz vermelha indicasse uma situação de emergência, momento em que deveriam transferir o pé para o pedal do freio e aplicar a máxima força de frenagem.

Outro estudo, desta vez conduzido por Dammerer *et al.* (2017), utilizou um simulador de direção customizado e consistia em um assento de carro ajustável fixado

em uma estrutura com três pedais suspensos (acelerador, embreagem e freio). O assento podia ser ajustado em inclinação, apoio de cabeça e distância do pedal para simular a posição de direção preferida do participante. Posicionado a uma distância constante em frente ao participante, havia um conjunto de luzes de sinalização: uma luz verde e uma luz vermelha. O procedimento de medição começava quando o participante pressionava totalmente o pedal do acelerador e a luz verde acendia. Após um intervalo de 5 a 30 s, o investigador acionava um gatilho externo, invisível para o participante, que ativava a luz vermelha e o cronômetro eletrônico. Os participantes eram instruídos a pressionar o pedal do freio o mais rápido possível com o pé direito quando a luz vermelha aparecesse. O intervalo de tempo (medido em milissegundos) entre o acendimento da luz vermelha e a pressão do pedal do freio era registrado.

Alonso *et al.* (2023) discorrem, em um estudo de revisão, sobre as principais limitações dos estudos sobre simuladores de condução, já que muitos estudos utilizam amostras pequenas, o que pode limitar a generalização dos resultados. Relatam também que há uma carência de estudos que realizam um acompanhamento a longo prazo para avaliar os efeitos duradouros do treinamento com simuladores. Muitos estudos não avaliam o impacto do treinamento com simuladores em condições reais de condução, focando apenas no desempenho dentro do simulador. A eficácia dos simuladores pode variar significativamente dependendo do nível de realismo e da fidelidade às condições reais de condução, o que não é uniformemente controlado em todos os estudos. Alguns participantes podem sentir desconforto ao usar simuladores, o que pode afetar seu desempenho e a validade dos resultados do estudo.

Na literatura médica atual, observa-se uma vasta e diversificada apresentação de simuladores que determinam uma avaliação com objetivos de quantificar o tempo de resposta sensorial motora. Em sua maioria, não consideram o perfil de capacitação do condutor/motorista e não consideram uma avaliação clínica médica/ortopédica básica. Os artigos, de modo geral, fazem uma avaliação de grupos de controle pareados por idade e gênero e muitos avaliam o participante da pesquisa no pré e pós-operatório, objetivando apenas determinar o tempo de resposta à frenagem e a força no pedal de freio individual.

Esses estudos específicos avaliaram a eficácia dos simuladores em diferentes grupos de motoristas, incluindo jovens, idosos, motoristas comerciais e adolescentes, em diversos contextos de treinamento e situações de direção. Verifica-se que McDonald *et al.* (2017) usaram simulador com treinamento RAPT-3 para motoristas

adolescentes. Casutt *et al.* (2014) utilizaram simuladores para treinamento e avaliação de motoristas idosos. Pollatsek *et al.* (2006) desenvolveram e testaram um simulador com base em computador para percepção de riscos monitorando os movimentos oculares. Para desenvolvimento de todos os estudos de simuladores veiculares, a usabilidade, a acessibilidade, o realismo, o custo de desenvolvimento e a segurança ao usuário são fatores primordiais para desenvolver um simulador veicular automotivo fiel. A dificuldade de padronizar um equipamento nesse perfil é imensa.

Spalding *et al.* (1994), no século passado, realizaram importante estudo na avaliação em artroplastia primária total de joelho desenvolvendo um simulador de reação do motorista construído pelo fabricante de automóveis Rover Group em colaboração com o Oxford Orthopaedic Engineering Centre. O simulador estava equipado com transdutores nos pedais de freio, acelerador e embreagem para registrar força e movimento em resposta a um estímulo visual em uma tela. A dificuldade de desenvolver um estudo que determinasse realidade x simulação foi um limitante. Nesse pioneiro estudo, o simulador desenvolvido abre uma importante porta a ser transposta de questionamentos sobre: custo, aplicabilidade, perda de dados e fatores externos como acessibilidade do simulador e condicionamento clínico do paciente avaliado (dor e amplitude de movimento do membro inferior).

Nguyen, Hau e Bartlett (2000) trazem um modelo de simulador desenvolvido pelo Departamento de Engenharia Elétrica e de Sistemas de Computação da Universidade Monash, no qual um simulador veicular ligado a um computador coletava dados de tempo de resposta à frenagem. O simulador tinha um assento ajustável em distância, com o encosto do assento e o volante ajustáveis em inclinação. Os pedais de freio e acelerador estavam na mesma altura e um transdutor de força estava conectado ao pedal de freio para medir a força aplicada em resposta a um estímulo visual no monitor. As vantagens de controle de ambiente, segurança, repetibilidade e medição precisa são observadas e valorizadas para o desenvolvimento de um melhor simulador. Em contrapartida, desvantagens como falta de realismo, custo e “efeito de aprendizagem” sinalizam para um novo caminho no desenvolvimento de um simulador veicular de maior precisão.

Gotlin *et al.* (2000) utilizaram um simulador Brake Reaction Timer (Modelo 3548, AAA Traffic Safety and Engineering Department, Heathrow, FL). Esse dispositivo é composto de uma caixa de registro de tempo com luzes indicadoras verde e vermelha, um pedal de acelerador e um pedal de freio, que registram o

movimento do pé direito em resposta a um estímulo visual. Foram avaliados 22 pacientes (12 pacientes hígidos do grupo de controle e 10 pacientes pós-cirúrgicos de reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho direito). O estudo foi capaz de apontar que a melhora do tempo de resposta à frenagem dos pacientes operados e testados no simulador possui ligação com a melhora clínica evolutiva do paciente, podendo influenciar o protocolo de reabilitação para esse tipo de tratamento cirúrgico do joelho direito.

Egol, Sheikhzadeh e Koval (2008) desenvolveram um teste usando um simulador de tarefa parcial, projetado pela Baran Advanced Technologies, de Israel, para simular uma situação de seguimento de carro. O simulador e o ambiente de simulação consistiam em um console de um Volkswagen Passat com pedais de acelerador, freio e embreagem, onde o motorista se sentava. A uma distância de 3 metros à frente do motorista, havia um modelo bidimensional de papelão da traseira de um carro, equipado com uma luz de freio central elevada e duas luzes de freio posicionadas em um ângulo de 15° à direita e à esquerda da linha de visão do motorista. O experimento laboratorial avaliou variáveis independentes (incerteza do evento, tipo de transmissão do veículo, idade e gênero dos motoristas) com o objetivo de determinar o tempo de reação e o tempo de movimento da frenagem. O experimento apresentou vantagens de controle rigoroso das variáveis (por exemplo: incerteza do evento e tipo de transmissão), assim como o isolamento de fatores específicos, como os relacionados com tempo de reação e tempo de movimento sem interferências externas.

No estudo desenvolvido por Sittapiroj *et al.* (2017), foi utilizado um dispositivo de simulação automotiva chamado Stationary Simple Reaction Timer, da Vericom Computers, que inclui um software padrão (Response, versão 1.1.5) e um conjunto de hardware com pedais de acelerador e freio, volante, assento do motorista e uma tela de computador de 27 polegadas. Os autores concluíram que o estudo possui como vantagens reprodutibilidade, segurança para o participante da pesquisa realizar o teste e controle do ambiente de teste; as desvantagens são aplicabilidade limitada, curva de aprendizado e realismo limitado.

Em artigo de revisão publicado por Cooper (2007), foram avaliados 35 artigos de relevância ortopédica, sendo usados simuladores desenvolvidos para medir o TRF. O pesquisador concluiu que as limitações do participante ao se adaptar ao simulador, o custo do simulador, o realismo do teste e a acessibilidade aos equipamentos de

teste em centros de estudos advogam contra e dificultam a promoção de melhores estudos na área.

Em 2016, uma revisão bibliográfica promovida por DiSilvestro *et al.* (2016) utilizou simuladores de direção e pistas padronizadas para avaliar a habilidade de direção dos pacientes. Esses simuladores avaliaram a capacidade dos participantes de evitar perigos e colisões, proporcionando uma medida mais abrangente da habilidade de direção além do simples tempo de resposta ao freio. Nessa abrangente revisão, novamente o custo do simulador, a acessibilidade/disponibilidade e as diferenças com a realidade determinaram desvantagens e limitações para o uso de simuladores de diversos tipos. As vantagens, como citadas na maior parte da literatura, são: ambiente controlado ao teste, segurança, avaliação abrangente e reprodutibilidade, as quais afirmam a validade de estudos futuros para melhor definir um padrão objetivo numérico temporal de segurança para permitir que o paciente retorne à direção veicular automotiva.

Em 2021, em uma publicação de uma revisão sistemática e meta-análise sobre o retorno à condução após artroplastia total do quadril (ATQ), realizada por Patel *et al.* (2023), a análise do tempo de resposta à frenagem era o principal objetivo. Foram utilizando simuladores de diferentes montagens (Vericom Stationary Reaction Timer, AAA Fully Interactive Driving Simulator, RT-2S Brake Reaction Timer e Simulador Desenvolvido dentro de um Automóvel). O realismo e custo dos simuladores foram novamente explícitos em desvantagens, mas com vantagens a serem consideradas, como: segurança, aplicabilidade, controle de variáveis, feedback imediato e repetibilidade.

Schneider (2020) desenvolveu um simulador de automóvel Laboratório de Engenharia Biomédica da UTFPR. O simulador consiste em um ambiente/*cockpit* ajustável com assento, volante e pedais (pedal de freio e pedal de acelerador), onde o pedal do freio estava equipado com um transdutor de força para medir a força aplicada e o tempo de resposta motora do participante. A metodologia envolvia a simulação de uma situação de direção em que o paciente deveria reagir a um sinal visual (mudança de cor de uma luz LED à frente do participante em 1,5 m) movendo o pé do acelerador para o freio e aplicando força. O tempo de reação foi medido desde a exibição do sinal até a aplicação de uma força de 200 N no pedal do freio. Dez simulações foram realizadas para cada participante, com as cinco primeiras usadas para treinamento e as cinco últimas para obtenção da média de tempo de reação.

2.4.2 Simuladores Veiculares Usados em Medicina

Simuladores veiculares têm sido utilizados para a avaliação funcional e cognitiva de pacientes que apresentam condições que afetam sua capacidade de conduzir um veículo. Condições neurológicas como acidente vascular cerebral (AVC), traumatismos cranioencefálicos e esclerose múltipla podem prejudicar as funções motoras e cognitivas essenciais para a direção segura (Classen *et al.*, 2011).

O uso de simuladores permite que os profissionais de saúde avaliem a coordenação motora, o tempo de reação, a atenção dividida e outras habilidades cognitivas dos pacientes sem expô-los aos riscos de dirigir na vida real.

Por exemplo, pacientes que sofreram AVC podem apresentar déficits motores e cognitivos que comprometem sua habilidade de dirigir. O simulador veicular permite que a equipe médica avalie o nível de comprometimento do paciente e faça recomendações sobre a aptidão para retomar a direção ou a necessidade de reabilitação. Além disso, é uma ferramenta eficaz para a avaliação de idosos, uma vez que o declínio natural das capacidades sensório-motoras e cognitivas pode aumentar o risco de acidentes (Marottoli *et al.*, 2007).

Nas mais variadas condições, os simuladores de direção são capazes de avaliar os condutores em ambiente seguro, controlado e padronizado, sendo validados de acordo com o desempenho na direção veicular (Lee *et al.*, 2003; Mayhew *et al.*, 2011).

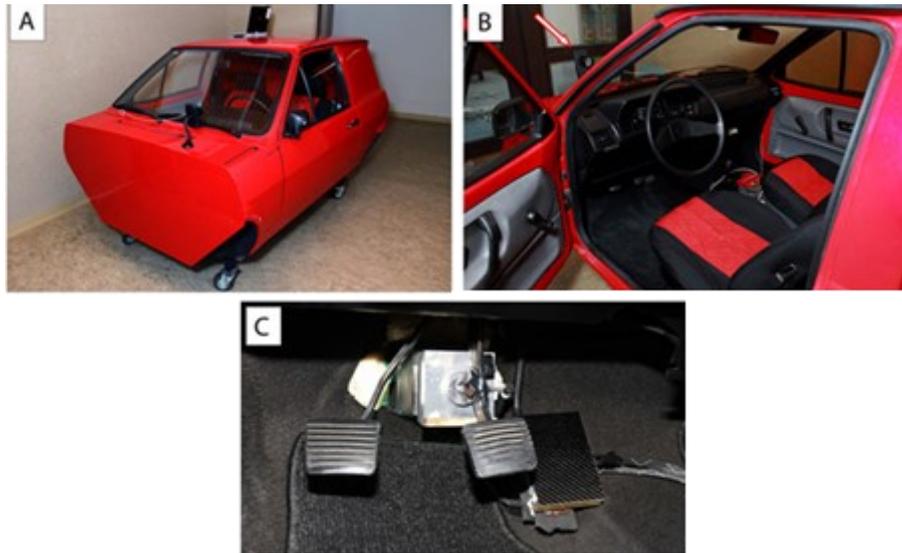
As situações nas quais o simulador de direção é mais utilizado para avaliação são tempo de frenagem, distância do carro da frente, gerenciamento do carro na pista, estimativas de acidentes e velocidade do veículo (Canônica, 2018). Nas figuras a seguir, há modelos de simuladores veiculares utilizados em diferentes estudos que exemplificam os modelos desenvolvidos para estudos de tempo de reação à frenagem.

Figura 9 – Simulador veicular utilizando: volante, pedal de controle e banco para motorista



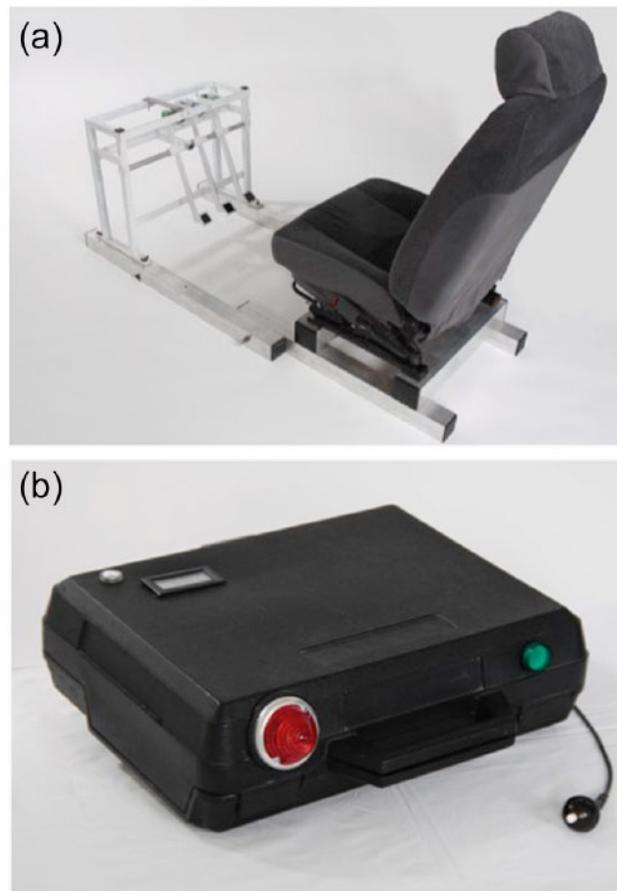
Fonte: Al-Khayer *et al.* (2008).

Figura 10 – Simulador veicular com desenvolvido cockpit contendo: banco, volante e pedais de comando



Fonte: Hofmann *et al.*, 2014.

Figura 11 – Protótipo veicular com banco, pedais e volante associado a hardware para medida das respostas sensório-motoras



Fonte: Dammerer *et al.*, 2017.

Figura 12 – Simulador veicular contendo banco, volante e pedais de comando associado a sistema de medição biomecânica eletrônico ligado à célula de carga



Fonte: Nguyen e Bartlett, 2000.

Figura 13 – Simulador veicular composto de: banco, pedais de comando e volante, acoplado a sistema de hardware somado à célula de carga usado para medida da resposta motora à frenagem



Fonte: Dammerer et al., 2015.

2.5 PANORAMA DO TRAUMA ORTOPÉDICO AUTOMOTIVO NO BRASIL

O trauma ortopédico relacionado a acidentes de trânsito representa uma das principais causas de morbidade e mortalidade no Brasil. Os dados disponíveis no Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde (DATASUS) indicam que esse tipo de trauma afeta milhares de pessoas anualmente, gerando um impacto significativo tanto no sistema de saúde quanto na sociedade em termos de custos médicos e perda de produtividade.

Um estudo publicado pela Universidade Federal do Piauí analisou 1.390 prontuários de pacientes com trauma ortopédico atendidos no Hospital de Urgências de Teresina entre setembro de 2011 e fevereiro de 2012. Os resultados mostraram predominância de homens jovens (18-38 anos), com traumas principalmente nos membros inferiores (23,2%) causados por acidentes de trânsito (60,1%), a maioria necessitou de abordagem cirúrgica (89,8%) (Santos, 2012)

Entre os tipos mais comuns de traumas ortopédicos em acidentes de trânsito estão as fraturas de membros inferiores, como fêmur e tíbia, e fraturas de membros

superiores, especialmente rádio e úmero. As fraturas de pelve e coluna vertebral também são prevalentes em colisões de maior impacto, frequentemente resultando em incapacidades permanentes ou longos períodos de reabilitação.

A análise dos dados do DATASUS revela que o grupo mais afetado por traumas ortopédicos relacionados ao trânsito são os homens jovens, entre 18 e 35 anos. Esse perfil de risco é especialmente evidente em acidentes envolvendo motocicletas, que correspondem a mais de 50% dos casos de trauma ortopédico (Brasil, 2023). Outro grupo de risco importante são os idosos, que, embora menos envolvidos em acidentes de trânsito, tendem a apresentar maior gravidade nas lesões devido à fragilidade óssea associada à idade avançada. Na tabela a seguir há o panorama das cirurgias ortopédicas realizadas no Sistema Único de Saúde SUS em 2022.

Tabela 2 - Cirurgias do sistema osteomuscular aprovadas em 2022

Região	Quantidade aprovada
Norte	1.105.542
Nordeste	3.947.634
Sudeste	8.038.806
Sul	2.903.454
Centro-Oeste	2.029.486
Total	18.024.922

Fonte: Ministério da Saúde – Sistema de informações hospitalares do SUS (SIH/SUS)

2.6 PANORAMA DA RESPONSABILIDADE CIVIL MÉDICA SOBRE O ATO DE DIRIGIR

Segundo o Código de Trânsito Brasileiro, no parágrafo II, capítulo 15, do artigo 252, é proibido dirigir com incapacidade física ou mental temporária que comprometa a segurança do trânsito (Brasil, 1997). Apesar disso, não é citado um critério objetivo ou avaliação com que essa capacidade possa ser julgada.

Quando são tratados pacientes com lesões ortopédicas traumáticas dos membros inferiores, existe uma dificuldade de estabelecer parâmetros mais objetivos sobre o que caracteriza essa incapacidade física, o que faz com que o tema ainda seja tratado de forma branda na maioria dos guias e legislações. Além disso, não há

informação baseada em evidência capaz de ajudar os médicos a tomarem decisões com respeito à capacidade física de direção veicular de seus pacientes (Molnar *et al.*, 2005).

2.7 LESÕES ORTOPÉDICAS

2.7.1 Lesões Ortopédicas com Impacto na Habilidade de Frenagem

Nesta seção, por meio da literatura atual, serão fundamentadas as principais lesões ortopédicas que impactam a habilidade de frenagem veicular automotiva e levam o indivíduo a algum tratamento médico-ortopédico, sejam eles procedimentos cirúrgicos ou procedimentos conservadores (não cirúrgicos) nos membros inferiores, mais comuns, que possam impactar a habilidade de dirigir veículo automotivo. Assim, serão discutidas em separado as lesões (traumáticas e não traumáticas) e seus tratamentos propostos na literatura atual relacionados à articulação do pé/tornozelo, joelho, quadril e coluna vertebral, que possam impactar uma inaptidão de conduzir veículo automotivo.

2.7.2 Lesões Ortopédicas Cirúrgicas e Não Cirúrgicas Que Impactam a Habilidade de Frenagem

As lesões ortopédicas podem ser classificadas em traumáticas, quando resultam de forças externas, e atraumáticas, que envolvem processos degenerativos ou de sobrecarga. Essas lesões afetam frequentemente ossos, músculos, ligamentos, tendões e articulações, sendo uma causa significativa de dor e limitação funcional. O correto diagnóstico e certo tratamento promovem o estabelecimento de habilidades e qualidade de vida do paciente.

A capacidade “ortopédica” de dirigir tem vários requisitos. É com muita sutileza que os objetivos médicos e as expectativas do paciente devem ser abordados dentro de uma determinada estrutura legal. Do ponto de vista do cirurgião/médico assistente, dirigir não deve resultar em complicações no local da operação ou no membro traumatizado. Esse aspecto médico da direção parece ser o mais fácil de apreciar, pois está diretamente relacionado ao paciente (Confédération Suisse, 1958, art. 14.4).

A decisão de dirigir após uma lesão ortopédica ou cirurgia é repleta de questões legais e de segurança. Embora dirigir seja uma parte importante da vida da maioria dos pacientes, não há diretrizes bem estabelecidas para determinar quando é seguro dirigir após uma lesão ou tratamento cirúrgico ortopédico. Normalmente, o comprometimento da capacidade de dirigir é medido por mudanças no tempo necessário para realizar uma parada de emergência (Marecek; Schafer, 2013).

Procedimentos ortopédicos ou lesões podem impedir temporariamente os pacientes de dirigir. O tempo de duração até que eles possam retomar a direção tem implicações financeiras, médico-legais e legais significativas para o paciente, o médico e a sociedade. Existem algumas diretrizes sobre restrições de direção após eventos agudos nos membros inferiores, no entanto, o tempo de duração varia entre as jurisdições. As recomendações publicadas atuais variam de nenhuma abstinência de direção a 9 semanas, dependendo de: lado afetado, procedimento, imobilização, nível de dor e tipo de carro (automático ou manual). Também há variabilidade individual em pacientes com relação à dor, às comorbidades e à experiência anterior de direção. A decisão de permitir que um paciente dirija é frequentemente tomada clinicamente pelo médico assistente, mas não há consenso entre os cirurgiões ortopédicos sobre restrições de direção. O uso de medicamentos analgésicos opioides é considerado um fator importante na decisão de restringir a direção (Ho; Furlan, 2012).

Na literatura, observa-se um limitado número de estudos, não homogêneos, que avaliam a habilidade de frenagem veicular, sendo em sua maioria estudos observacionais utilizando simuladores veiculares com medições do tempo de resposta sensorial motora à frenagem (tempo de resposta à frenagem) pré e pós-tratamento (cirúrgico ou não), em que o viés científico assombra resultados objetivos na medida do tempo de resposta motora à frenagem, já que não há uma concordância entre os estudos sobre como é a maneira “ideal” de medir o tempo de resposta à frenagem e qual seria o tempo de ouro a ser considerado normal estratificando-se as diversas patologias, ortopédicas ou não, que influenciam a habilidade de frenagem veicular (DiSilvestro *et al.*, 2016).

A seguir, serão nominadas patologias comuns nas quais foi avaliado o tempo de resposta à frenagem com estudos em focos diferentes de tratamento, mas com envolvimento das articulações dos membros inferiores em sua maioria (pé/tornozelo, joelho, quadril e coluna).

2.7.3 Articulação do Pé e Tornozelo

A articulação do tornozelo e do pé é uma das mais complexas e funcionais do corpo humano, promovendo um papel essencial na mobilidade e estabilidade do corpo humano, possibilidade de caminhar, saltar e correr. Composta de múltiplos ossos e articulações, sua estrutura permite a realização de movimentos precisos e adaptativos, necessários tanto para atividades diárias quanto para a prática esportiva.

2.7.3.1 Articulações, estrutura óssea, ligamentos e musculatura do pé e tornozelo

O complexo do tornozelo e do pé é formado por 26 ossos (Gray, 2019), divididos em três grupos principais: tarsos, metatarsos e falanges e dispostos em retropé, mediopé e antepé. O tarso, que forma a base do tornozelo, inclui o tálus, calcâneo, navicular, cuboide e três ossos cuneiformes. O tálus articula-se com a tíbia e a fíbula, formando a articulação talocrural, principal responsável pela dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo (Kapandji, 2020). Outras articulações importantes são a subtalar, localizada entre o tálus e o calcâneo, e a mediotarsal, que conecta os ossos do tarso aos metatarsos (Moore; Dalley; Agur, 2021). Esse arranjo estrutural, também chamado de articulação em dobradiça, permite a transferência de carga entre a perna e o pé, além de possibilitar movimentos de dorsiflexão e flexão plantar, assim como eversão, inversão, abdução e adução, que são essenciais para a locomoção (Neumann, 2017).

Abaixo do tálus, encontra-se o calcâneo, o maior osso do tarso e o principal responsável por absorver o impacto ao caminhar e realizar movimentos e comandos para os membros inferiores. Esse osso também forma a base para a articulação subtalar, que, com outras articulações do pé, permite movimentos de inversão e eversão, fundamentais para a adaptação a terrenos irregulares (Kapandji, 2020).

Outras estruturas anatômicas de fundamental importância para a articulação são os ligamentos e complexos ligamentares, que estruturalmente determinam estabilidade e biomecânica favorável articular para o movimento adequado e sem perdas energéticas.

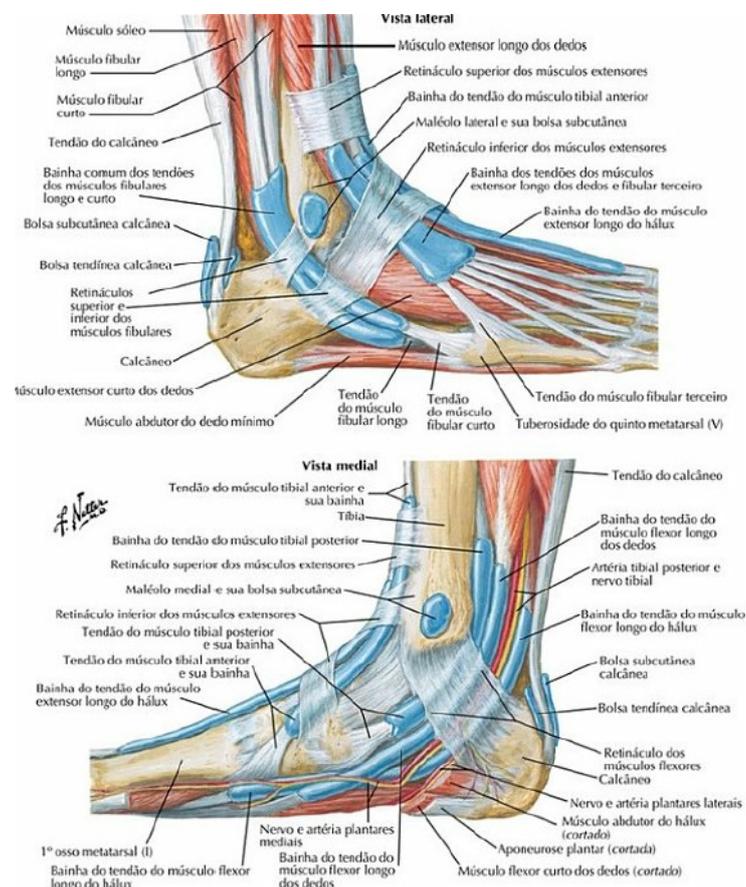
Os ligamentos da articulação do tornozelo e do pé podem ser divididos em dois grupos principais: os ligamentos laterais e os ligamentos mediais. No lado lateral do tornozelo, os ligamentos talofibular anterior, talofibular posterior e calcaneofibular

atuam como estabilizadores, principalmente durante movimentos de inversão (Fong *et al.*, 2009). O ligamento talofibular anterior é o mais comumente lesionado em entorses, devido à sua posição e função (Michelson, 2001).

No lado medial, o ligamento deltoide é o principal estabilizador. Ele é composto de quatro porções e conecta o maléolo medial da tíbia aos ossos do tarso, oferecendo resistência contra forças de eversão (Gray, 2019). Além disso, os ligamentos sindesmóticos, que unem a tíbia à fíbula, têm um papel essencial na estabilidade do tornozelo, especialmente durante atividades de alto impacto (Neumann, 2017).

O complexo musculoesquelético do pé e tornozelo desempenha um papel crucial na locomoção, absorção de impacto e manutenção do equilíbrio. Os músculos dessa região podem ser classificados em intrínsecos, localizados inteiramente no pé, e extrínsecos, com origem na perna e inserção no pé.

Figura 14 - Prancha 506 – Anatomia do tornozelo



Fonte: Netter (2019)

2.7.3.2 Músculos extrínsecos do pé

Os músculos extrínsecos têm suas origens na tíbia, fíbula ou ambos, com tendões que cruzam o tornozelo e se inserem nos ossos do pé. Eles são organizados em quatro compartimentos principais: anterior, posterior superficial, posterior profundo e lateral.

- Compartimento Anterior

Os músculos deste compartimento são responsáveis pela dorsiflexão do tornozelo e extensão dos dedos. Incluem (Moore; Dalley; Agur, 2018):

- a) Tibial anterior: realiza dorsiflexão e inversão do pé. Origina-se na superfície lateral da tíbia e membrana interóssea, inserindo-se no cuneiforme medial e no primeiro metatarso;
- b) Extensor longo dos dedos: promove a extensão dos dedos e dorsiflexão do tornozelo. Origina-se na fíbula e na membrana interóssea;
- c) Extensor longo do hálux: atua na extensão do hálux e na dorsiflexão;
- d) Fibular terceiro: auxilia na dorsiflexão e eversão do pé.

- Compartimento Posterior Superficial

Os músculos deste compartimento são os principais responsáveis pela flexão plantar:

- a) Gastrocnêmio: participa na flexão plantar e flexão do joelho. Origina-se nos côndilos femorais e insere-se no calcâneo via tendão calcâneo (tendão de Aquiles);
- b) Sóleo: atua exclusivamente na flexão plantar, originando-se na tíbia e na fíbula e inserindo-se no calcâneo;
- c) Plantar: contribui minimamente para a flexão plantar.

- Compartimento Posterior Profundo

Estes músculos realizam flexão plantar e movimentos de flexão dos dedos:

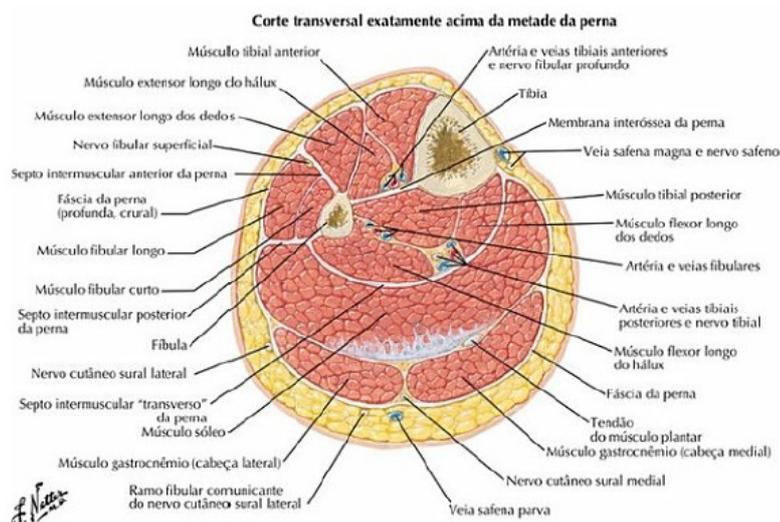
- a) Tibial posterior: principal inversor do pé, origina-se na tíbia, fíbula e membrana interóssea, inserindo-se nos ossos do tarso;
- b) Flexor longo dos dedos: promove a flexão dos dedos laterais e auxilia na flexão plantar;
- c) Flexor longo do hálux: realiza a flexão do hálux e contribui para o impulso na marcha.

- **Compartimento Lateral**

Os músculos deste compartimento são eversores do pé:

- a) Fibular longo: estabiliza o arco plantar lateral e realiza eversão. Origina-se na fíbula e insere-se no primeiro metatarso e cuneiforme medial;
- b) Fibular curto: também realiza eversão, inserindo-se na base do quinto metatarso.

Figura 15 - Prancha 510 – Compartimentos da perna



Fonte: Netter (2019)

- **Músculos intrínsecos do pé**

Os músculos intrínsecos do pé estão organizados em camadas e são responsáveis por movimentos finos e estabilização dos arcos plantares.

- Primeira Camada (Superficial)

- Abdutor do hálux: abduz e auxilia na flexão do hálux;
- Flexor curto dos dedos: flexiona as falanges médias dos quatro dedos laterais;
- Abdutor do dedo mínimo: abduz e flexiona o quinto dedo.

- Segunda Camada

- Quadrado plantar: ajusta o alinhamento dos tendões do flexor longo dos dedos;
- Lombricoides: flexionam as articulações metatarsofalângicas e estendem as interfalângicas.

- Terceira Camada

- Flexor curto do hálux: flexiona a articulação metatarsofalângica do hálux;
- Adutor do hálux: estabiliza o hálux durante a propulsão;
- Flexor curto do dedo mínimo: flexiona o quinto dedo.

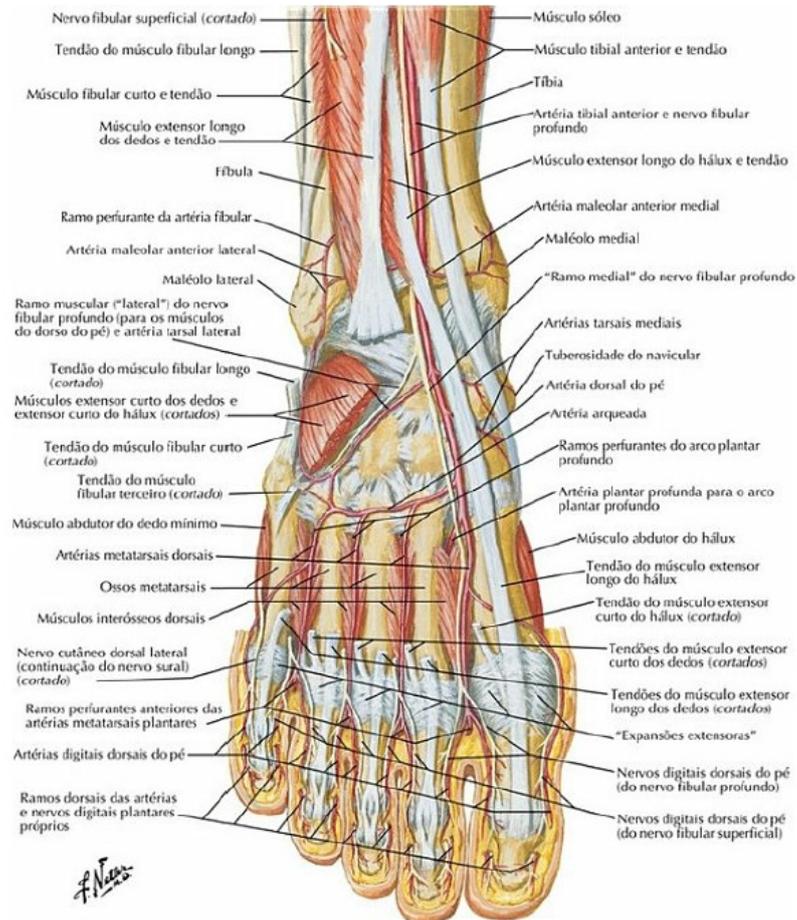
- Quarta Camada (Profunda)

- Interósseos plantares: realizam adução dos dedos;
- Interósseos dorsais: promovem abdução dos dedos.

Os movimentos promovidos pela musculatura do pé e tornozelo desempenham funções básicas de (Netter, 2019):

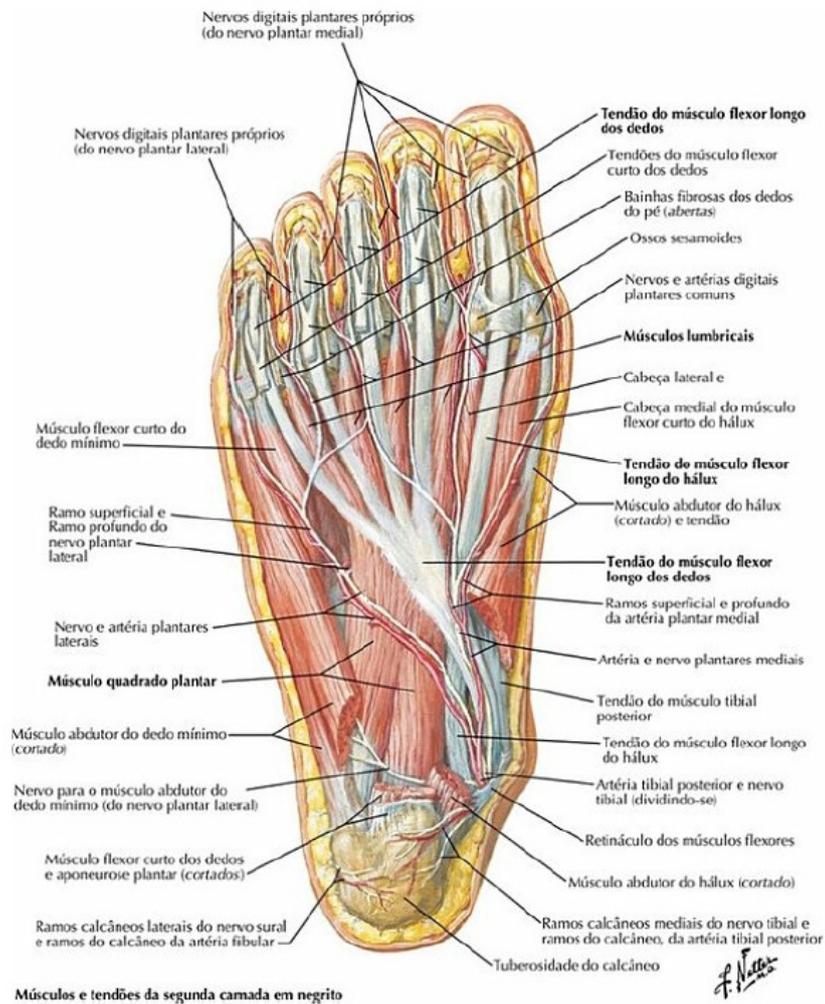
- Dorsiflexores: são responsáveis pela elevação do pé durante a fase de balanço da marcha, prevenindo quedas;
- Flexores plantares: geram força propulsora na fase de impulsão da marcha;
- Eversores e inversores: estabilizam o tornozelo durante terrenos irregulares;
- Intrínsecos do pé: suportam os arcos plantares, distribuindo cargas e absorvendo impacto.

Figura 16 - Prancha 521 – Anatomia do pé, 3ª camada



Fonte: Netter (2019)

Figura 17 - Prancha 518 – Anatomia dorsal do pé, dissecação profunda



Fonte: Netter (2019)

2.7.3.3 Amplitude de movimento e biomecânica do pé e tornozelo

A biomecânica do tornozelo e do pé é adaptada para suportar cargas, absorver impacto e permitir mobilidade em diferentes direções. A articulação talocrural apresenta uma amplitude de movimento que varia entre 20° a 30° para a dorsiflexão e de 40° a 50° para a flexão plantar, dependendo da estrutura e da flexibilidade do indivíduo (Perry; Burnfield, 2018). A articulação subtalar permite movimentos de inversão e eversão, essenciais para a adaptação a superfícies irregulares e para a estabilidade postural. Essa combinação de movimentos possibilita uma biomecânica eficiente, distribuindo as forças ao longo do pé e proporcionando uma base estável para a locomoção (Neumann, 2017). Não só locomoção e equilíbrio, mas também toda

estrutura do pé e tornozelo combinam-se para permitir tarefas mais complexas, como o ato de dirigir.

2.7.3.4 Lesões do pé e tornozelo que impactam a habilidade de frenagem

Lesões traumáticas do tornozelo e do pé geralmente ocorrem devido a traumas diretos, quedas ou atividades esportivas que envolvem movimentos bruscos e mudanças rápidas de direção (Moore; Dalley; Agur, 2018).

As lesões do tornozelo e do pé são frequentes tanto em atletas quanto na população em geral, afetando a mobilidade e a qualidade de vida dos indivíduos. Elas podem ser classificadas em traumáticas, decorrentes de impactos ou forças externas, e atraumáticas, que ocorrem por fatores internos ou sobrecarga repetitiva. O diagnóstico e o tratamento adequados dessas lesões são essenciais para prevenir complicações a longo prazo e promover uma recuperação eficaz. Pode-se observar lesões de caráter traumático e atraumático que impactam o ato de dirigir e, por consequência, impactam o gestual de frenagem veicular.

É possível citar lesões que acometem o pé e tornozelo e que, à luz dos tratamentos, cirúrgicos ou não cirúrgicos, promovem a habilidade de direção veicular adequada, por exemplo: impacto tibiotalar e lesões condrais do tálus de tratamento artroscópico do tornozelo (tratamento cirúrgico minimamente invasivo usado para diagnóstico e tratamento de lesões da articulação do tornozelo), osteotomia do primeiro metatarso do pé direito (hálux valgo/joanete), osteotomias para pé cavo e pé plano, tratamentos cirúrgicos e conservadores de fraturas do tornozelo/pé, fraturas da extremidade distal dos ossos da perna e lesões articulares de tratamento conservador que podem exigir imobilização em seu tratamento (entorses e contusões) (Sittapiroj *et al.*, 2017; McDonald *et al.*, 2017; Liebensteiner *et al.*, 2016; Egol; Sheikhezadeh; Koval, 2008; Tremblay *et al.*, 2009; Waton *et al.*, 2011; Yousri; Jackson, 2015; Burnham *et al.*, 2022; Dammerer *et al.*, 2015a; Orr *et al.*, 2010; Carroll; McClain; Dowd, 2018).

Sittapiroj *et al.* (2017), em estudo comparativo retrospectivo de procedimentos artroscópicos do tornozelo direito e subtalar, incluíram 17 pacientes e 19 indivíduos normais pareados por idade. Os pacientes apresentaram um tempo de resposta à frenagem (TRF) médio em 2 semanas de pós-operatório ($0,57 \pm 0,06$ s)

que foi maior do que o TRF no grupo de controle ($0,55 \pm 0,06$ s, $P = 0,84$) e menor do que o TRF pré-operatório dos pacientes ($0,59 \pm 0,06$ s, $P = 0,08$). Esses TRFs foram menores do que o limite de TRF de 0,70 s para direção segura nos Estados Unidos, concluindo que pra esses procedimentos dirigir em 2 semanas não é inseguro.

McDonald *et al.* (2017) avaliaram 60 pacientes submetidos à osteotomia do primeiro metatarso direito para cirurgia de correção de hálux valgo (joanete). O TRF dos pacientes foi testado em 6 semanas e repetido até que os pacientes obtivessem um TRF aprovado. Um grupo de controle de 20 pacientes saudáveis foi usado para estabelecer como TRF aprovado. Em 6 semanas, 51 dos 60 pacientes (85%) tiveram TRF menor que 0,85 s e foram considerados seguros para dirigir. Em 6 semanas, a média do grupo aprovado foi de 0,64 s. Em 8 semanas, 59 pacientes (100%) dos que concluíram o estudo obtiveram um TRF aprovado. Pacientes que falharam em 6 semanas tiveram pontuação de dor na escala visual analógica (EVA) estatisticamente maior e amplitude de movimento (ADM) da primeira metatarsfalângica (PMTTF) diminuída. Concluíram que a maioria dos pacientes pode ser informada de que podem retornar com segurança à direção 8 semanas após a osteotomia do metatarso direito para correção do hálux valgo.

Liebensteiner *et al.* (2016), em seu estudo envolvendo 19 pacientes submetidos à cirurgia de artroscopia do tornozelo direito, testaram a capacidade pós-operatória de dirigir veículo motorizado utilizando simulador analógico, avaliando o tempo de resposta à frenagem (TRF) no pré-operatório, em 2 dias, 2 semanas, 6 semanas e 12 semanas no pós-operatório, somando-se questionário autoinformado pelo participante (questionários AOFAS e AOS) e sua frequência de direção. O TRF foi de 606 ms no pré-operatório e mudou para 821 ms 2 dias após a cirurgia ($p < 0,001$). O curso posterior do TRF no pós-operatório foi de 606 ms (2 semanas), 596 ms (6 semanas) e 603 ms (12 semanas) ($p = ns$). Além disso, foi encontrada uma influência significativa das pontuações AOS e AOFAS no TRF, ou seja, um resultado clínico mais pobre também leva a um TRF prolongado ($p < 0,01$ para ambos).

Egol *et al.* (2003), em seu estudo, procuraram determinar quando os pacientes recuperam a capacidade de operar com segurança os freios de um automóvel após o reparo cirúrgico de uma fratura no tornozelo. Um simulador de direção computadorizado foi desenvolvido e testado para avaliar o tempo total de frenagem (TTF). Onze voluntários saudáveis foram testados uma vez para estabelecer valores médios normais (Grupo I), e um grupo de 31 voluntários com uma fratura do tornozelo

direito foi testado em 6, 9 e 12 semanas após o reparo operatório (Grupo II). Os indivíduos foram testados com uma série de cenários de direção virtual (cidade, subúrbio e rodovia). Eles verificaram os seguintes TTF: o Grupo I apresentou TTF de 1079 ms e o Grupo II observou tempo de resposta à frenagem de 1330 ms, 1172 ms e 1160 ms em 6, 9 e 12 semanas, respectivamente, no pós-operatório ($p = 0,0094$). O TTF melhorou consistentemente para cada um dos cenários de direção em cada ponto de dados sucessivo ($p = 0,05$). O aumento no TTF em 6 semanas significou um aumento na distância percorrida pelo automóvel antes da frenagem de 22 pés (6,7 m) a 60 mph (96,6 km/h), e o aumento em 9 semanas significou um aumento de 8 pés (2,4 m) a 60 mph, concluindo que o retorno à direção veicular de maneira segura para fraturas de tornozelo seria em 9 semanas pós-operatórias como recomendação médica.

Tremblay *et al.* (2009) avaliaram o desempenho de frenagem de 48 voluntários saudáveis que foram avaliados sob três condições: usando um tênis de corrida, usando um gesso com apoio e usando um Aircast Walker no membro inferior direito. Um simulador de direção computadorizado foi usado para medir a força máxima aplicada no pedal do freio durante a frenagem, bem como o tempo de resposta à frenagem (TRF) e o tempo total de frenagem (TTF) durante a frenagem de emergência com e sem um distrator. Eles verificaram que os tempos médios de reação de frenagem ajustados durante a frenagem de emergência sem um distrator foram 0,580 s (calçado), 0,609 s (gesso) e 0,619 s (Aircast Walker). O valor com o tênis de corrida foi significativamente menor do que com qualquer tipo de imobilização ($p \leq 0,0001$). Com um distrator, o tempo médio de reação de frenagem foi menor com o tênis de corrida do que com qualquer forma de imobilização ($p \leq 0,0001$); o tempo médio também foi menor com o gesso com apoio do que com o Aircast Walker ($p = 0,003$). Durante ambas as tarefas de frenagem de emergência (com e sem um distrator), o tempo médio total de frenagem (TTF) foi menor com o calçado do que com qualquer tipo de imobilização ($p < 0,0001$). Com um distrator, o tempo médio total de frenagem ajustado foi menor com o gesso com apoio do que com o Aircast Walker ($p = 0,035$).

Num estudo conduzido por Waton *et al.* (2011) foram investigados os efeitos da restrição da perna direita no joelho, tornozelo ou ambos, nos tempos de frenagem do motorista. Um total de 23 motoristas saudáveis realizaram uma série de testes de frenagem de emergência em um simulador de direção com um gesso acima do joelho,

um gesso abaixo do joelho ou uma joelheira com uma faixa crescente de restrição. O estudo mostrou que o tempo total de reação de frenagem foi significativamente maior ao usar um gesso acima do joelho, um gesso abaixo do joelho ou uma joelheira fixada a 0°, em comparação com a frenagem normalmente ($p < 0,001$). Aumentos no tempo necessário para mover o pé do acelerador para o freio foram responsáveis por parte do aumento no tempo total de reação de frenagem. Inesperadamente, o tempo de pensamento também aumentou com o nível de restrição ($p < 0,001$). O aumento no tempo de frenagem com um gesso acima do joelho nesse estudo aumentaria a distância de parada a 30 milhas por hora (mph) em quase 3 metros. Esses resultados sugerem que todos os pacientes que usam qualquer gesso de membro inferior ou joelheira têm significativamente prejudicada sua capacidade de realizar uma parada de emergência – prejuízo no tempo de resposta à frenagem.

A capacidade de dirigir com segurança depende de várias variáveis, incluindo tempo de reação, força, amplitude de movimento e dor. O retorno da força de frenagem é essencial para o retorno à direção de maneira segura. Yousri e Jackson (2015) promoveram um estudo em uma amostra de pacientes com fraturas de tornozelo para o retorno de sua potência normal e tempo de reação visual após a lesão usando um simulador (Drive Test Station – DTS). Os parâmetros normais foram definidos pelo membro contralateral não lesionado do paciente. Após confirmar a união da fratura, 12 motoristas com fratura isolada do tornozelo direito foram recrutados 7 e 8 dias após a retirada do gesso (0–21 dias). O DTS foi usado para examinar a capacidade dos pacientes de aplicar uma força de frenagem de 35 quilos (kg), representando a quantidade de força necessária para fazer uma parada de emergência a 70 mph. O tempo de reação visual foi testado para avaliar a função cognitiva dos pacientes. Os resultados mostraram que a força máxima média do pedal do freio foi de 34,4 kg (variação: 32–35 kg). O teste t de amostra pareada para o tempo total de reação visual e tempo de reação da via visual mostrou o valor de $p > 0,05$, indicando que não houve diferença estatística entre o membro lesionado e o lado de controle não lesionado no momento do exame. Em conclusão, o DTS pode ser usado para simular uma parada de emergência para avaliar a potência motora e a função cognitiva (tempo de reação visual) em caso de fraturas do tornozelo direito, pois isso pode dar ao paciente e ao médico assistente uma ideia sobre sua capacidade de aplicar força de frenagem e o retorno de seu tempo de reação visual. É uma ferramenta de avaliação prática que pode ser usada em um ambiente de controlado

onde são realizados tratamentos de fraturas do tornozelo. Ainda, reserva-se a capacidade de aconselhar os pacientes a voltarem a dirigir, pois isso pode acarretar responsabilidade médico-legal significativa.

Na maioria das vezes, aconselhar os pacientes sobre quando retornar à direção após um procedimento no pé e tornozelo pode ser difícil, e o período de 6 a 9 semanas é frequentemente recomendado com base nos tempos de reação de frenagem citados na literatura. No entanto, os pacientes são os responsáveis finais pela decisão de dirigir. Burnham *et al.* (2022) avaliaram 37 pacientes com objetivo de determinar quando os pacientes realmente retornam à direção após uma cirurgia ambulatorial no pé e tornozelo, o que influencia sua decisão e se algum evento adverso foi experimentado. Os 37 pacientes foram submetidos a um procedimento no pé e tornozelo direito por um único cirurgião ortopédico em um centro cirúrgico ambulatorial entre setembro de 2016 e dezembro de 2017 e recrutados retrospectivamente para o estudo. Dezesete pacientes preencheram os critérios de inclusão e participaram de uma pesquisa por telefone, na qual foram questionados sobre suas experiências e atitudes em relação ao retorno à direção após uma cirurgia no pé ou tornozelo direito. 100% dos pacientes pesquisados dirigiam um veículo motorizado como seu principal meio de transporte. Dez pacientes (59%) se lembraram de ter uma discussão com o cirurgião sobre quando retomar a direção, dos quais apenas quatro (23,5%) retornaram à direção no tempo sugerido de que se lembravam. Um paciente (6%) voltou a dirigir 2 semanas antes, e um paciente (6%) voltou a dirigir 4 semanas depois do recomendado. Nenhum paciente relatou ter tido um evento adverso relacionado à direção. Esse estudo sugere que, apesar das recomendações dos cirurgiões, os pacientes estão voltando a dirigir mais cedo do que o tradicionalmente recomendado. O conselho do cirurgião sobre quando voltar a dirigir pode não ser tão influente quanto a autoavaliação do próprio paciente sobre sua prontidão para operar um veículo após cirurgia ambulatorial de pé e tornozelo.

A questão se um paciente com uma órtese de tornozelo deve ou não dirigir um carro é de óbvia importância porque o tempo de resposta à frenagem (TRF) é considerado um dos fatores mais importantes para a segurança ao dirigir. Dammerer *et al.* (2015b) concluíram um desenho de estudo cruzado, com 70 participantes saudáveis (35 mulheres, 35 homens). O TRF foi avaliado usando um simulador de direção personalizado, em seis condições: sem tornozeleira/imobilização do tornozelo (grupo de controle) (1), com uma imobilização de tornozelo pós-operatória típica com

restrições de amplitude de movimento ajustável e com as seguintes configurações de restrições da amplitude de movimento: imobilização/tornozela irrestrita (2), imobilização/tornozela fixada em 15° de flexão plantar (3), imobilização/tornozela restrita com 15°/50° de flexão dorsal/plantar (4), uma imobilização/tornozela para instabilidades ligamentares (5) e uma bandagem elástica de tornozelo (6). Os participantes foram instruídos a aplicar o pedal do freio exclusivamente com o pé direito o mais rápido possível ao receberem um estímulo visual. Os resultados obtidos dos 70 participantes em relação ao TRF foram significativamente prejudicados com a imobilização/tornozela para restrição de amplitudes de movimento nas configurações: irrestrita (2) ($p < 0,001$), fixada em flexão plantar de 15° (3) ($p < 0,001$) e flexão dorsal/plantar de 15°/50° (4) ($p < 0,001$) em comparação ao grupo de controle. O TRF não foi prejudicado com a imobilização/tornozela para instabilidades de tornozelo ou a bandagem elástica de tornozelo. Concluiu-se com o estudo que as imobilizações de tornozelo/tornozela que restringem a amplitude de movimento do lado direito envolvem comprometimento significativo do TRF em participantes saudáveis. Nenhum TRF prolongado foi encontrado para uma bandagem elástica de tornozelo ou tornozela para instabilidade ligamentar.

A capacidade de realizar uma parada de emergência é essencial para uma direção segura e pode ser representada pelo tempo total de frenagem (TTF), tempo de reação (TR) e tempo de reação à frenagem (TRF). A imobilização das extremidades inferiores é rotineiramente realizada para uma variedade de condições musculoesqueléticas. Orr *et al.* (2010) buscaram investigar o efeito da imobilização com um adaptador de direção do pé esquerdo, um dispositivo de movimento controlado do tornozelo e um gesso de perna curta nos tempos de frenagem. A hipótese avaliada era de que haveria uma diferença significativa nos valores do tempo de frenagem entre indivíduos que utilizaram um adaptador de direção do pé esquerdo ou dispositivo de imobilização (gesso ou bota de imobilização – Robofoot) e comparados a indivíduos hígidos do grupo de controle. O estudo conduzido foi prospectivo e observacional. Um simulador de direção foi usado para avaliar o tempo total de resposta à frenagem, tempo de reação e tempo de frenagem em 35 voluntários. Os voluntários foram avaliados enquanto: (1) usavam calçados normais (grupo de controle), (2) usavam uma bota de movimento controlado do tornozelo (Robofoot), (3) usavam um gesso removível de perna curta e (4) empregavam um adaptador de direção do pé esquerdo. Os resultados obtidos demonstraram que o TTF

foi significativamente aumentado em comparação com o do grupo de controle em todos os três grupos de estudo. O TR foi significativamente aumentado para os grupos de imobilização gessada de perna curta e movimento controlado do tornozelo (Robofoot) em comparação com o tempo de reação no grupo de controle. O TRF foi significativamente aumentado nos grupos de movimento controlado do tornozelo (Robofoot) e adaptador de direção do pé esquerdo em comparação com o tempo de frenagem no grupo de controle. Com esses resultados, concluiu-se que o TTF ao usar uma bota de movimento controlado do tornozelo (Robofoot) ou um gesso curto na perna ou ao utilizar um adaptador de direção do pé esquerdo é significativamente aumentado, ou piorado, em comparação com o tempo total de resposta à frenagem ao usar calçados normais. Essas informações podem ser valiosas para os médicos ao aconselharem os pacientes sobre quando pode ser seguro retornar à direção.

2.7.4 Articulação do Joelho

A articulação do joelho é uma das mais complexas e importantes do corpo humano, desempenhando um papel essencial na locomoção e na sustentação do peso corporal. Suas características anatômicas (estrutura osteoligamentar), amplitude de movimento, biomecânica e propensão a lesões tornam-na um tema central em estudos ortopédicos.

2.7.4.1 Articulação, estrutura óssea, ligamentos e músculos do joelho

O joelho é uma articulação sinovial do tipo dobradiça (gínglimo), composta de interação de três ossos principais: o fêmur, a tíbia e a patela. A extremidade distal do fêmur articula-se com a extremidade proximal da tíbia, enquanto a patela atua como uma proteção e melhora a eficiência biomecânica do músculo quadríceps femoral. As superfícies articulares do côndilo femoral e do platô tibial, em conjunto com a face posterior da patela, são revestidas por cartilagem hialina, que reduz o atrito e absorve impactos durante o movimento (Moore; Dalley; Agur, 2018).

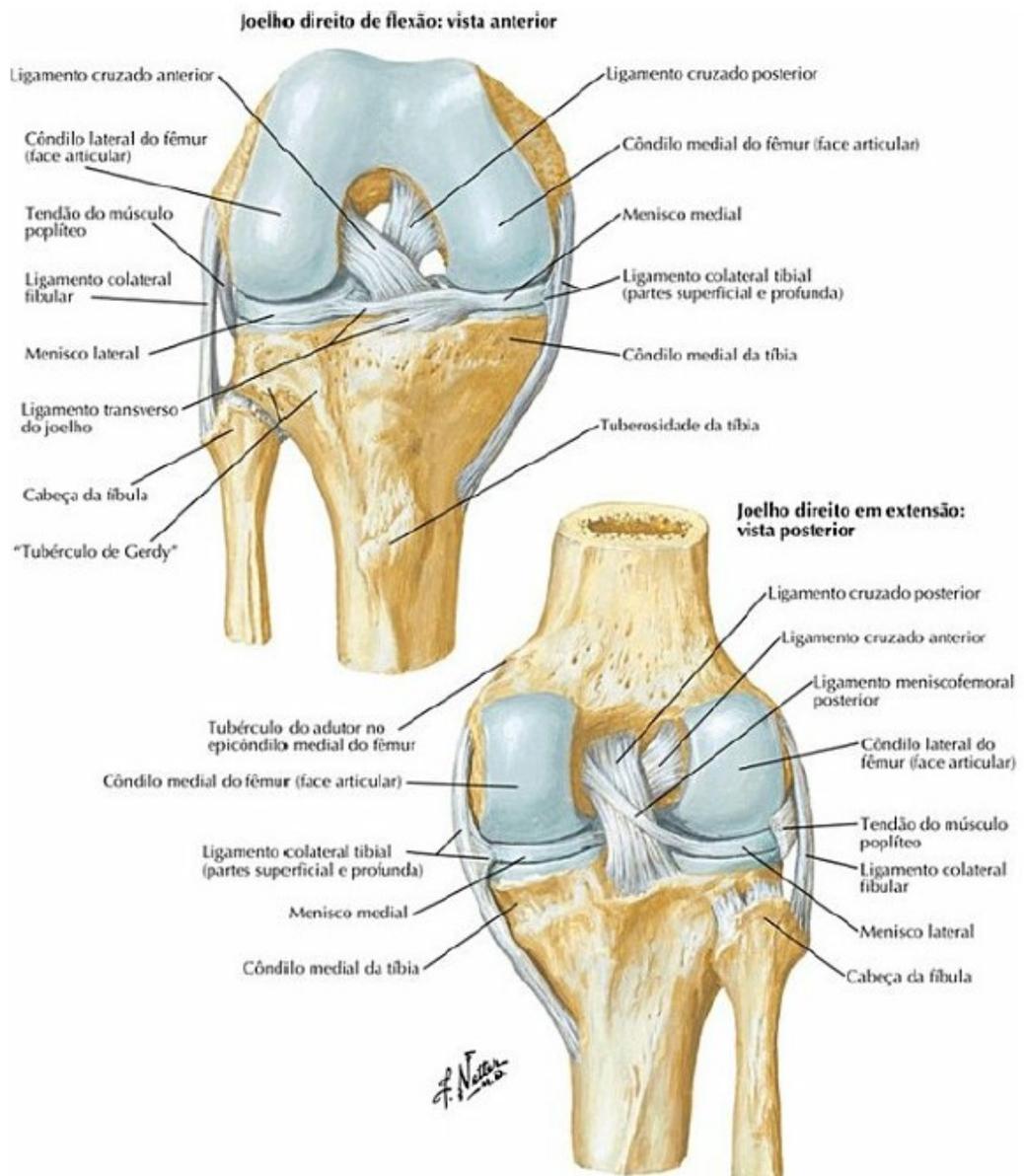
Os principais ligamentos que estabilizam o joelho são:

- a) Ligamento cruzado anterior (LCA) e ligamento cruzado posterior (LCP), que controlam os movimentos de deslocamento anterior e posterior da tíbia em relação ao fêmur;

- b) Ligamento colateral medial (LCM) e ligamento colateral lateral (LCL), que oferecem estabilidade ao joelho contra forças em varo e valgo;
- c) Ligamento patelar, que conecta a patela à tibia e é uma continuação do tendão do quadríceps.

Além disso, o joelho é sustentado por estruturas secundárias, como os meniscos (medial e lateral), que absorvem impacto e distribuem cargas, e a cápsula articular, que é revestida por uma membrana sinovial responsável pela produção de líquido sinovial para lubrificação (Hall; Brody, 2019).

Figura 18 - Prancha 496 – Ligamentos do joelho



Fonte: Netter (2019)

A musculatura do joelho é essencial para o movimento e a estabilidade da articulação. O entendimento anatômico e funcional desses músculos é crucial para diagnósticos precisos e tratamentos eficazes em ortopedia e reabilitação. A musculatura circundante é responsável pela estabilização, movimentação e absorção de cargas. Os músculos relacionados ao joelho podem ser divididos em grupos funcionais, com base em sua localização e ação: extensores, flexores, rotadores e estabilizadores. A seguir, detalha-se a anatomia muscular do joelho e sua relevância funcional.

2.7.4.2 Grupos Musculares do Joelho

- Músculos Extensores do Joelho

Os extensores estão localizados na região anterior da coxa e desempenham um papel essencial na extensão do joelho, sendo fundamentais para atividades como caminhar, correr e subir escadas.

- a) Quadríceps femoral: é o principal grupo muscular extensor do joelho, composto de quatro músculos;
- b) Reto femoral: origina-se na espinha íliaca anteroinferior e no sulco supra-acetabular, sendo o único componente biarticular do quadríceps;
- c) Vasto lateral: origina-se no trocânter maior e na linha áspera do fêmur;
- d) Vasto medial: origina-se na linha intertrocantérica e na linha áspera do fêmur;
- e) Vasto intermédio: localiza-se sob o reto femoral e origina-se na face anterior do fêmur.

Todos os componentes convergem para formar o tendão do quadríceps, que se insere na patela e continua como o ligamento patelar até a tuberosidade da tíbia (Moore; Dalley; Agur, 2018).

- Músculos Flexores do Joelho

Os flexores estão localizados na região posterior da coxa e são responsáveis por dobrar o joelho, além de estabilizá-lo durante a marcha.

a) Isquiotibiais: são compostos de três músculos principais:

- Bíceps femoral: possui uma cabeça longa (origina-se na tuberosidade isquiática) e uma cabeça curta (origina-se na linha áspera). Insere-se na cabeça da fíbula;
- Semitendíneo: origina-se na tuberosidade isquiática e insere-se na face medial da tíbia;
- Semimembráceo: também se origina na tuberosidade isquiática, mas insere-se no côndilo medial da tíbia;

b) Grácil e sartório: auxiliam na flexão do joelho e inserem-se na pata de ganso, localizada na face medial da tíbia (Kapandji, 2017);

c) Gastrocnêmio: embora seja um músculo da panturrilha, participa da flexão do joelho. Origina-se nos côndilos medial e lateral do fêmur e insere-se no calcâneo por meio do tendão calcâneo (Moore; Dalley; Agur, 2018).

- Músculos Rotadores do Joelho

A rotação do joelho ocorre principalmente quando ele está em flexão, sendo estabilizada por músculos específicos.

a) Rotadores internos:

- Semitendíneo e semimembráceo: auxiliam na rotação interna;
- Poplíteo: é fundamental para o “desbloqueio” do joelho em extensão total, promovendo a rotação interna da tíbia;

b) Rotadores externos:

- Bíceps femoral: é o principal músculo responsável pela rotação externa do joelho.

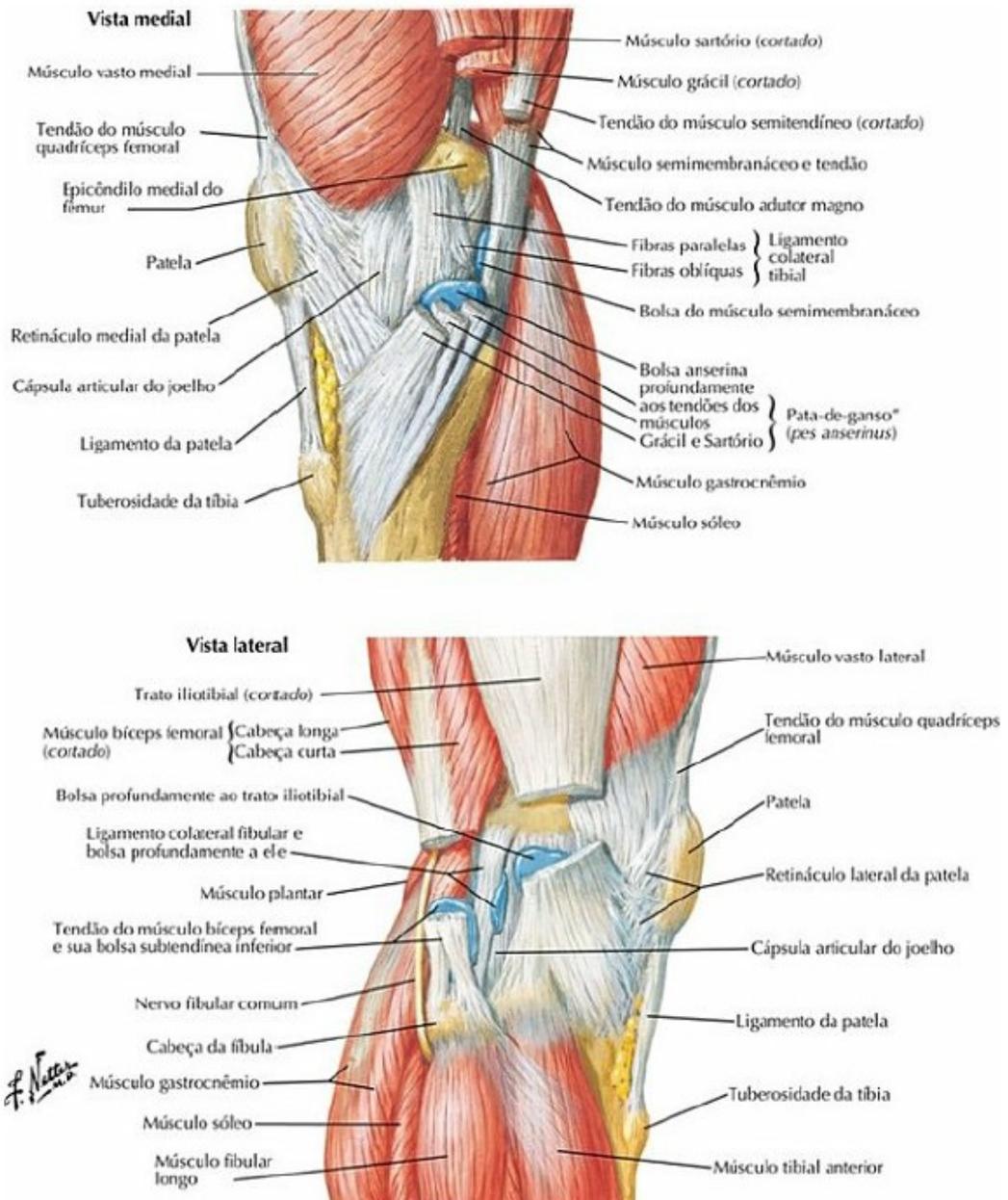
Além das funções primárias de extensão, flexão e rotação, a musculatura ao redor do joelho desempenha um papel crítico na estabilização dinâmica da articulação. São assim descritos os principais músculos da coxa (Delgado; Costa; Moraes, 2020):

a) Quadríceps femoral: estabiliza a patela e evita deslocamentos;

b) Isquiotibiais: ajudam a prevenir a translação anterior da tíbia, compensando a função do ligamento cruzado anterior (LCA);

- c) Gastrocnêmio: contribui para a estabilidade posterior, auxiliando o ligamento cruzado posterior (LCP).

Figura 19 - Prancha 493 – Musculatura do joelho



Fonte: Netter (2019)

2.7.4.3 Amplitude de movimento e biomecânica articular do joelho

Os movimentos realizados pelo joelho são de flexão (aproximadamente 130° a 150°, dependendo da idade e flexibilidade), extensão (até 0° em repouso, podendo

apresentar hiperextensão leve em alguns indivíduos), rotação axial (interna e externa, em torno de 10° a 15° em flexão) e um leve deslizamento durante a marcha. A biomecânica do joelho é influenciada pela relação entre força muscular, estabilidade ligamentar e congruência articular. Esses fatores são essenciais para absorver choques e manter a estabilidade durante atividades como caminhar, correr e saltar (Neumann, 2018).

O joelho possui uma importância funcional grande nos membros inferiores, pois é uma articulação que combina mobilidade e estabilidade, essencial para atividades como caminhar, correr e saltar. Sua biomecânica permite que ele funcione como um amortecedor durante a marcha e as atividades físicas, ao mesmo tempo que garante a eficiência mecânica dos membros inferiores (Hall; Brody, 2019).

Durante a marcha, o joelho sofre forças compressivas que podem exceder até três vezes o peso corporal. Essa capacidade de suportar cargas elevadas é garantida pela congruência articular e pela atividade sinérgica dos músculos do quadríceps, isquiotibiais e gastrocnêmio (Neumann, 2018).

A estabilidade dinâmica do joelho depende do equilíbrio entre a força dos músculos ao redor e a integridade dos ligamentos. Os músculos do quadríceps atuam predominantemente na extensão, enquanto os isquiotibiais controlam a flexão e a rotação. Os ligamentos cruzados e colaterais asseguram que os movimentos sejam limitados às faixas normais, prevenindo deslocamentos excessivos (Kapandji, 2017).

2.7.4.4 Lesões do joelho que impactam a habilidade de frenagem

A articulação do joelho é fundamental para a funcionalidade motora humana, mas sua complexidade estrutural e biomecânica a torna vulnerável a diversas lesões. Avanços na ortopedia e na reabilitação têm permitido melhorias significativas no prognóstico dessas condições, destacando a importância de uma abordagem interdisciplinar para diagnóstico e tratamento.

Devido à sua exposição a forças intensas e multidirecionais, o joelho é altamente suscetível a lesões. Há muitas doenças traumáticas e atraumáticas do joelho que necessitam de tratamento conservador ou cirúrgico, incluindo: artrose do joelho, tendinopatias (joelho do saltador), roturas meniscais (mais comum menisco medial) e roturas ligamentares (mais comum ligamento cruzado anterior) (Silva; Almeida; Lopes, 2021).

A lesão mais comum cirúrgica do joelho é a ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA), associado ou não a lesões meniscais, que frequentemente ocorrem associadas à ruptura do LCA. De acordo com estudos, cerca de 50% dos pacientes com ruptura do LCA apresentam lesão meniscal concomitante. Estima-se que, nos Estados Unidos, ocorram aproximadamente 200.000 lesões do LCA por ano, das quais cerca de 100.000 necessitam de reconstrução cirúrgica. O tratamento envolve principalmente a reconstrução do ligamento utilizando enxertos, como o tendão patelar ou os tendões flexores (grácil e semitendíneo). Esse procedimento visa restaurar a estabilidade articular e permitir o retorno às atividades físicas e esportivas (Souza *et al.*, 2019).

O manejo das lesões do joelho pode incluir abordagens conservadoras e cirúrgicas. O tratamento conservador consiste em: fisioterapia, fortalecimento muscular, terapia manual e uso de órteses, que são indicadas em casos de lesões leves e moderadas, em sua maioria. Por outro lado, os tratamentos cirúrgicos envolvem cirurgias de rupturas graves de ligamentos ou meniscos, frequentemente realizadas por meio de artroscopia (cirurgias de reconstruções ligamentares e meniscectomias), e o tratamento cirúrgico de substituição articular (artroplastia total do joelho (ATJ), indicado para casos avançados de artrose, ocorrendo a substituição da articulação por próteses (Freitas *et al.*, 2022; Von Bernstorff *et al.*, 2017; Gotlin *et al.*, 2000; Nguyen; Hau; Bartlett, 2000; Hau; Csongvay; Bartlett, 2000; Spalding *et al.*, 1994; Dalury; Tucker; Kelley, 2011; Kirschbaum *et al.*, 2021; Dammerer *et al.*, 2015a; Jordan *et al.*, 2015; Liebensteiner *et al.*, 2010; Hofmann *et al.*, 2014; Marques *et al.*, 2008).

Saber se os pacientes com distúrbios musculoesqueléticos estão aptos a dirigir é de suma importância para eles e frequentemente é uma pergunta direcionada ao especialista ortopédico responsável pelo tratamento. Embora o desempenho da frenagem perioperatória tenha sido cada vez mais investigado nos últimos anos, dados científicos sobre a segurança da frenagem em indivíduos com osteoartrose (AO) são escassos. No estudo de Von Bernstorff *et al.* (2017), foi analisado o desempenho da frenagem de 158 pacientes com OA do joelho ou quadril direito ou esquerdo e foram comparados os resultados com a classificação radiográfica da OA de acordo com a escala de classificação de Kellgren-Lawrence. O tempo de resposta (TR) e o tempo de movimento (TM) de transferência do pé (juntos chamados de tempo de resposta à frenagem - TRF) e a força de frenagem (FF) foram medidos em uma

cabine de carro real, e os valores foram comparados com medições obtidas de grupos de controle jovens ($n = 34$) e da mesma idade ($n = 36$). Embora a maioria dos TRFs em ambos os grupos de controle permanecesse abaixo de 600 ms, os pacientes com OA de quadril e joelho, seja no lado direito ou esquerdo, tiveram valores significativamente piores ($P < 0,001$) e frequentemente excederam esse limite. Um impacto mais forte foi observado no lado direito e na OA do joelho, com os piores resultados encontrados em pacientes com OA bilateral (TRF mediano para OA bilateral do quadril, 656 ms – variação de 468-1459 ms; TRF mediano para OA bilateral do joelho, 696 ms – variação de 527-772 ms), levando a um aumento da distância total de parada de até 32 m a 100 km/h. Nenhuma correlação do desempenho de frenagem com a manifestação radiográfica da OA foi observada (Kendall tau para TRF: $\tau = 0,007$, $P = 0,92$; Kendall tau para FF: $\tau = -0,014$, $P = 0,82$), o que torna as radiografias uma ferramenta inadequada para recomendações médicas de direção.

Gotlin *et al.* (2000) avaliaram 12 pacientes do sexo masculino submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho direito com reabilitação ambulatorial subsequente e os compararam com 10 indivíduos que não apresentavam disfunção do joelho. Todos os indivíduos eram destros e eram motoristas ativos antes da cirurgia. As seguintes medidas clínicas foram avaliadas a cada 2 semanas por 10 semanas: tempo de resposta à frenagem (TRF), tempo de caminhada de 6 m (TC6), amplitude de movimento do joelho, dor (EVA) e derrame articular. O TRF mostrou diferenças significativas ao longo de 10 semanas ($p = 0,043$) no grupo de estudo. Não houve diferenças significativas entre o grupo de estudo e o grupo de controle com base na condição (reconstrução do LCA v controle) ($p = 0,586$). Foi descoberto que dor e derrame não tiveram efeito de interação significativo no TRF. O tempo de resposta à frenagem masculino durante um período de 10 semanas melhorou significativamente (diferenças para o efeito principal) até a semana 6 (tempo médio de 420 ms na semana 2 vs. 369 ms na semana 6 = 0.05) e depois novamente na semana 10 (358 ms; $p = 0,01$). Verificou-se que houve uma tendência para a melhoria do TRF de 490 ms para 420 ms também nas mulheres com ligamento cruzado anterior, mas essa não foi uma diferença significativa entre os efeitos principais.

O tempo de reação de frenagem em simulada direção veicular foi estudado em 73 pacientes sob reconstrução do LCA usando um simulador de automóvel conectado a um computador. Cada paciente foi testado no pré-operatório e 2, 4, 6 e 8

semanas após a cirurgia. Testes de pisar e ficar em pé foram estudados em cada ponto de tempo. Vinte e cinco indivíduos normais também foram testados como controles. Os resultados dos testes pré-operatórios não diferiram significativamente entre os grupos em nenhum dos testes, porém, no grupo em pós-operatório, levou 6 semanas para que o tempo de reação de direção dos indivíduos com cirurgia de reconstrução do LCA direito fosse equivalente ao dos controles, em comparação com 2 semanas no grupo LCA esquerdo. Houve uma forte correlação entre os testes de pisar e ficar em pé e o tempo de reação de frenagem; isso os tornou bons testes clínicos para monitorar o progresso dos pacientes e sugerir o momento apropriado para retomar a direção (Nguyen; Hau; Bartlett, 2000).

Em seu estudo, Hau, Csongvay e Bartlett (2000) avaliaram os tempos de reação de direção de 30 pacientes de artroscopia do joelho direito, medidos usando um simulador de carro conectado a um computador. Cada paciente foi testado no pré-operatório, 1 semana após e 4 semanas após a artroscopia. Como controles, 25 indivíduos normais também foram testados. No grupo de controle, o tempo médio de reação foi de 634 ms; as medições em 1 semana e em 4 semanas foram de 550 ms e 582 ms, respectivamente. No grupo da artroscopia, o tempo médio de reação no pré-operatório foi de 736 ms; as medições em 1 semana e 4 semanas após a cirurgia foram de 920 ms e 685 ms, respectivamente. Dois testes clínicos (os testes de pisar e ficar em pé) também foram realizados em cada avaliação. A análise estatística mostrou uma boa correlação entre eles e o tempo de reação. Concluiu-se que é apropriado que os pacientes adiem seu retorno à direção por pelo menos 1 semana e que o momento real do retorno à direção pode ser determinado pelo desempenho nesses dois testes clínicos.

Em outro estudo, Spalding *et al.* (1994) mediram os tempos de respostas à frenagem (TRFs) de 40 pacientes antes da artroplastia total de joelho (ATJ) e com 4, 6, 8 e 10 semanas após a operação. A capacidade de realizar uma parada de emergência foi avaliada como o tempo necessário para atingir uma pressão de freio de 100 N (10,1 kgf) após um estímulo visual. Havia 18 motoristas e 11 não motoristas; os últimos tiveram tempos de reação mais longos. Em motoristas, a capacidade de transferir o pé direito do acelerador para o pedal do freio não recuperou os níveis pré-operatórios por 8 semanas após a ATJ direita e permaneceu inalterada após a ATJ esquerda. Os pacientes devem ser avisados de que não devem dirigir por pelo menos 8 semanas após a ATJ direita.

Dalury, Tucker e Kelley (2011) avaliaram 29 pacientes (18 mulheres e 11 homens, idade média de 66 anos, intervalo de 47–81 anos) que estavam programados para artroplastia total primária do joelho unilateral direito entre 17 de janeiro de 2008 e 29 de janeiro de 2009. Todos os pacientes tinham osteoartrose (OA) e falharam em outros tratamentos não operatórios para OA do joelho direito, como modificação de atividade, perda de peso, anti-inflamatórios não esteroides e injeções de cortisona. Os pacientes foram rotineiramente vistos e acompanhamento em 6 semanas após a cirurgia para avaliação da amplitude de movimento, avaliação do escore funcional da Knee Society e avaliação radiográfica (vistas anteroposterior, lateral e axial de patela). Foram avaliados na dor, amplitude de movimento e medidas de função no pré e pós-operatório. O tempo médio de resposta à frenagem pós-operatória (490 ms) foi mais rápido ($p = 0,002$) do que o tempo médio de resposta pré-operatória (530 ms). O gênero não influenciou o tempo de reação e a idade do paciente não se correlacionou ($r = -0,258$, $p = 0,18$) com melhorias nos tempos de reação das avaliações pré-operatórias para as pós-operatórias.

Kirschbaum *et al.* (2021), em seu estudo de coorte prospectivo, tiveram como objetivo examinar parâmetros objetivos e subjetivos em pacientes submetidos à artroplastia total do joelho (ATJ) para avaliar a partir de quando dirigir um carro pode ser considerado seguro novamente. Foram verificados 30 pacientes (16 mulheres e 14 homens, idade 66 ± 11 anos) que receberam artroplastia do joelho direito e 45 controles saudáveis (26 mulheres e 19 homens, idade 32 ± 9 anos), para os quais foi solicitado realizarem uma manobra de frenagem de emergência usando um simulador de direção. Força do pedal do freio (FPF), tempo de reação neuronal (TRN), tempo de resposta à frenagem (TRF) e parâmetros subjetivos (dor, capacidade subjetiva de dirigir) foram medidos no pré-operatório, bem como 5 dias, 3–4 e 6 semanas após ATJ direita. No pré-operatório o TRN foi de 506 ± 162 ms, o TRF de 985 ± 356 ms e a FPF de 614 ± 292 N. Cinco dias após a ATJ direita, o TRN aumentou para 561 ± 218 ms, o TRF para 1091 ± 404 ms e a FPF diminuiu para 411 ± 191 N. Três semanas após a cirurgia, o TRN foi de 581 ± 164 ms e o TRF de 1013 ± 260 ms, enquanto a FPF aumentou para 555 ± 200 N. Apenas a FPF mostrou diferenças significativas ($p < 0,01$). Na semana 6, todos os parâmetros foram restaurados aos níveis basais; os pacientes apresentaram diminuição significativa da dor e avaliaram sua capacidade de dirigir como "boa" novamente. Com isso, concluiu-se que FPF foi o único parâmetro que apresentou uma redução pós-operatória significativa. No entanto, os níveis basais

dos pacientes pré-operatórios e a confiança subjetiva na capacidade de dirigir foram atingidos apenas 6 semanas após a operação. Esses resultados indicam que um período mínimo de espera de 6 semanas deve ser considerado antes que os pacientes possam participar com segurança do trânsito em seu nível de segurança pré-operatório individual novamente.

Dammerer *et al.* (2015a) avaliaram a capacidade de dirigir, expressa por meio do tempo de resposta à frenagem (TRF) com joelheiras comumente usadas. Foram examinados 64 participantes saudáveis (32 mulheres e 32 homens). O TRF foi medido usando um simulador de direção personalizado. Avaliaram o TRF para cinco joelheiras diferentes comumente usadas (perna direita) em nove configurações diferentes: (1) sem uma joelheira (grupo de controle); com uma joelheira pós-operatória típica com amplitude de movimento ajustável e as configurações de (2) 0° a 30°, (3) 0° a 60°, (4) 0° a 90° e (5) 20° a 90° (extensão e flexão); (6) com uma joelheira de descarga para osteoartrite unicompartimental moderada a grave; (7) com uma órtese para instabilidades ligamentares; (8) com uma joelheira para distúrbios patelofemorais e (9) com uma bandagem elástica de joelho. Os resultados mostraram que 64 participantes (idade média de 33,5 anos) apresentaram TRF significativamente prejudicado com o típico suporte pós-operatório ajustado em uma joelheira de amplitude de movimento controlado de 0° a 30° (673 ms, $p < 0,001$), de 0° a 60° (629 ms, $p < 0,001$), de 0° a 90° (607 ms, $p = 0,001$) e de 20° a 90° (602 ms, $p = 0,005$) em comparação com o grupo de controle. No entanto, nenhum TRF prejudicado foi encontrado para qualquer outro suporte de joelho investigado. Com dados analisados, concluiu-se que joelheiras com restrição de amplitude de movimento do lado direito envolvem comprometimento significativo do TRF em participantes saudáveis. Nenhum TRF prolongado foi encontrado para uma cinta de realinhamento patelofemoral, uma cinta de ligamento, uma cinta de valgo/osteoartrite ou uma bandagem elástica de joelho. No entanto, as descobertas devem ser vistas à luz das limitações do estudo, que são: (1) a falta de uma diminuição definida no TRF que poderia levar a um acidente e (2) a incerteza se as diferenças estatísticas também são clinicamente importantes.

Em um estudo desenvolvido por Jordan *et al.* (2015), foi investigado se os pacientes submetidos a tratamento cirúrgico com artroplastia total do joelho (ATJ) teriam prejuízo em sua capacidade de realizar uma parada de emergência. Foram avaliados por meio de um simulador de freio de transmissão automática desenvolvido para avaliar o tempo total de resposta do freio, tempo de reação, tempo de movimento

e força de frenagem. Um delineamento prospectivo de medidas repetidas foi usado. Quarenta pacientes submetidos a tratamento cirúrgico com ATJ (20 no esquerdo e 20 no direito) foram avaliados/medidos 8 dias e 6, 12 e 52 semanas após a cirurgia. Os resultados obtidos após 8 dias de cirurgia mostram que o tempo total de resposta do freio aumentou significativamente em 30% na ATJ direita e insignificamente em 2% na ATJ esquerda. A força de frenagem diminuiu significativamente em 35% na ATJ direita e em 25% na ATJ esquerda durante esse período. Os valores basais foram atingidos na semana 12 na ATJ direita; o comprometimento das medidas de desfecho, no entanto, não foi mais significativo na semana 6 em comparação com os valores pré-operatórios. O tempo total de resposta do freio e a força do freio na ATJ esquerda caíram abaixo dos valores basais nas semanas 6 e 12. A força do freio na ATJ esquerda foi a única medida de desfecho significativamente prejudicada 8 dias após a cirurgia. Em conclusão publicada, esse estudo destaca que declarações categóricas não podem ser fornecidas aos pacientes de pós-operatório de ATJ. As descobertas desse estudo sobre direção com transmissão automática sugerem que pacientes com ATJ direita podem retomar a direção 6 semanas após a cirurgia. A aptidão para dirigir após ATJ esquerda não é totalmente recuperada 8 dias após a cirurgia. Se o teste não estiver disponível, os pacientes devem se abster de dirigir até retornarem da reabilitação.

Outro estudo foi conduzido por Liebensteiner *et al.* (2010) para testar as hipóteses de que pacientes com artroplastia total de joelho (ATJ) do lado direito ou esquerdo mostram um aumento significativo no tempo de resposta à frenagem (TRF) do pré-operatório e 1 dia antes da cirurgia para o pós-operatório e 2 semanas após a cirurgia e uma diminuição significativa no TRF do pós-operatório para a investigação de acompanhamento (seguimento ambulatorial clínico, 8 semanas após a cirurgia). Além disso, foi levantada a hipótese de que o TRF de pacientes após ATJ é significativamente maior do que o de controles saudáveis. Um grupo contendo 31 de 70 pacientes consecutivos (idade média de 65,7 +/- 10,2 anos) que receberam ATJ foram testados para seu TRF pré-operatório, pós-operatório e no seguimento ambulatorial. O TRF foi avaliado usando um simulador de direção personalizado. Foram usados dados normativos de TRF de 31 controles saudáveis para comparação. Os resultados obtidos demonstraram que não houve aumentos significativos entre os valores de TRF pré e pós-operatório para pacientes que foram submetidos a ATJ do lado esquerdo ou direito. Mesmo a proporção de pacientes acima de um limite de TRF

de 700 ms não aumentou significativamente no pós-operatório. Os controles tiveram um TRF que foi significativamente melhor do que o TRF de pacientes com ATJ do lado direito ou esquerdo em todos os três pontos de tempo testados. Esse estudo mostrou um pequeno e insignificante aumento pós-operatório no TRF de pacientes que foram submetidos a artroplastia total do lado direito ou esquerdo. Portanto, acredita-se que não é justificado prejudicar a qualidade de vida social e ocupacional do paciente após a cirurgia impondo restrições à condução de veículos automotores além de um intervalo de 2 semanas após a cirurgia.

Hofmann *et al.* (2014) teorizaram que, sendo a osteoartrose (AO) a razão mais frequente para artroplastia, o tratamento cirúrgico compromete a capacidade de realizar uma parada de emergência. Espera-se que tanto o tempo de resposta (TR) quanto o tempo de movimento (TM) como componentes do tempo total de frenagem (TTF) sejam prolongados em pacientes com OA do joelho ou quadril em comparação com indivíduos saudáveis; assim como é esperado que os níveis máximos de força de frenagem (FF) exercida no pedal de freio sejam reduzidos em tais casos. Para essa avaliação, uma cabine de carro real foi equipada com sensores de pressão nos pedais do acelerador e do freio para medir TR, TM, TTF e FF máxima sob restrições espaciais realistas. Pacientes com OA do joelho (direito $n = 18$, esquerdo $n = 15$) ou quadril (direito $n = 20$, esquerdo $n = 19$) foram comparados com um grupo de controle saudável ($n = 21$). Os resultados obtidos demonstraram que todos os valores medidos para TTF no grupo de controle permaneceram abaixo de 600 ms. A OA do quadril ou joelho direito prolongou significativamente o desempenho de frenagem (quadril direito: TTF $p = 0,025$, joelho direito: TTF $p < 0,001$), enquanto a OA do quadril esquerdo não prejudicou a capacidade de dirigir (TTF $p = 0,228$). Curiosamente, a OA do joelho esquerdo prolongou TR e TM no mesmo grau que a OA no lado contralateral (TR $p = 0,001$, TM $p < 0,001$). Em conclusão, esse estudo demonstra que, dependendo da localização da OA, a capacidade de dirigir pode ser prejudicada e a OA pode aumentar significativamente a TTF. Para garantir a participação segura no trânsito, a margem de segurança para TTF deve ser estritamente definida, sob condições experimentais, em torno de 600 ms. Além disso, abordagens terapêuticas para OA, como fisioterapia, e pacientes que recebem cirurgia no joelho esquerdo devem levar em consideração que a OA do joelho esquerdo também pode prejudicar a capacidade de dirigir.

Os efeitos da complexidade da tarefa no tempo de resposta à frenagem antes e depois em artroplastia total primária do joelho direito persistem em uma faixa padrão

numérica em milissegundos. Marques *et al.* (2008) verificaram os efeitos do aumento da complexidade da tarefa no tempo de resposta à frenagem (TRF) em pacientes submetidos a artroplastia total do joelho (ATJ) direita. Para tal estudo foi usado um delineamento prospectivo de medidas repetidas. As medidas ocorreram 1 dia antes e 10 e 30 dias após a cirurgia de ATJ. Um total de 21 pacientes que foram admitidos para ATJ direita foi reunido para análise. Em cada dia de medição, os pacientes realizaram cinco ensaios práticos e 10 testes para duas tarefas (uma simples e uma complexa) em um simulador de carro. A complexidade da tarefa foi aumentada adicionando um segundo movimento à primeira tarefa realizada. Na sequência, foram coletados e avaliados TRF, TR e TM. Os resultados registrados foram um aumento no TRF nas tarefas de complexidade, com um aumento no TR e TM em todos os momentos medidos (tarefa simples e tarefa complexa). A ATJ direita aumentou o TRF ao aumentar o TM. Trinta dias após a cirurgia, o TRF não aumentou mais em comparação com os valores pré-operatórios em ambas as tarefas. Concluiu-se que a complexidade da tarefa aumentou consistentemente o TRF e seus componentes. Os efeitos da complexidade da tarefa permaneceram constantes ao longo das três medições. Após a ATJ direita, sugeriu-se que os pacientes fossem aconselhados a esperar 30 dias após a cirurgia antes de retomar a direção.

2.7.5 Articulação do Quadril

A articulação do quadril desempenha um papel fundamental na funcionalidade do corpo humano, sendo crucial compreender sua anatomia, biomecânica e patologias associadas para a aplicação de intervenções terapêuticas eficazes. Estudos contínuos sobre a prevenção e o manejo de lesões do quadril são essenciais para promover a qualidade de vida e o bem-estar dos pacientes. Nesse contexto, a rotina moderna exige que as pessoas se desloquem com maior rapidez e eficácia, assim, a habilidade de dirigir veículo automotivo de maneira segura se faz necessária o quanto antes após um tratamento ortopédico do quadril, seja ele cirúrgico ou não.

A articulação do quadril, também conhecida como articulação coxofemoral, é uma das articulações mais importantes do corpo humano, sendo responsável pela sustentação do peso corporal e pela realização de movimentos amplos e complexos. Sua estrutura anatômica e biomecânica confere estabilidade e mobilidade,

características essenciais para a locomoção e diversas atividades diárias (Moore; Dalley; Agur, 2018).

Neste capítulo será exposto como a habilidade de frenagem veicular se comporta após alguns procedimentos ortopédicos mais comuns realizados no quadril. Inicialmente serão contextualizados conceitos básicos da articulação coxofemoral.

2.7.5.1 Articulação, estrutura óssea, ligamentos e musculatura do quadril

A articulação do quadril é do tipo esferoide, formada pela cabeça do fêmur e o acetábulo do osso ílaco. É uma das maiores e mais móveis articulações do corpo humano. O acetábulo é uma cavidade profunda localizada no osso do quadril, composta de ílio, ísquio e púbis, sendo recoberto por cartilagem articular que facilita o movimento e reduz o atrito entre as superfícies articulares (Kapandji, 2017).

A articulação coxofemoral basicamente é formada pela interface óssea da cabeça do fêmur com o acetábulo do osso ílaco. É considerada uma das mais estáveis do corpo devido à combinação de sua profundidade óssea, tensão ligamentar e suporte muscular. Sua cápsula articular é reforçada por fibras longitudinais e circulares que aumentam a resistência. O líquido sinovial presente na cápsula nutre a cartilagem e reduz o atrito entre as superfícies ósseas (Delgado; Costa; Moraes, 2020).

Na anatomia estrutural do fêmur, observa-se que:

- a) A cabeça femoral possui uma superfície esférica coberta por cartilagem hialina, que facilita o movimento e reduz o atrito;
- b) O colo do fêmur conecta a cabeça ao corpo do osso, formando um ângulo cervicodiafisário de aproximadamente 125° em adultos;
- c) As projeções ósseas trocanter maior e trocanter menor atuam como pontos de inserção muscular (Moore; Dalley; Agur, 2018).

Sobre a composição do acetábulo, tem-se que:

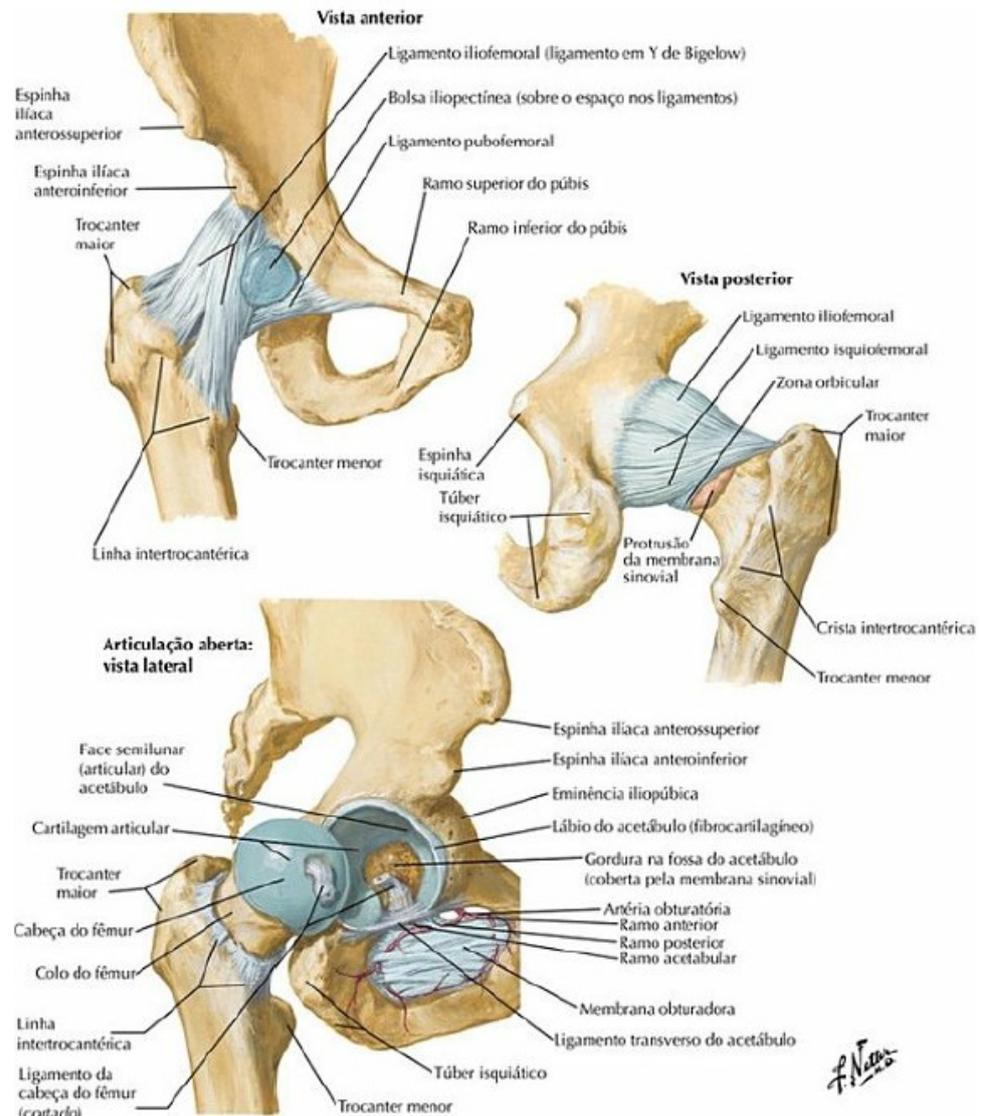
- a) É uma depressão profunda formada pelos três ossos do quadril: ílio, ísquio e púbis;
- b) Sua borda é reforçada pelo lábio acetabular, uma estrutura fibrocartilaginosa que aumenta a congruência articular e contribui para a estabilidade (Kapandji, 2017).

Os ligamentos do quadril desempenham um papel crucial na estabilização passiva da articulação. Eles são classificados como intracapsulares e extracapsulares.

- a) Ligamento iliofemoral: localizado na parte anterior da cápsula articular, é o mais resistente do corpo humano. Limita a extensão e a rotação lateral da articulação;
- b) Ligamento pubofemoral: estende-se do ramo superior do púbis até o fêmur. Restringe a abdução e a extensão excessiva;
- c) Ligamento isquiofemoral: origina-se na face posterior do acetábulo e insere-se no colo do fêmur. Limita a rotação medial e a adução;
- d) Ligamento da cabeça do fêmur (ligamento redondo): é intracapsular e conecta a fossa acetabular à fôvea da cabeça femoral. Além de estabilizar a articulação, transporta pequenos vasos sanguíneos para a nutrição da cabeça femoral (Moore; Dalley; Agur, 2018; Netter, 2019).

A musculatura do quadril desempenha um papel essencial na locomoção, na estabilização pélvica e no equilíbrio postural. Os músculos dessa região podem ser classificados em grupos funcionais, de acordo com sua localização e ação: flexores, extensores, abdutores, adutores e rotadores.

Figura 20 - Prancha 474 – Articulação do quadril



Fonte: Netter (2019)

- **Músculos Flexores do Quadril**

Os flexores são responsáveis pela aproximação da coxa em direção ao tronco, sendo especialmente importantes na marcha e na corrida. Os principais músculos incluem (Moore; Dalley; Agur, 2018; Netter, 2019):

- l)liopsoas: formado pelo músculo psoas maior e pelo músculo ilíaco, é o mais potente flexor do quadril. Origina-se na coluna lombar (psoas maior) e na fossa ilíaca (ilíaco), inserindo-se no trocater menor do fêmur;
- b) Reto femoral: parte do músculo quadríceps femoral, atua como flexor do quadril e extensor do joelho. Origina-se na espinha ilíaca anteroinferior e no sulco supra-acetabular;

- c) Sartório: conhecido como o músculo mais longo do corpo, auxilia na flexão, abdução e rotação lateral do quadril.

- Músculos Extensores do Quadril

Os extensores são responsáveis por movimentos que afastam a coxa do tronco, sendo fundamentais para atividades como subir escadas e levantar-se de uma posição sentada. Os principais músculos são (Delgado; Costa; Moraes, 2020):

- Glúteo máximo: o maior músculo do corpo humano, origina-se no ílio, sacro e cóccix, inserindo-se no trato iliotibial e no tubérculo glúteo do fêmur. Atua como o principal extensor do quadril, especialmente em atividades de alta intensidade;
- Isquiotibiais: compostos de músculos bíceps femoral (cabeça longa), semitendíneo e semimembráceo, que se originam na tuberosidade isquiática e inserem-se na tíbia ou fíbula.

- Músculos Abdutores do Quadril

Os abdutores promovem o afastamento da coxa em relação à linha média, desempenhando papel crucial na estabilização da pelve durante a marcha.

- Glúteo médio e glúteo mínimo: originam-se no ílio e inserem-se no trocanter maior do fêmur. Ambos são estabilizadores primários da pelve durante o apoio unipodal;
- Tensor da fáscia lata: auxilia na abdução e na rotação medial, originando-se na espinha ilíaca anterossuperior e inserindo-se no trato iliotibial.

- Músculos Adutores do Quadril

Os adutores aproximam a coxa da linha média e são importantes para a estabilidade medial. Esses músculos incluem (Delgado; Costa; Moraes, 2020; Netter, 2019):

- Adutor longo, adutor curto e adutor magno: originam-se no púbis e inserem-se em diferentes porções da linha áspera do fêmur;
- Grácil: origina-se no ramo inferior do púbis e insere-se na tíbia, também auxiliando na flexão do joelho;
- Pectíneo: participa da adução e da flexão do quadril.

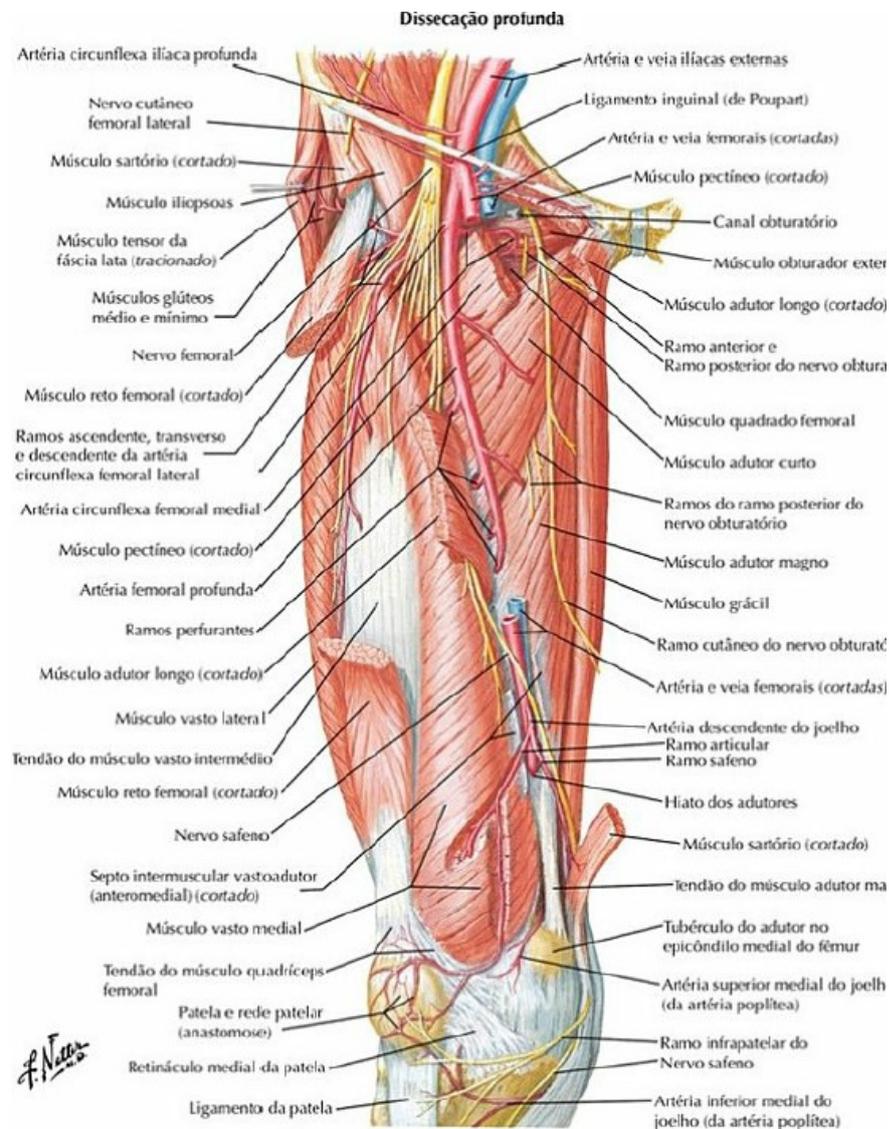
- Músculos Rotadores do Quadril

Os rotadores externos e internos são responsáveis pelos movimentos de rotação da coxa em torno de seu eixo longitudinal (Kapandji, 2017; Netter, 2019).

a) Rotadores externos: incluem o piriforme, obturador interno, obturador externo, gêmeo superior, gêmeo inferior e quadrado femoral. Esses músculos estabilizam a cabeça femoral no acetábulo e permitem a rotação lateral;

b) Rotadores internos: são principalmente o glúteo médio (porção anterior), glúteo mínimo e tensor da fáscia lata.

Figura 21 - Prancha 488 – Musculatura do quadril e da coxa



Fonte: Netter (2019)

2.7.5.2 Amplitude de movimento e biomecânica articular do quadril

A amplitude de movimento do quadril pode ser dividida em três planos principais, com variações dependendo de idade, sexo e nível de atividade física do indivíduo (Kisner; Colby, 2020; Neumann, 2018).

a) Plano sagital:

- Flexão: 120°-140° com o joelho flexionado, reduzida para 90°-100° com o joelho estendido devido à tensão nos músculos isquiotibiais;
- Extensão: 10°-30°, limitada principalmente pelos ligamentos iliofemoral e pubofemoral.

b) Plano frontal:

- Abdução: 30°-50°, dependendo da elasticidade dos músculos adutores;
- Adução: 20°-30°, limitada pela compressão de tecidos moles na região medial do quadril.

c) Plano transversal:

- Rotação interna: 30°-40°;
- Rotação externa: 40°-60°, influenciada pelo formato do acetábulo e pela tensão do ligamento isquiofemoral.

Esses valores são considerados referências normativas para a avaliação funcional do quadril. Alterações nesses parâmetros podem indicar condições patológicas, como encurtamentos musculares, contraturas ou lesões articulares.

Diversos fatores anatômicos e biomecânicos influenciam a amplitude de movimento do quadril. Os principais são (Del Monte; Marques, 2019):

- a) Formato ósseo: alterações na morfologia do acetábulo ou da cabeça femoral, como no impacto femoroacetabular, podem reduzir a amplitude;
- b) Tensão muscular: encurtamento ou desequilíbrio de músculos, como os isquiotibiais ou o iliopsoas, limita movimentos específicos;
- c) Estabilidade ligamentar: os ligamentos iliofemoral, pubofemoral e isquiofemoral restringem movimentos extremos, garantindo estabilidade;
- d) Idade e condições degenerativas: com o envelhecimento, alterações como a OA podem reduzir a amplitude de movimento devido à dor e à perda de cartilagem articular.

A biomecânica do quadril reflete um equilíbrio dinâmico entre mobilidade e estabilidade, sendo fundamental para as atividades diárias e esportivas. Alterações biomecânicas podem predispor a ocorrência de lesões e patologias, destacando a importância de estratégias preventivas e terapêuticas baseadas no entendimento dessas interações complexas. Durante a postura bipodal estática, cada quadril suporta cerca de 1/3 do peso corporal, sendo que, na marcha, a carga sobre o quadril pode aumentar até 3 a 5 vezes o peso corporal, devido à combinação de forças musculares e gravitacionais. Já em situações de corrida ou salto, essa carga pode exceder 10 vezes o peso corporal (Delgado; Costa; Moraes, 2020).

2.7.5.3 Lesões do quadril que impactam a habilidade de frenagem

Alterações na anatomia óssea, ligamentar ou articular do quadril podem levar a disfunções. Por exemplo: o impacto femoroacetabular ocorre devido à incongruência entre a cabeça femoral e o acetábulo, limitando os movimentos e causando dor; as luxações do quadril geralmente são causadas por traumas de alta energia e envolvem lesões dos ligamentos e da cápsula articulares; e a OA é uma condição degenerativa que afeta a cartilagem articular, frequentemente associada à sobrecarga ou deformidades ósseas. Observam-se, ainda, patologias como tendinites, bursites e lesões musculares que geram um impacto menor na biomecânica e função do quadril e que necessitam de tratamentos conservadores mais simples e de menor impacto nas atividades da rotina do paciente (Moore; Dalley; Agur, 2018).

As fraturas do quadril são amplamente reconhecidas como as lesões mais comuns que requerem intervenção cirúrgica na articulação coxofemoral, especialmente em populações idosas. Essas fraturas incluem, principalmente, as fraturas do colo do fêmur, fraturas transtrocantéricas e, com menor frequência, as fraturas subtrocantéricas. A prevalência elevada dessas lesões deve-se, sobretudo, à maior incidência de osteoporose e ao aumento do risco de quedas nessa faixa etária.

Dados do SUS no Brasil demonstram que as fraturas do quadril correspondem a 83,5% das internações relacionadas a lesões no quadril em indivíduos com 50 anos ou mais. Entre 2008 e 2017, foram registradas 441.787 hospitalizações para tratamento dessas fraturas, com um crescimento anual médio de 5,6% no número de internações. Além disso, a mortalidade hospitalar associada a essas fraturas foi estimada em cerca de 5% para pacientes acima de 50 anos (Lima; Oliveira, 2022).

Na literatura vigente, há artigos de patologias cirúrgicas, em sua maioria, artroscopia do quadril (tratamento de lesão labral, impacto femoroacetabular, reparo capsular e condroplastia), osteotomia periacetabular (OPA), fraturas do quadril (fratura acetabular, fratura da cabeça femoral, fratura do colo femoral, fratura transtrocanteriana e fratura subtrocantária) e osteoartrose coxofemoral, que avaliam a habilidade de direção veicular por meio da avaliação do tempo de resposta à frenagem. Alguns poucos estudos avaliam essa situação em casos de imobilização do quadril e patologias de tratamento conservador.

Momaya *et al.* (2018), em seu estudo prospectivo, avaliaram um total de 14 pacientes programados para serem submetidos a uma artroscopia do quadril direito e compararam com um grupo de controle de 17 participantes hígidos. Um simulador moderno foi desenvolvido para medir: o tempo de reação inicial (TRI), tempo de liberação do acelerador (TLA), tempo de movimento do pé (TMP) e tempo de deslocamento do freio (TDF). O tempo de resposta à frenagem (TRF) foi calculado como a soma de TRI + TLA + TMP, e o tempo total de frenagem (TTF) foi calculado como a soma de TRF + TDF. Entre as sessões de direção pré-operatórias e 2 semanas pós-operatórias, não houve alterações significativas no TTF e TRF.

O estudo de Balazs *et al.* (2018) tinha como objetivo determinar se pacientes diagnosticados com síndrome do impacto femoroacetabular (IFA) apresentam tempos de frenagem prolongados em comparação com controles pareados por idade e gênero e quanto tempo após a cirurgia os tempos de frenagem retornam à linha de base pré-operatória. Cinquenta e nove pacientes submetidos à cirurgia artroscópica de quadril para impacto femoroacetabular (IFA) e 59 controles pareados por idade e gênero sem IFA foram inscritos em um estudo comparativo prospectivo entre setembro de 2015 e outubro de 2016. O tempo total de frenagem (TTF) e a depressão do pedal do freio (DPF) foram medidos para os pacientes do estudo no pré-operatório e em 2, 4 e 6 semanas no pós-operatório. O TTF e o DPF foram comparados entre os pacientes do estudo e do controle e entre os períodos pré-operatório e pós-operatório, usando modelos de efeitos mistos. Pacientes com IFA tiveram TTF significativamente prolongado (mas não DPF) antes da cirurgia em comparação com os controles (568 vs. 520 ms, $p = 0,002$). Para pacientes do estudo submetidos à cirurgia de quadril esquerdo, não houve diferença em TTF ou DPF entre as medições pré-operatórias e qualquer ponto de tempo pós-operatório, incluindo a primeira consulta pós-operatória em 2 semanas (563 vs. 566 ms, $p = 0,89$). Pacientes submetidos à cirurgia de quadril

direito tiveram TTF significativamente prolongado em 2 semanas de pós-operatório em comparação com sua linha de base pré-operatória (688 vs. 573 msec, $p < 0,001$). Em 4 semanas de pós-operatório, os pacientes do estudo submetidos à cirurgia de quadril direito retornaram à sua linha de base pré-operatória (573 vs. 594 ms, $p = 0,28$). Nenhum efeito significativo foi observado com base na pontuação de dor da escala visual analógica, uso de opiáceos ou pontuações de resultados relatados pelo paciente. Esse estudo concluiu que pacientes submetidos à cirurgia artroscópica do quadril direito apresentam TTF significativamente prolongado até 4 semanas após a cirurgia, enquanto pacientes submetidos à cirurgia do quadril esquerdo não apresentam comprometimento pós-operatório nem em TTF nem em DPF. A relevância clínica dessa diferença medida (um aumento de 10 pés na distância de parada a 60 mph) continua sendo uma questão em aberto.

Em estudo realizado por Jo *et al.* (2020), foram avaliados 47 pacientes submetidos à artroscopia do quadril direito, os quais consentiram com um protocolo de teste específico para o estudo. Foi utilizado um simulador de direção imersivo, em que os pacientes foram testados quanto ao tempo de resposta à frenagem (TRF), tempo total de frenagem (TTF) e depressão do pedal de frenagem (DPF) no pré e pós-operatório. As primeiras avaliações pós-operatórias foram conduzidas quando os pacientes conseguiam sentar-se confortavelmente no assento do motorista, e as avaliações de acompanhamento foram conduzidas por 6 semanas consecutivas em intervalos semanais. Os pacientes foram divididos nos dois grupos a seguir com base no tipo de cirurgia a que foram submetidos: o grupo de cirurgia de impacto femoroacetabular (IFA), composto de 29 pacientes, e o grupo de artroscopia simples do quadril (AQ), composto de 18 pacientes. Vinte voluntários saudáveis foram submetidos a avaliações de direção três vezes em intervalos semanais e constituíram o grupo de controle. Os parâmetros de frenagem foram comparados entre as medidas pré-operatórias e pós-operatórias e entre os grupos de cirurgia IFA, AQ e controle. Os parâmetros de frenagem pré-operatórios dos pacientes submetidos à artroscopia não diferiram significativamente daqueles dos controles ($p = 0,373$, $0,763$ e $0,447$ para TRF, TTF e DPF, respectivamente). Todos os parâmetros de frenagem retornaram ao normal em 2 semanas no grupo de cirurgia IFA e em 1 semana no grupo AQ. Como conclusão, o estudo sugere que o desempenho de direção de pacientes submetidos à artroscopia do quadril direito é comparável ao de indivíduos com quadris normais e

que os parâmetros de frenagem podem se normalizar ao estado pré-operatório 1 semana após AQ e 2 semanas após a cirurgia IFA.

Vera *et al.* (2017) procuraram avaliar e determinar se existe diferença no tempo de resposta à frenagem (TRF) antes e depois da artroscopia do quadril para impacto femoroacetabular (IFA) e ruptura labral coxofemoral em comparação com controles pareados por idade e gênero. Nesse estudo, foram avaliados indivíduos adultos submetidos à artroscopia primária do quadril em uma investigação prospectiva. Indivíduos com IFA sintomático e ruptura labral coxofemoral foram submetidos à artroscopia do quadril com acompanhamento mínimo de 8 semanas. O TRF foi medido usando o testador de tempo de reação (RT-2S) por no máximo 6 semanas no pré-operatório e a cada 2 semanas no pós-operatório por 8 semanas. O teste de sentar-se e levantar-se (TSL) foi medido em cada sessão de teste de TRF. Um grupo de controle pareado por idade e gênero sem sintomas no quadril ou extremidades inferiores foi selecionado e completou o TRF e o TSL. Os valores contínuos de TRF pré e pós-operatório foram comparados com Mann-Whitney e análises de variância. A associação dos testes de TRF e TSL foi realizada com correlação de Spearman. Um cálculo *a priori* do tamanho da amostra determinou que no mínimo 18 indivíduos por grupo (grupo cirúrgico *versus* grupo de controle) eram necessários para detectar, com relevância de 80% (diferença de 0,2 s no TRF). Dezenove indivíduos (idade $37,1 \pm 12,7$ anos, 10 mulheres, 11 cirurgias no quadril do lado direito) foram analisados. Todos os indivíduos foram submetidos a reparo labral artroscópico e correção de IFA. Não houve significativa diferença entre TRF pré-operatório (604 ± 148 ms) e pós-operatório (2 semanas, 608 ms; 4 semanas, 566 ms; 6 semanas, 559 ms; 8 semanas, 595 ms). Não houve diferença entre controles e indivíduos em momento algum. Houve uma forte correlação negativa entre TRF e TSL pré-operatório e em 4 e 6 semanas de pós-operatório e uma correlação negativa moderada em 2 semanas de pós-operatório. Após artroscopia de quadril para IFA e ruptura labral coxofemoral, o TRF não é diferente dos valores pré-operatórios ou dos controles. Além disso, o TRF teve uma correlação significativa com o TSL nas primeiras 6 semanas após a cirurgia.

Yoshida *et al.* (2023), em recente estudo, avaliaram comparativamente o desempenho de direção no pré e pós-operatório em pacientes submetidos à artroscopia de quadril para síndrome do impacto femoroacetabular (SIFA) e examinaram as diferenças no desempenho de direção entre pacientes com e sem

reparo capsular. Para tal estudo, foram incluídos 21 indivíduos (9 homens e 12 mulheres, idade média de 30 ± 9 anos) e 57,1% deles foram submetidos à cirurgia do lado direito. O desempenho de direção dos pacientes participantes foi coletado usando um simulador de direção no pré-operatório e em 2 semanas, 4–6 semanas e 8–12 semanas no pós-operatório. Os dados coletados incluíram dados demográficos, lateralidade da cirurgia, procedimentos intraoperatórios, tempo de reação de curva para a esquerda e direita (mobilização do volante), tempo total de reação de curva (TTRC), tempo de retirada do pé do acelerador (TRPA) e tempo de reação à frenagem (TRF). A análise de variância de medidas repetidas (ANOVA) foi usada para análise estatística. Não houve diferença entre os tempos médios de reação de curva à esquerda (0,72 s e 0,75 s, respectivamente), à direita (0,77 s e 0,75 s, respectivamente) e TTRC (0,74 s e 0,75 s, respectivamente) pré-operatório e com 2 semanas de pós-operatório, bem como TRPA (0,62 s e 0,60 s, respectivamente) e TRF (0,92 s e 0,93 s, respectivamente), indicando que o desempenho de direção dos pacientes retornou ao nível pré-operatório já 2 semanas após a artroscopia de quadril para SIFA. Não houve diferença significativa entre as variáveis de direção entre os pacientes submetidos ao reparo capsular (50%) e aqueles que não foram submetidos. Não houve diferença significativa entre as variáveis de direção entre os pacientes submetidos à artroscopia de quadril esquerdo *versus* direito. O desempenho de direção dos pacientes retorna ao nível pré-operatório já em 2 semanas após a artroscopia de quadril para SIFA. Nem a lateralidade da cirurgia nem o reparo capsular fazem qualquer diferença significativa no tempo para que as habilidades de direção retornem à linha de base. O impacto dos procedimentos intraoperatórios realizados e dos medicamentos analgésicos usados no pós-operatório na capacidade de direção de pacientes submetidos à artroscopia de quadril justifica uma investigação mais aprofundada em populações maiores de pacientes.

Chitnis *et al.* (2022), em estudo pioneiro, avaliaram a habilidade de frenagem para determinar o tempo necessário após um procedimento de osteotomia periacetabular (OPA) antes de autorizar que um paciente possa retornar com segurança à direção veicular automotiva. Foram incluídos 26 pacientes (24 mulheres e 2 homens, idade média de 32 anos, com variação de 19 a 50 anos). Os critérios de inclusão foram: dirigir atualmente com uma carteira de motorista válida e ser capaz de comparecer à avaliação de acompanhamento. O tempo de reação de direção basal foi avaliado usando um simulador de direção no pré-operatório. A simulação foi

repetida cinco vezes para cada paciente e os tempos de reação registrados (tempo de pensamento, tempo de ação e tempo total de reação para frenagem a 30 mph). A simulação de direção foi repetida usando os mesmos métodos em 6 semanas e 12 semanas no pós-operatório. Os tempos pré e pós-operatórios foram comparados. Os tempos médios pré-operatórios foram: tempo de pensamento = 0,48 s, tempo de ação = 0,21 s, tempo total = 0,69 s. Em 6 semanas de pós-operatório, o tempo médio de ação aumentou para 0,26 s ($p = 0,012$) e o tempo médio total aumentou para 0,78 s ($p = 0,013$). Em 12 semanas após o procedimento, não houve diferença significativa nos tempos de reação em comparação com a linha de base (tempo médio de pensamento = 0,47 s, tempo de ação = 0,23 s, tempo total = 0,72 s; $p > 0,05$). Os autores concluíram que a maioria dos pacientes pode não estar segura para dirigir em 6 semanas após os procedimentos de OPA, mas deve estar segura para dirigir em 12 semanas de pós-operatório. Fatores individuais do paciente também devem ser levados em consideração.

Patel *et al.* (2023) apresentaram uma revisão sistemática e meta-análise de estudos de simulação de direção após artroplastia total de quadril (ATQ) para estabelecer quando os pacientes podem retornar com segurança à direção no pós-operatório. Foram usadas as diretrizes PRISMA. Sistemáticamente, 14 artigos preencheram os critérios de inclusão. Destes, sete mediram o tempo de resposta à frenagem (TRF) e foram incluídos na meta-análise. As médias combinadas de ATQ direita e esquerda mostraram TRF em torno ou acima da linha de base pré-operatória em 1 semana, 2 semanas e 3 semanas, e abaixo da linha de base em 6 semanas, 12 semanas, 32 semanas e 52 semanas. Destes, as médias combinadas em 6, 32 e 52 semanas foram significativas ($p < 0,05$). Os estudos que não preencheram os critérios de inclusão da meta-análise foram incluídos em uma análise qualitativa, examinando os tempos de retorno à direção pós-operatória autorrelatados, que variaram de 6 dias a mais de um ano ou, em casos raros, nunca. A maioria dos pacientes ($n = 960$) autorrelatou o retorno à direção em aproximadamente 6 semanas (agrupamento dos valores médios de 32,9 dias). Concluiu-se que o tempo médio de retorno à direção recomendado na literatura foi de 4,5 semanas. Com base na meta-análise do TRF, um retorno ao desempenho de frenagem basal foi observado em 6 semanas de pós-operatório. No entanto, dirigir é uma habilidade complexa e a recomendação do paciente deve ser individualizada com base em fatores como tipo de transmissão do veículo, técnica de ATQ, lado cirúrgico, uso de medicação e comorbidades.

Hernandez *et al.* (2015), em estudo prospectivo, avaliaram o tempo de resposta à frenagem (TRF) após artroplastia total de quadril (ATQ) direita. Foram avaliados 38 pacientes submetidos a um teste de TRF pré-operatório e em 2, 4 e 6 semanas de pós-operatório. Foi usada uma medição linear repetida geral. O tempo médio de reação no pré-operatório foi de $0,635 \pm 0,160$ s desvio-padrão (DP) e em 2 semanas de pós-operatório foi de $0,576 \pm 0,137$ s DP ($p = 0,029$); 33 pacientes (87%) conseguiram atingir seu tempo basal em 2 semanas. Os cinco pacientes restantes (13%) atingiram seu tempo basal na 4ª semana de pós-operatório. Não foram encontradas diferenças em relação a idade, sexo e uso de aparelhos auxiliares. Com novas técnicas em ATQ, a maioria dos pacientes retorna ao tempo normal dentro de 2 semanas.

Bäcker *et al.* (2022) realizaram um estudo prospectivo para investigar a capacidade de frenagem de pacientes antes e depois do implante de artroplastia total de quadril (ATQ) com base no tempo de resposta à frenagem (TRF) em milissegundos (ms) e na força de frenagem (FF) em newton (N). No total, foram avaliados 25 pacientes (15 homens e 10 mulheres, idade média de $51,3 \pm 10,1$ anos) tratados com ATQ no lado direito. Os critérios de inclusão consistiram em uma carteira de motorista válida, habitual direção na estrada e pelo menos 2 anos de experiência de direção. Os critérios de exclusão foram distúrbios neurológicos subjacentes, bem como queixas graves na coluna lombar e na articulação do joelho direito. A capacidade de frenagem foi avaliada para frenagem de emergência com um simulador de carro com uma interface digital de medição. As medições foram realizadas no pré-operatório, 6 dias, 2, 4 e 6 semanas após a cirurgia. No pré-operatório, o TRF médio foi de $671,3 \pm 123,5$ ms e a FF de $455,4 \pm 185,0$ N. Diferenças significativas foram observadas em 6 dias e 2 semanas após a cirurgia (TRF de $836,4 \pm 219,7$ ms, respectivamente, TRF de $735,0 \pm 186,7$ ms e FF de $302,6 \pm 154,9$ N, respectivamente, FF de $375,5 \pm 149,3$ N; $p < 0,05$). Apenas 4 semanas após, nenhuma diferença significativa foi observada em comparação ao pré-operatório com um TRF de $647,0 \pm 91,9$ ms ($p = 0,354$) e FF de $435,9 \pm 177,4$ ($p = 0,843$). Além disso, o TRF melhorou significativamente após 6 semanas ($607,4 \pm 87,6$; $p = 0,005$). Concluiu-se que a FF é significativamente reduzida e o tempo de resposta à frenagem é prolongado diretamente após a cirurgia por pelo menos 2 semanas. Após 4 semanas, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi medida, embora cuidados especiais ainda devam ser tomados durante o retorno à atividade.

Ganz *et al.* (2003) avaliaram em seu estudo 90 pacientes, com idades entre 34 e 85 anos, recrutados após artroplastia total de quadril (ATQ) para medir o tempo de reação à direção no pré-operatório e de 1 a 52 semanas no pós-operatório. O tempo de reação à direção piorou 1 semana após a cirurgia para pacientes que fizeram artroplastia do quadril do lado direito. O tempo de reação à direção melhorou até 1 ano após a cirurgia. Pacientes que fizeram artroplastia esquerda melhoraram a partir de 1 semana após a cirurgia. Em geral, os pacientes atingem seu tempo de reação à direção pré-operatório de 4 a 6 semanas após a cirurgia e continuam a melhorar.

Ruel *et al.* (2015) avaliaram em que momento do período de recuperação após artroplastia total de quadril (ATQ) os pacientes recuperam ou melhoram seu tempo de resposta à frenagem (TRF) pré-operatório, permitindo-lhes retomar a direção com segurança. Foram medidos e comparados os TRFs pré e pós-operatórios de 90 pacientes de três cirurgias diferentes usando um simulador de direção totalmente interativo (Simulator Systems International, em Tulsa, Oklahoma), determinando um retorno ao TRF seguro como um retorno a um valor de tempo que é igual ou menor que o tempo de reação de frenagem pré-operatório. Pacientes testados em 2 e 3 semanas após a cirurgia tiveram tempos de reação de frenagem mais lentos do que os tempos pré-operatórios em uma média de 0,069 e 0,009 s, respectivamente. Em 4 semanas após a cirurgia, no entanto, os pacientes melhoraram seus tempos de reação em 0,035 s ($p = 0,0398$). Além disso, em 2, 3 e 4 semanas de pós-operatório, os resultados também demonstraram que pacientes com menos de 70 anos de idade se recuperaram mais rápido. Com base nos resultados desse estudo, a maioria dos pacientes deve ter permissão para voltar a dirigir 4 semanas após a artroplastia total primária de quadril minimamente invasiva.

Dammerer *et al.* (2017) avaliaram em um estudo com desenho de medidas repetidas um total de 70 participantes hígidos (35 mulheres e 35 homens). A idade média foi de 31,1 anos (DP: 10,6; intervalo: 21,7-66,4). Dois participantes foram excluídos antes do início do estudo (um não tinha carta de condução válida e outro sentiu dores no tornozelo direito durante o teste). Foram avaliados o tempo de resposta à frenagem (TRF) em seis condições: (1) sem uma cinta de imobilização (controle), com uma cinta de imobilização de quadril pós-operatória típica com amplitude de movimento ajustável nas seguintes configurações: (2) irrestrita, (3) flexão limitada a 70°, (4) extensão bloqueada a 20° do quadril, (5) flexão e extensão limitadas

(20°/70°) e (6) uma bandagem elástica no quadril. O TRF foi avaliado usando um simulador de direção personalizado, conforme usado em estudos anteriores. O TRF médio foi de 558 ms (DP: 123) para o grupo de controle (1), 543 ms (DP: 85) para o grupo com imobilização sem restrições (2) ($p = 0,353$), 559 ms (DP: 79) para o grupo com imobilização da flexão limitada a 70° (3) ($p = 0,595$), 581 ms (DP: 116) para o grupo com imobilização em extensão bloqueada a 20° de flexão do quadril (4) ($p = 0,052$), 559 ms (DP: 81) para o grupo com imobilização com bloqueio de flexão e extensão (5) ($p = 0,616$) e 543 ms (DP: 85) para o grupo com bandagem elástica do quadril (6) ($p = 0,324$). Assim, concluiu-se que não parece obrigatório recomendar a abstinência de dirigir para pacientes que usam uma órtese de quadril e sugeriu-se que os resultados sejam interpretados com cautela, pois: uma condição patológica subjacente do quadril precisa ser considerada, a capacidade de dirigir um carro com segurança é multifatorial e o tempo de resposta à frenagem é apenas um componente dela e as medições do tempo de resposta à frenagem foram realizadas apenas com participantes saudáveis.

2.7.6 Articulação da Coluna Vertebral

A coluna vertebral é uma estrutura central do esqueleto humano, composta de 33 ossos chamados de vértebras e dispostos em cinco regiões: cervical, torácica, lombar, sacral e coccígea. Ela desempenha papéis fundamentais na proteção e sustentação da medula espinhal (estrutura neurológica que promove a coordenação do corpo e vísceras) e é essencial para a sustentação do peso corporal e a facilitação de movimentos e postura. Ainda, é uma estrutura multifuncional composta de vértebras, discos intervertebrais, ligamentos e músculos que trabalham em sinergia, capacitando o corpo para atividades involuntárias simples, como a respiração, e atividades mais complexas, como a direção veicular automotiva.

2.7.6.1 Articulação, estrutura óssea, ligamentos e musculatura da coluna vertebral

A coluna vertebral é formada por 33 vértebras divididas em cinco regiões: cervical (7 vértebras), torácica (12 vértebras), lombar (5 vértebras), sacral (5 vértebras fundidas) e coccígea (3 a 5 vértebras fundidas). Cada vértebra apresenta um corpo vertebral, responsável por suportar o peso, e um arco vertebral, que protege a medula

espinhal. As projeções ósseas incluem processos espinhosos e transversos, que servem como pontos de fixação muscular e ligamentar.

A coluna possui curvaturas normais: lordoses (cervical e lombar) e cifoses (torácica e sacral), que distribuem melhor as cargas durante atividades (Moore; Dalley; Agur, 2018; Bogduk, 2012).

Figura 22 - Prancha 153 – Coluna vertebral



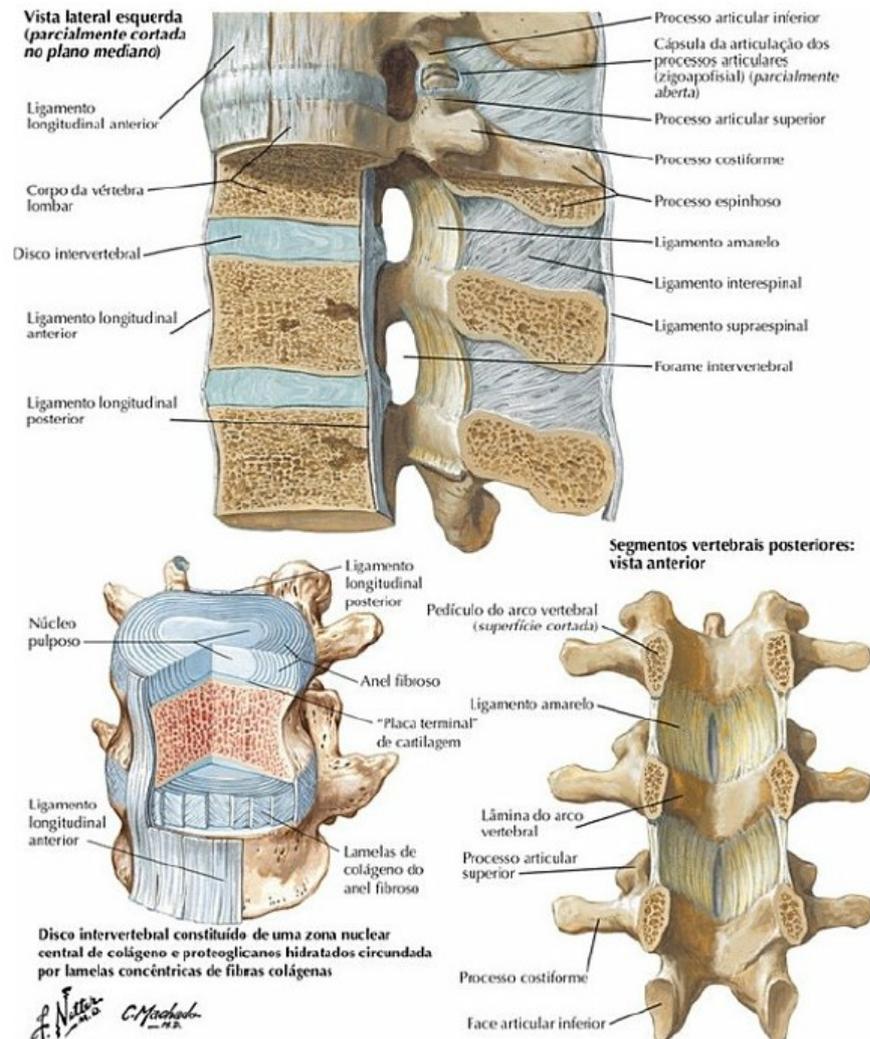
Fonte: Netter (2019)

Os ligamentos desempenham um papel essencial na estabilização da coluna (Moore; Dalley; Agur, 2018; Palastanga; Soames, 2015):

- a) Ligamento longitudinal anterior: cobre a superfície anterior dos corpos vertebrais, prevenindo a hiperextensão;
- b) Ligamento longitudinal posterior: localizado na parte posterior dos corpos vertebrais, atua na prevenção da hiperflexão;
- c) Ligamento amarelo: conecta lâminas adjacentes e contribui para a elasticidade da coluna;

- d) Ligamentos interespinhosos e supraespinhosos: fornecem suporte entre processos espinhosos;
- e) Ligamentos intertransversos: estabilizam os processos transversos.

Figura 23 - Prancha 159 – Ligamentos da coluna lombar



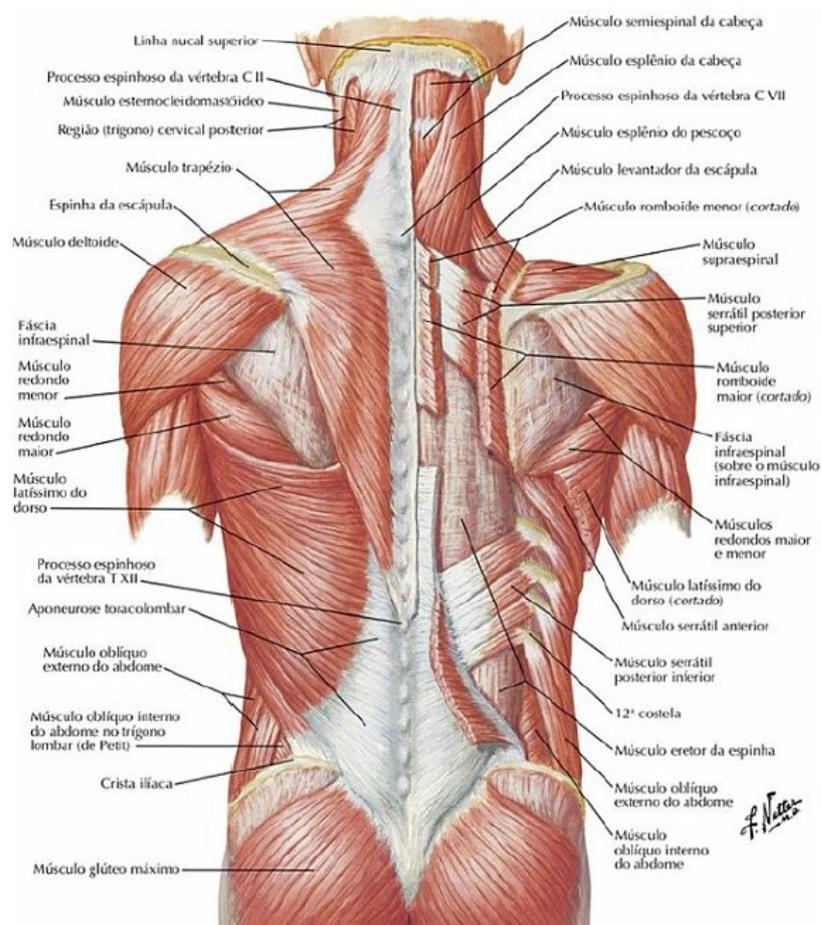
Fonte: Netter (2019)

Os músculos da coluna vertebral são classificados em extrínsecos (superficiais) e intrínsecos (profundos) (Bogduk, 2012; Kapandji, 2000):

- a) Extrínsecos: incluem músculos como o trapézio, latíssimo do dorso e levantador da escápula. Estão mais relacionados aos movimentos dos membros superiores;
- b) Intrínsecos: dividem-se em camadas:

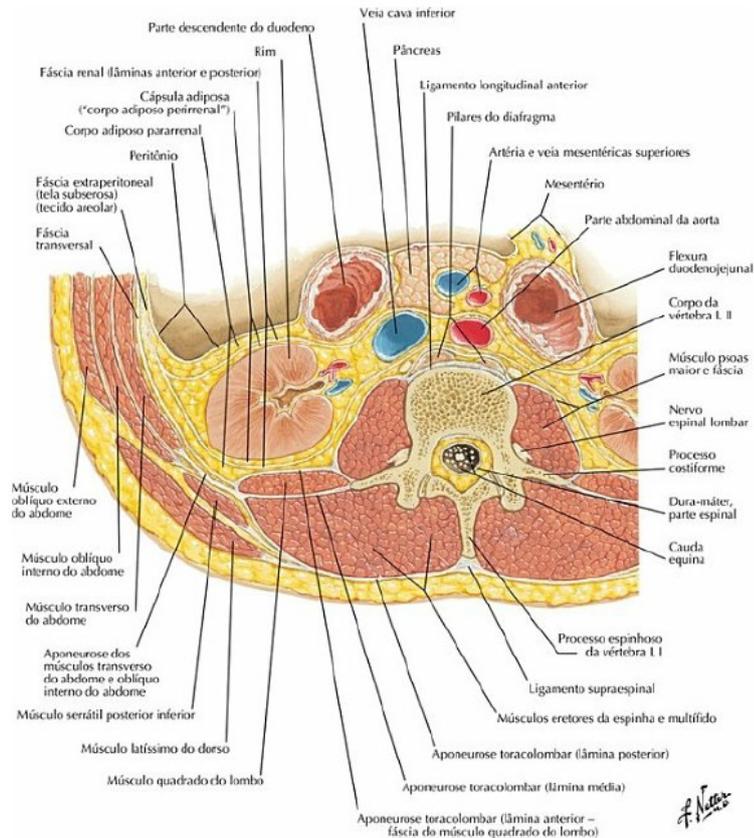
- Superficiais (erectores da espinha): incluem os músculos ilioespinal, longuíssimo e espinal, responsáveis pela extensão e manutenção da postura;
- Intermediários (transversoespinais): semiespinal, multifido e rotadores, que estabilizam e controlam os movimentos rotacionais;
- Profundos (segmentares): músculos interespinais e intertransversais, que estabilizam segmentos vertebrais.

Figura 24 - Prancha 171 – Músculos do dorso, camada superficial



Fonte: Netter (2019)

Figura 25 - Prancha 176 – Corte transversal da coluna lombar



Fonte: Netter (2019)

2.7.6.2 Amplitude de movimento e biomecânica da coluna vertebral

A amplitude de movimentos e a biomecânica da coluna vertebral variam em função da anatomia das suas diferentes regiões (cervical, torácica, lombar, sacral e coccígea) e dos elementos que a compõem, como vértebras, discos intervertebrais, ligamentos e músculos. Esses componentes interagem de forma conjunta para permitir flexibilidade, estabilidade e absorção de forças.

A amplitude de movimento da coluna varia entre as diferentes regiões:

a) Coluna cervical (Moore; Dalley; Agur, 2018; Kapandji, 2000):

- Flexão: 45°-50°;
- Extensão: 60°-80°;
- Rotação: 70°-90°;
- Inclinação lateral: 20°-45°;

b) Coluna torácica (Moore; Dalley; Agur, 2018; Palastanga; Soames, 2015):

- Flexão: 20°-45°;
- Extensão: 25°-45°;
- Rotação: 35°-50°;
- Inclinação lateral: 20°-40°;

c) Coluna lombar (White; Panjabi, 1990; Palastanga; Soames, 2015):

- Flexão: 40°-60°;
- Extensão: 20°-35°;
- Rotação: 5°-15°;
- Inclinação lateral: 15°-25°.

A amplitude de movimento (ADM) da coluna pode ser influenciada por alguns fatores (Kapandji, 2000; Palastanga; Soames, 2015):

- a) Idade: o envelhecimento reduz a elasticidade dos discos intervertebrais e a flexibilidade dos ligamentos;
- b) Postura: maus hábitos posturais podem limitar a ADM e alterar a biomecânica;
- c) Patologias: condições como hérnia de disco, escoliose e osteoartrose (AO) podem impactar negativamente a mobilidade;
- d) Condicionamento físico: músculos paravertebrais fortalecidos e alongados favorecem a ADM e a estabilidade.

A biomecânica da coluna baseia-se em sua capacidade de combinar mobilidade e estabilidade com proteção ao sistema nervoso central (SNC). Cada região tem características funcionais específicas (Moore; Dalley; Agur, 2018; Bogduk, 2012):

- a) Coluna cervical: é a região mais móvel, permitindo flexão, extensão, rotação e inclinação lateral da cabeça. A articulação atlanto-occipital (entre o crânio e o atlas) facilita a flexão e a extensão, enquanto a articulação atlanto-axial (entre atlas e eixo) é responsável por cerca de 50% da rotação do pescoço;
- b) Coluna torácica: apresenta menor mobilidade devido à fixação das costelas ao esterno. Sua função principal é fornecer estabilidade para a proteção dos órgãos torácicos;

- c) Coluna lombar: suporta a maior parte do peso corporal, oferecendo grande amplitude de flexão e extensão, mas movimento limitado de rotação devido à orientação das facetas articulares.

Os discos intervertebrais têm um papel crucial na biomecânica, atuando como amortecedores e distribuindo as forças de compressão ao longo da coluna. As curvaturas fisiológicas (lordose cervical e lombar, cifose torácica e sacral) melhoram a eficiência mecânica e reduzem o estresse sobre os segmentos vertebrais (White; Panjabi, 1990).

2.7.6.3 Lesões da coluna vertebral que impactam a habilidade de frenagem

O efeito de muitos tipos de cirurgias da coluna vertebral no tempo de reação de frenagem não é bem definido e esclarecido, assim como cirurgias ortopédicas nos membros inferiores, em que se observa um padrão temporal de resposta motora dentro de uma faixa numérica em milissegundos, mas não se observa um número definido de forma mais precisa. Embora a hérnia de disco lombar seja uma das doenças espinhais mais comuns, o efeito no tempo de reação de frenagem é pouco estudado. Observam-se, ainda, outras patologias crônicas e degenerativas da coluna vertebral com poucas ou pobres avaliações dessas patologias. Nesse contexto, cirurgias de artrodeses da coluna, seja lombar ou cervical, são as mais estudadas em relação ao tempo de reação de frenagem.

Em estudo prospectivo controlado, Liebensteiner *et al.* (2010) avaliaram o tempo de reação ao dirigir (TRD), que pode ser influenciado pela artrodese lombar primária. O presente estudo testou as hipóteses de que o TRD após artrodese lombar é (1) alterado após a operação, (2) influenciado pela dor, (3) influenciado pela habilidade de dirigir do paciente e (4) difere do TRD de controles saudáveis. Foram avaliados 21 pacientes consecutivos (idade média, 53,5 anos; DP 10,8) submetidos a artrodese lombar primária e testados para seu TRD um dia antes da cirurgia (pré-operatório), um dia antes da alta (pós-operatório) e 3 meses após a cirurgia (acompanhamento/seguimento). O TRD foi avaliado usando um simulador de direção personalizado. A gravidade da dor nas costas foi determinada em escalas visuais analógicas separadamente para dor usual (EVA-U) e dor durante o teste (EVA-). Também foi determinada a frequência subjetiva de direção dos pacientes. Dados

normativos de TRD de 31 controles saudáveis pareados por idade foram usados para comparação. O TRD pré-operatório foi de 685 ms (Md; IQR 246) e o TRD pós-operatório de 728 ms (Md; IQR 264), que foi reduzido ainda mais para 671 ms (Md; IQR 202) após o período de 3 meses de seguimento. Significância estatística foi registrada entre o TRD pós-operatório e o seguimento ($p = 0,007$). Correlações moderadas a altas ($0,537 < r < 0,680$) foram encontradas entre a classificação VAS de dor nas costas e o TRD. Os indivíduos do grupo de controle tiveram um TRD de 487 ms (Md; IQR 116), que diferiu significativamente do TRD dos pacientes em todos os três pontos de tempo do teste ($p < 0,001$). Esse estudo concluiu que parece ser seguro continuar dirigindo após a alta hospitalar depois da artrodese lombar primária. O TRD melhorou significativamente durante os 3 meses de seguimento, indicando um efeito positivo da intervenção nas habilidades de direção. O TRD se correlaciona com a gravidade da dor nas costas.

Em estudo prospectivo, Scott *et al.* (2015) procuraram determinar quando os pacientes submetidos a uma cirurgia da coluna cervical ou lombar podem retornar com segurança à direção. Foi testado o tempo de reação à direção (TRD) de 37 pacientes usando software de computador. Vinte e três pacientes (média de $50,5 \pm 17,7$ anos) receberam cirurgia lombar e 14 pacientes fizeram cirurgia cervical (média de $56,7 \pm 10,9$ anos). Os pacientes foram comparados com 14 controles saudáveis do sexo masculino (média de $32 \pm 5,19$ anos). Os pacientes submetidos à cirurgia cervical foram subdivididos em abordagem anterior *versus* posterior e grupo mielopático *versus* não mielopático. Os pacientes submetidos à cirurgia espinal lombar foram subdivididos por descompressão *versus* fusão (artrodese) com ou sem descompressão e cirurgia de nível único *versus* multinível. Os pacientes foram testados no pré-operatório e em 2, 3, 6 e 12 semanas após a cirurgia. O uso de opioides foi observado.

No geral, os pacientes submetidos à cirurgia cervical e lombar não apresentaram diferenças significativas entre TRD pré e pós-operatório (cervical $p = 0,49$, lombar $p = 0,196$). Apenas os pacientes submetidos a procedimentos de nível único tiveram uma melhora significativa de um TRD pré-operatório de 0,951 s (DP 0,255) para 0,794 s (DP 0,152) em 2 a 3 semanas ($p = 0,012$). Nenhum dos outros subgrupos apresentou diferença no TRD. Em conclusão, pode-se aceitar e permitir que pacientes submetidos a uma artrodese lombar de nível único e que não estejam

tomando opioides voltem a dirigir até 2 semanas após a cirurgia da coluna (Scott *et al.*, 2015).

Ding *et al.* (2023), em estudo de coorte prospectivo, avaliaram pacientes acima de 18 anos de idade que foram submetidos à cirurgia da coluna cervical anterior para doença degenerativa do disco cervical sintomática e possuíam uma carteira de motorista válida. Os pacientes foram recrutados de 2018 a 2020. O Índice de Incapacidade do Pescoço (IIP), pontuações modificadas da Associação Ortopédica Japonesa (OAJm), amplitude de movimento e força funcional da coluna cervical foram coletados no pré-operatório e em 2, 4, 6 e 12 semanas após a cirurgia. Os pacientes foram submetidos a um protocolo padrão de avaliação funcional de direção na instituição para determinar sua aptidão para dirigir. Isso compreendeu testes de triagem off-road com base em clínica e teste de direção na estrada em um ambiente do mundo real. Vinte e um pacientes foram avaliados (idade média de $56,6 \pm 8,9$ anos), 81% deles passaram na avaliação de direção na estrada em 6 semanas. Os pacientes que passaram na avaliação de direção tiveram pontuações médias mais baixas no IIP, $3,4 \pm 3,1$ versus $10,8 \pm 8,0$ ($p = 0,006$) e pontuações médias mais altas no OAJm $16,1 \pm 0,6$ versus $15,0 \pm 1,8$ ($p = 0,045$). Os pacientes que passaram na avaliação de direção também tiveram maior força funcional do flexor cervical, $21,1 \text{ s} \pm 5,8 \text{ s}$ versus $13,0 \text{ s} \pm 10,2 \text{ s}$ ($p = 0,042$) em posição supina, mas não correlacionada com uma amplitude de movimento da coluna em todas as direções. Esse estudo concluiu que a maioria dos pacientes submetidos à cirurgia cervical anterior de nível único ou duplo para doença degenerativa do disco cervical sintomática demonstra a capacidade de passar por uma avaliação de direção padronizada e estará segura para retornar a dirigir mais de 6 semanas após a cirurgia. A capacidade de dirigir parece estar correlacionada com pontuações IIP ≤ 3 ($p = 0,006$), pontuações OAJm ≥ 16 ($p = 0,045$) e resistência à flexão cervical de $\geq 21 \text{ s}$ ($p = 0,042$).

Al-Khayer *et al.* (2008) realizaram um estudo piloto observacional prospectivo para investigar o efeito da radiculopatia direita e esquerda no tempo de reação do motorista (TRM) e o efeito do bloqueio seletivo da raiz nervosa (EBSRN) no TRM. Os TRMs de 20 pacientes radiculopáticos (10 direitos e 10 esquerdos) foram medidos usando um simulador de carro personalizado. Cada paciente foi testado antes do EBSRN, imediatamente após o EBSRN e 2 e 6 semanas após o EBSRN. Como controles, 20 indivíduos normais pareados por idade e sexo foram testados uma vez. O TRM médio do grupo de controle foi de 452 ms. O TRM médio de pacientes com

radiculopatia direita ou esquerda pré-EBSRN foi de 521 ms ($p < 0,045$) e 535 ms ($p < 0,018$), respectivamente. No grupo radiculopático direito, as medições imediatamente após EBSRN, 2 semanas e 6 semanas foram de 656 ms ($p < 0,005$), 589 ms ($p < 0,019$) e 564 ms ($p < 0,10$), respectivamente. O atraso imediatamente e em 2 semanas após EBSRN se traduz em um aumento na distância de parada de 3,8 e 1,9 m, respectivamente, na velocidade de 100 km/h. No grupo radiculopático esquerdo, as medições imediatamente após EBSRN, 2 semanas e 6 semanas foram de 585 ms ($p < 0,037$), 534 ms e 530 ms, respectivamente. O atraso imediatamente após EBSRN se traduz em um aumento na distância de parada de 1,4 m na velocidade de 100 km/h. O estudo identificou mudanças significativas nos TRMs tanto na radiculopatia quanto após EBSRN. Pacientes radiculopáticos direitos e esquerdos devem ser avisados sobre as possíveis mudanças em seus TRMs pós-EBSRN. Pesquisas futuras com relação à adequação de pacientes radiculopáticos para dirigir e o melhor momento para retomar a direção pós-EBSRN são necessárias.

Dirigir um automóvel requer a habilidade de girar o pescoço lateralmente. Pacientes com artrodese de multiníveis frequentemente reclamam de movimento de giro restrito. O estudo de Jain *et al.* (2022) tem por propósito comparar a eficácia da artroplastia de disco cervical (ADC) com discectomia cervical anterior e artrodese (DCAA) na melhora da incapacidade de dirigir em 10 anos de acompanhamento após um procedimento de dois níveis. Em ensaio clínico randomizado original, pacientes com radiculopatia cervical ou mielopatia em dois níveis foram submetidos a ADC ou DCAA. A questão sobre incapacidade de dirigir do Neck Disability Index foi classificada de 0 a 5 anos no pré-operatório e até 10 anos no pós-operatório. A gravidade da incapacidade de dirigir foi categorizada em nenhuma (pontuação 0), leve (1 ou 2) e grave (3, 4 ou 5). A pontuação e a gravidade foram comparadas entre os grupos. Dos 397 pacientes, 148 pacientes com ADC e 118 pacientes com DCAA tiveram acompanhamento de 10 anos. As pontuações de incapacidade de dirigir não foram diferentes entre os grupos no pré-operatório (ADC: 2,65; DCAA: 2,71, $P = 0,699$). No pós-operatório, as pontuações no grupo ADC foram significativamente menores do que aquelas no grupo DCAA em 5 anos (0,60 vs. 1,08, $p \leq 0,001$) e 10 anos (0,66 vs. 1,07, $p = 0,001$). A melhora média da pontuação no grupo ADC foi significativamente maior do que no grupo DCAA no acompanhamento de 10 anos (-1,94 vs. -1,63, $p = 0,003$). A maioria dos pacientes relatou incapacidade grave para dirigir (ADC: 56,9%, DCAA: 58,0%, $p = 0,968$) antes da cirurgia. Após a cirurgia, uma

proporção maior de pacientes no grupo ADC apresentou condução sem dor no pescoço em comparação com o grupo DCAA em 5 anos (63,3% vs. 41,8%, $p < 0,001$) e 10 anos (61,8% vs. 41,2%, $p = 0,003$). Em conclusão, esse estudo mostrou que, em pacientes com radiculopatia/mielopatia cervical e doença de nível 2, a ADC proporcionou melhorias na incapacidade de dirigir em comparação com a DCAA no acompanhamento de 10 anos. Esse é o primeiro relato desse tipo. Essa descoberta pode ser atribuída à preservação do movimento associada à ADC (Moses *et al.*, 2018; Agarwal *et al.*, 2024).

3 METODOLOGIA

O estudo prospectivo, transversal e quantitativo foi realizado com a coleta dos dados no período de 4 de dezembro de 2023 a 22 de dezembro de 2023. A população do estudo foi constituída por indivíduos frequentadores da UTFPR e convidados à participação do teste voluntariamente. A amostra foi representada por indivíduos que atendem aos critérios de inclusão: indivíduos de ambos os sexos, com idade igual ou superior a 18 anos, residentes em Curitiba, Paraná, não portadores de doença ortopédica e/ou neurológica dos membros inferiores. Como critério de exclusão, elencou-se aqueles que apresentaram restrições de movimento ou deformidades em membros inferiores, alterações visuais, auditivas e cognitivas.

Foram coletados dados em um mesmo momento por meio de três etapas. Na primeira etapa, o voluntário participante preenchia uma ficha com os dados pessoais e informações dos hábitos de direção veicular (ficha autoinformada). A ficha continha informações como: gênero, idade, altura e peso. Foram coletados dados autoinformados sobre o fato de o voluntário dirigir ou não dirigir (ser portador de Carteira Nacional de Habilitação – CNH); tipo de CNH; temporalidade no uso do veículo (por exemplo: quanto tempo o participante tem CNH, com que frequência ele utiliza o veículo e há quanto tempo dirige); informações de saúde, uso de medicamentos e história prévia de cirurgias (incluindo cirurgias ortopédicas). Ressalta-se que na literatura atual poucos foram os artigos encontrados que coletaram dados autoinformados dos hábitos de direção veicular em um grupo de participantes hágedos. A maioria dos estudos com grupo de controle selecionou os participantes pareando por idade e gênero somente, sendo limitados os estudos contendo os hábitos de direção do grupo de controle. A primeira etapa mostrou-se importante para avaliar contextualmente se o fato de o participante ter hábitos de dirigir pode influenciar positivamente a realização do teste no simulador. Uma maior e melhor habilidade em realizar o gestual de frenagem e o grau de familiaridade do participante no simulador desenvolvido podem favorecer uma melhora da resposta sensorial motora dos testes.

Na segunda etapa, o participante era submetido a uma avaliação médico-ortopédica (anamnese e exame físico ortopédico básico) realizada pelo médico pesquisador. Nessa avaliação clínico-ortopédica, eram esclarecidos pontos como doenças prévias e uso de medicação que pudessem desqualificar o voluntário da

pesquisa, assim como a presença de cirurgias prévias. No exame físico ortopédico foram avaliados: amplitude de movimento do joelho bilateral (com o paciente deitado em decúbito dorsal na maca médica e o instrumento chamado goniômetro, foram realizadas as medidas do grau de flexão e extensão dos joelhos, em que o padrão normal é 0° de extensão a 140° de flexão); trofismo muscular de coxa (medindo-se a circunferência da coxa bilateral com fita métrica milimetrada referenciada em 60 mm do polo superior proximal anterior da patela); alongamento muscular dos isquiotibiais (realizou-se a medida bilateral dos membros inferiores em graus com goniômetro do ângulo poplíteo do membro inferior, em que, enquanto o participante está deitado na maca médica em decúbito dorsal com o quadril em flexão de 90°, o joelho é mobilizado a uma extensão completa. O ângulo medido para avaliar o grau de encurtamento muscular é representado pelo valor complementar ao ângulo poplíteo para completar 180° ou é o ângulo formado entre a linha imaginária anterior da perna com a linha anterior da coxa (o ângulo medido é o complementar para chegar a 180°, o valor normal é 0°); padrão de marcha (o participante caminhava por 10 a 15 m dentro do laboratório em linha reta); presença de derrame articular do joelho (por meio do teste do rechaço patelar era quantificada a presença de líquido no joelho, sendo considerado: nenhum derrame articular ou derrame presente); dor no joelho e sintomas mecânicos (o participante era questionado quanto à existência de dor referida do joelho e membros inferiores e sobre sintomas de instabilidade articular, falseio e bloqueio nos membros inferiores).

Em seguida, eram realizados testes físicos ortopédicos (testes ligamentares – teste de Lachman, teste do *pivot shift*, gaveta anterior, gaveta posterior, estresse em valgo, estresse em varo; testes meniscais – teste de McMurray, teste de Steinmann e teste de Thessaly). O objetivo de avaliar sintomas específicos do joelho no estudo baseia-se no fato de essa articulação, junto do tornozelo, promover maior influência na habilidade motora de dirigir veículo automotivo, considerando a ergonomia e biomecânica articular para se dirigir veículos de maneira segura. Considera-se, no questionário, apenas uma avaliação dos membros inferiores em pacientes previamente hígidos e capazes de realizar os testes no simulador veicular desenvolvido.

A literatura atual apresenta poucos estudos que se preocupam e valorizam uma avaliação ortopédica prévia detalhada do participante das pesquisas encontradas. Observa-se, em sua maioria, uma avaliação mais detalhada dos

pacientes submetidos a tratamento cirúrgico, sendo essa a avaliação realizada no pós-operatório.

Figura 26 - Ficha de avaliação

Ficha de avaliação / Questionário			
FICHA DE AVALIAÇÃO			
parte preenchida pelo voluntário			
NOME: _____			
SEXO: () Feminino () Masculino () Prefiro não informar	Idade: _____	Altura: _____	Peso: _____
QUESTIONÁRIO			
1. Você dirige? () Sim () Não			
2. Caso dirija, responda as perguntas abaixo:			
	Você tem carteira de habilitação? () Sim () Não		
	Qual? () A () B () C () D () E		
	Você dirige há quantos anos? () 0-3 anos () 4-10 anos () mais de 10 anos		
	Com que frequência aproximada você usa o veículo? () Até 4 dias/mês () entre 5-15 dias/mês () mais que 15 dias/mês		
	Quanto tempo em média você usa o carro ao dia?		
3) Você possui alguma doença? () Sim () Não Se sim, qual:			
4) Já realizou algum procedimento cirúrgico? () Sim () Não Se sim, qual: Há quanto tempo?			
5) Faz uso de alguma medicação de uso contínuo? () Sim () Não Se sim, qual:			
6. Você já realizou alguma cirurgia ortopédica? () Sim () Não Se sim, qual: Há quanto tempo?			
Esta parte deve ser Preenchida pelo Médico			
AVALIAÇÃO FÍSICA:			
Amplitude de movimento do joelho;			
Trofismo muscular de coxa bilateral (cm);			
Alongamento muscular de isquiotibiais bilateral (graus);			
Padrão de marcha:			
Derrame articular:			
Sintomas mecânicos de instabilidade do joelho direito:			

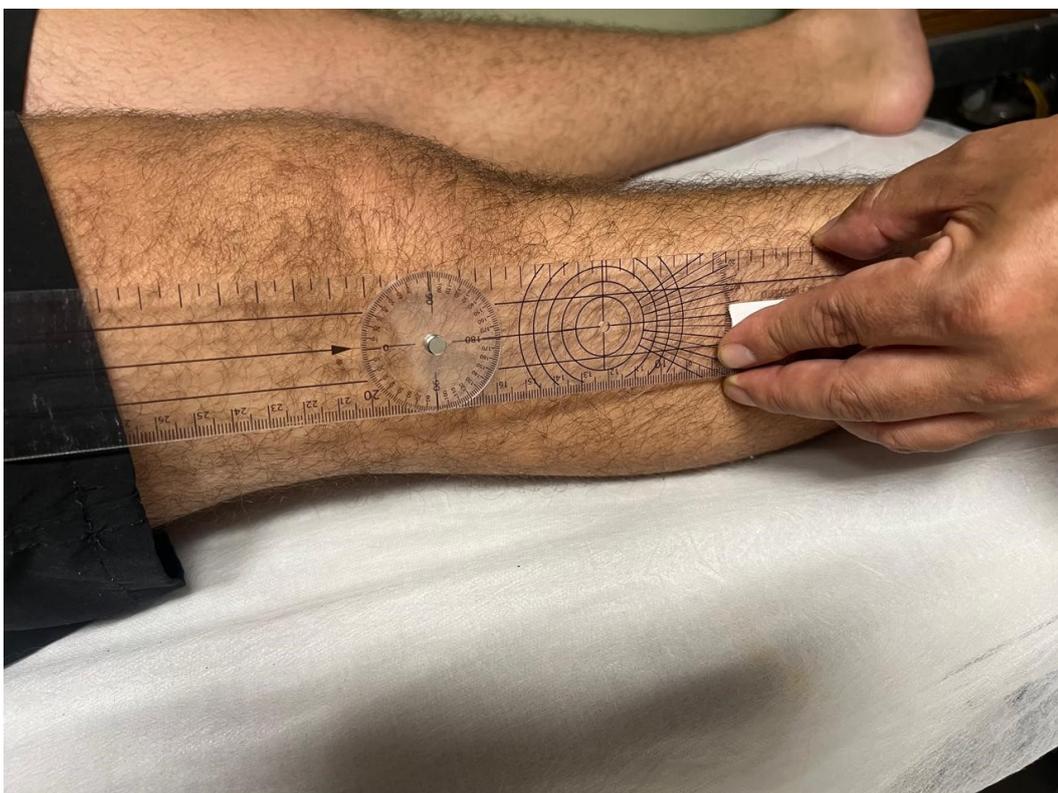
Fonte: Autoria própria

Figura 27 - Fita métrica e goniômetro



Fonte: Autoria própria

Figura 28 - Medida da extensão do joelho utilizando goniômetro



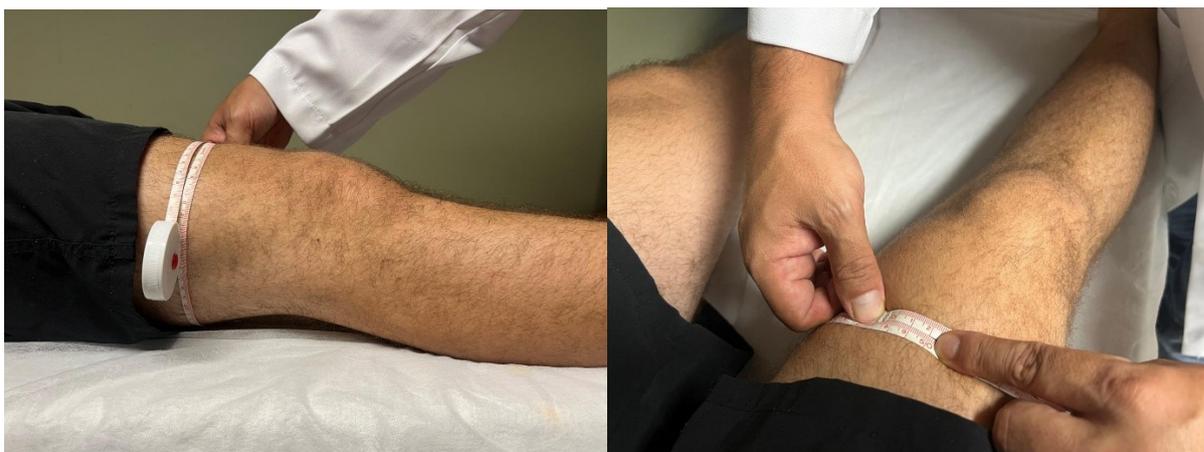
Fonte: Autoria própria.

Figura 29 - Medida da flexão do joelho utilizando goniômetro



Fonte: Autoria própria

Figura 30 - Medida do trofismo muscular da coxa utilizando fita métrica



Fonte: Autoria própria

Figura 31 - Medida do ângulo poplíteo/encurtamento muscular de isquiotibiais



Fonte: Autoria própria

A terceira etapa do estudo consistiu na realização dos testes no simulador. O simulador desenvolvido era composto de: pedais de acelerador e freio, banco veicular automotivo, volante automotivo, célula de carga e hardware de leitura dos dados coletados e luz de LED vermelha acoplada ao simulador. O hardware desenvolvido comunica-se com a luz de LED vermelha, posicionada a 1,5 m de distância à frente do participante, de maneira visível em uma cadeia de sinal iniciada após o sinal luminoso de LED acender e encerrada quando apaga. O sinal coletado após a luz ser acesa e o gestual de frenagem ser realizado pelo participante sai do pedal de frenagem, captado pela célula de carga, em direção a uma placa PCB, onde um amplificador de instrumentação INA128 foi utilizado para pré-condicionar o sinal da célula de carga. O offset foi deslocado com um trimpot de ajuste e uma série de amplificadores operacionais dos tipos TL081 e TL084 foram empregados para filtrar e adequar o sinal numa escala de 0 a 5 volts (V), que por fim é recebido pelo conversor analógico para digital do Arduino, que converte numa escala de 0 a 1024 pontos e transmite esses valores via comunicação serial. No PC, os dados da comunicação serial são enviados para um software desenvolvido em Python que, com a biblioteca CSV, salva os dados originais em uma planilha que em seguida detecta o offset do sinal com a célula de carga livre de esforços do usuário. Dessa forma, um valor de offset do sistema é verificado antes de cada tomada de dados e utilizado para autozerar as leituras. Os dados finais são salvos em outra planilha já com o offset subtraído. Por fim, utilizando a biblioteca Matplotlib, é gerado o gráfico de força em função de tempo, que pode ser acessado pelo pesquisador. A célula de carga é capaz

de medir toda a gama de forças envolvidas na frenagem (até 500 N ou cerca de 50 kgf). No domínio dos estudos de frenagem, a unidade de força utilizada é o kgf. Um kgf é a força experimentada por uma massa de 1 kg no campo gravitacional médio da Terra, $9,806\ 65\ \text{m/s}^2$, e é equivalente a 9,807 N.

O participante era convidado a realizar os testes no simulador e posicionado de maneira a mimetizar a postura e ergonomia de um motorista veicular para, assim, realizar o gestual de frenagem após estímulo luminoso acoplado ao protótipo e coleta dos dados objetivos.

Figura 32 - Teste do simulador

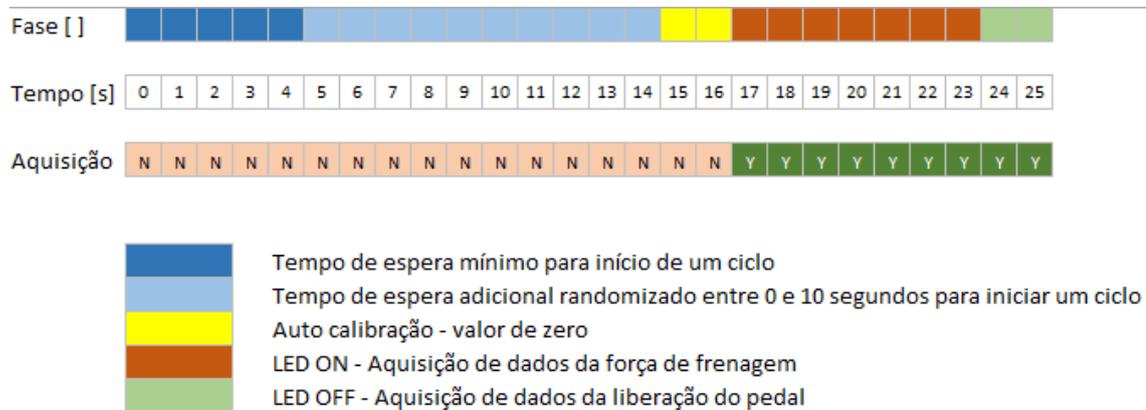


Fonte: Autoria própria

Após uma breve explicação oral, por parte do pesquisador, de como seria o passo a passo da realização do teste, o participante, acomodado de maneira correta, iniciava o teste. O teste começava com o acender aleatório de um sinal luminoso (luz de LED vermelha) à frente do avaliado. Após o estímulo visual, o avaliado deveria realizar o gestual de frenagem retirando o pé direito do pedal de aceleração e pisando no pedal de freio de maneira contínua enquanto a luz permanecesse acesa por um tempo de 7 s. Ao se apagar a luz, o indivíduo retirava o pé direito do pedal de frenagem e retornava à posição de repouso sobre o pedal de aceleração. O teste se repetia sucessivamente por mais duas vezes, de maneira semelhante, totalizando 21 s para o tempo de coleta dos dados. Os dados coletados foram: tempo de reação do pé do indivíduo no pedal de frenagem aplicando tempo de resposta à frenagem (TRF), TTF

e FF no pedal de frenagem ao executar o gestual simulando uma frenagem de emergência. A Figura 33 demonstra o protocolo de teste biomecânico.

Figura 33 - Protocolo de teste biomecânico – composto de três repetições



Fonte: Autoria própria

As variáveis autoinformadas foram categorizadas em: gênero (feminino e masculino), idade, peso, altura, se dirige veículo automotivo (sim e não), anos dirigindo, comorbidade (sim e não). Para as variáveis quantitativas foram verificadas as distribuições de normalidade usando o teste de Shapiro-Wilk e os resultados foram reportados utilizando média (\pm DP) caso a distribuição fosse normal ou mediana (mínimo – máximo) caso ela não fosse normal. Já para as variáveis qualitativas, os valores de cada grupo foram expressos por meio de número absoluto (porcentagem do total). Para verificar a significância estatística das conclusões desta pesquisa, diferentes testes foram aplicados dependendo da natureza da variável. Para verificar a diferença estatística entre uma variável quantitativa e uma qualitativa foi aplicado o teste paramétrico T de Student para amostras não pareadas se a distribuição da variável quantitativa fosse normal, e o teste não paramétrico de Mann-Whitney U caso não fosse normal. Para avaliar a correlação entre os valores quantitativos entre as diferentes métricas, optou-se pelo teste de correlação de Spearman ou Pearson dependendo da distribuição das variáveis de interesse. Todas as análises estatísticas, construção de gráficos e tabelas foram realizadas no software estatístico JAMOVI versão 2.5.0, que se baseia na linguagem R. Esta pesquisa está inserida no projeto “Validação do equipamento de resposta motora sensorial na habilidade de frenagem”, tendo sido submetida e aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, com Certificado de Apresentação de Apreciação Ética (CAAE) nº 47960721.0.0000.5547, Parecer nº 6.498.158, emitido em 9 de novembro de 2023,

atendendo às determinações da Resolução 466/2012, obtendo-se obrigatoriedade do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) por tratar-se de estudo que utilizou dados primários. Para garantir o sigilo das informações, os pesquisadores assinaram o Termo de Confidencialidade e Sigilo.

4 RESULTADOS

No período analisado, a amostra foi de 40 participantes (n = 40). Não houve exclusão de participante da amostra.

O perfil epidemiológico sociodemográfico e os hábitos do motorista da amostra foram assim distribuídos:

- Gênero:
 - Masculino: 35 (87,5%)
 - Feminino: 5 (12,5%)
- Idade:
 - Média (DP): 23.3 (9,06)
 - Mediana [min., máx.]: 20.5 [18.0,61.0]
- Peso:
 - Média (DP): 78.6 (15.2)
 - Mediana [min., máx.]: 78.0 [51.0, 120]
- Altura:
 - Média (DP): 1.77 (0.0784)
 - Mediana [min., máx.]: 1.78 [1.60, 2.00]
- Dirige:
 - Não: 15 (37.5%)
 - Sim: 25 (62.5%)
- Até 3 anos dirigindo: 22 (55%)
- 10 anos ou mais dirigindo: 3 (62.5%)
- Possui comorbidade?
 - Não: 33 (82.5%)
 - Sim: 7 (17.5%)

Ressalta-se que a população em estudo é composta, em sua maioria, de alunos hígidos da UTFPR e que o grupo caracterizado por possuir alguma comorbidade não apresentava condições de saúde que excluíssem o participante. Observou-se predomínio de casos do gênero masculino, com faixa etária média de 23,3 anos e com maioria dos indivíduos que dirigem (62,5%); destes, houve predomínio de indivíduos que dirigem há até 3 anos (55,5%). Em relação às comorbidades, a minoria (17,5%) possuía algum tipo de comorbidade investigada (doença cardiovascular, respiratória e metabólica, como hipertensão arterial sistêmica

e diabetes mellitus). Foram condensados os dados relacionados aos hábitos de direção dos participantes e seu histórico de doença para melhor avaliação estatística.

Tabela 3 - Distribuição da amostra, segundo variáveis demográficas – dezembro de 2023

Amostra		N = 40
Sexo		
F		5 (12.5%)
M		35 (87.5%)
Idade		
Média (DP)		23.3 (9.06)
Mediana [Min,Máx}		20.5 [18.0, 61.0]
Dirige		
N		15 (37.5%)
S		25 (62.5%)
Anos dirigindo		
0-3 anos		22 (55.0%)
10+		3 (7.5%)
Comorbidade		
N		33 (82.5%)
S		7 (17.5%)

Fonte: Autoria própria

Apresentam-se, a seguir, os dados coletados segundo avaliação médico-ortopédica realizada pelo pesquisador nos voluntários da pesquisa:

- Possui alguma condição de saúde?
 - Não: 23 (57.5%)
 - Sim: 17 (42.5%)
- Amplitude de movimento (ADM) do joelho medido em graus: 0-120: 2 (5.0%); 0-130: 19 (47.5%); 0-135: 8 (20%); 0-140: 7 (17.5%); 0-142: 1 (2.5%); 0-145: 1 (2.5%); 20-125: 1 (2.5%); 5-130: 1 (2.5%)
- Trofismo muscular de coxa bilateral (medida do ângulo poplíteo), medido em centímetros:
 - Média (DP): 44.6 (5.17)
 - Mediana [min., máx.]: 44.0 [36.0, 56.0]
- Alongamento dos músculos isquiotibiais bilateral, medidos em grau: 0/180: 3 (7.5%); 10/170: 9 (22.5%); 15/160: 1 (2.5%); 15/165: 4 (10.0%); 15/180: 1 (2.5%); 20/160: 7 (17.5%); 25/155: 2 (5.0%); 30/150: 4 (10.0%); 35-145: 2 (5.0%); 40/140: 5 (12.5%); 50/130: 1 (2.5%); 60/110: 1 (2.5%)

- Padrão de marcha normal: 40 (100%)
- Derrame articular ausente: 40 (100%)
- Sintomas mecânicos de instabilidade do joelho direito: 40 (100%)
- Padrão de marcha normal: 40 (100%)
- Derrame articular ausente: 40 (100%)
- Sintomas mecânicos de instabilidade do joelho direito: 40 (100%)

A maioria dos participantes apresentou amplitude de movimento do joelho bilateral dentro de uma faixa normal, 0°-145° (95%). A média do trofismo de coxa bilateral foi de 44.6 centímetros (cm) DP (5.17 cm). A grande maioria dos participantes apresentou um ângulo poplíteo entre 0° e 30° (77,5%) e apenas 3 participantes apresentaram ângulo poplíteo de 0°, o que representa um não encurtamento muscular dos isquiotibiais. O padrão de marcha, a presença de derrame articular e a presença de sintomas mecânicos de instabilidade do joelho direito não apresentaram alterações.

Tabela 4 - Perfil clínico ortopédico da amostra

Ampl. mov. Joelho	
0-120	2 (5.0%)
0-130	19 (47.5%)
0-135	8 (20.0%)
0-140	7 (17.5%)
0-142	1 (2.5%)
0-145	1 (2.5%)
20-125	1 (2.5%)
5-130	1 (2.5%)
Trof. musc. coxa bil. (cm)	
Média (DP)	44.6 (5.17)
Mediana [Min., Máx.]	44.0 [36.0, 56.0]
Along. musc. isquiot. bil. (medida do ângulo poplíteo bilateral em graus)	
0/180	3 (7.5%)
10/170	9 (22.5%)
15/160	1 (2.5%)
15/165	4 (10.0%)
15/180	1 (2.5%)
20/160	7 (17.5%)
25/155	2 (5.0%)
30/150	4 (10.0%)
35/145	2 (5.0%)
40/140	5 (12.5%)
50/130	1 (2.5%)
60/110	1 (2.5%)
Padrão de marcha	
Grupo 1	40 (100%)
Derrame articular	
Grupo 1	40 (100%)

Sint. mec. instab. joelho direito	
Grupo 1	40 (100%)

Fonte: Autoria própria

Os dados da amostra referentes à média e à mediana dos três testes realizados para tempo resposta motora à frenagem, tempo de contato do pé direito no pedal de freio e força aplicada no pedal de frenagem foram:

- Tempo médio da resposta motora de frenagem:
 - Média: 493 ms DP (115 ms)
 - Mediana: 464 ms (min. 345 ms e máx. 864 ms)
- Tempo médio de contato do pé direito no pedal de frenagem:
 - Média: 7170 ms DP (242 ms)
 - Mediana: 7130 ms (min. 6710 ms e máx. 7910 ms)
- Força média aplicada no pedal de frenagem:
 - Média: 31.9 kgf DP (9.86 kgf)
 - Mediana: 31.9 kgf (min. 12.1 kgf e máx. 52.4 kgf)

Os dados de média e mediana dos participantes calculados para tempo de resposta à frenagem, tempo de contato do pé direito no pedal de frenagem e força média aplicada no pedal de frenagem não apresentaram significância estatística para gênero, portador ou não portador de Carteira Nacional de Habilitação (CNH) e tempo de direção.

Tabela 5 - Resultados dos testes

Tempo de resp. 1	
Média (DP)	516 (153)
Mediana [Min., Máx.]	470 [325, 989]
Tempo de resp. 2	
Média (DP)	490 (127)
Mediana [Min., Máx.]	458 [307, 916]
Tempo de resp. 3	
Média (DP)	472 (122)
Mediana [Min., Máx.]	446 [335, 921]
Tempo de resp. médio	
Média (DP)	493 (115)
Mediana [Min., Máx.]	464 [345, 864]
Tempo de contato 1	
Média (DP)	7180 (316)
Mediana [Min., Máx.]	7060 [6760, 8060]
Tempo de contato 2	
Média (DP)	7100 (293)
Mediana [Min., Máx.]	7050 [6450, 8020]
Tempo de contato 3	

Média (DP)	7240 (400)
Mediana [Min., Máx.]	7160 [6510, 8600]
Tempo de contato médio	
Média (DP)	7170 (242)
Mediana [Min., Máx.]	7130 [6710, 7910]
Força média aplicada 1	
Média (DP)	395 (130)
Mediana [Min., Máx.]	394 [138, 741]
Força média aplicada 2	
Média (DP)	388 (121)
Mediana [Min., Máx.]	366 [151, 613]
Força média aplicada 3	
Média (DP)	396 (126)
Mediana [Min., Máx.]	377 [159, 680]
Força média aplicada 1 (KGF)	
Média (DP)	32.0 (10.6)
Mediana [Min., Máx.]	31.9 [11.2, 60.1]
Força média aplicada 2 (KGF)	
Média (DP)	31.4 (9.85)
Mediana [Min., Máx.]	29.6 [12.2, 49.7]
Força média aplicada 3 (KGF)	
Média (DP)	32.1 (10.2)
Mediana [Min., Máx.]	30.5 [12.9, 55.1]
Força média aplicada	
Média (DP)	31.9 (9.86)
Mediana [Min., Máx.]	31.9 [12.1, 52.4]

Fonte: Autoria própria

O perfil epidemiológico do motorista coletado na amostra demonstrou um maior número de participantes que dirigem embora não com tamanha frequência e regularidade. Os seguintes dados dos hábitos de dirigir dos participantes do estudo foram encontrados:

- Dirige veículo automotivo:
 - Não: 15 (37.5%)
 - Sim: 25 (62.5%)
- Possui CNH:
 - Não: 15 (37.5%)
 - Sim: 25 (62.5%)
- Tipo de CNH:
 - AB: 8 (20%)
 - B: 17 (42.5%)

Verifica-se pouca variação dos resultados pesquisados entre os participantes com relação ao fato de possuírem CNH (n = 25) e não possuírem (15) e a média da amostra do estudo, quando avaliados o tempo de resposta motora à frenagem, tempo

médio de contato do pé direito no pedal de frenagem e a força aplicada no pedal de freio.

Tabela 6 - CNH

	N	S	Valor P
	(N = 15)	(N = 25)	
Força média aplicada 1 (KGF)			
Média (DP)	30.3 (10.3)	33.0 (10.8)	0.439
Mediana [Min., Máx.]	35.8 [11.2, 43.5]	30.5 [15.2, 60.1]	
Força média aplicada 2 (KGF)			
Média (DP)	30.5 (9.96)	32.0 (9.94)	0.639
Mediana [Min., Máx.]	29.4 [12.2, 48.7]	29.8 [16.7, 49.7]	
Força média aplicada 3 (KGF)			
Média (DP)	31.9 (11.2)	32.2 (9.82)	0.92
Mediana [Min., Máx.]	31.9 [12.9, 55.1]	30.1 [15.3, 49.9]	
Força média aplicada			
Média (DP)	30.9 (10.1)	32.4 (9.86)	0.644
Mediana [Min., Máx.]	32.7 [12.1, 49.1]	31.5 [16.0, 52.4]	
Temp. de resp. 1			
Média (DP)	521 (146)	513 (160)	0.876
Mediana [Min., Máx.]	477 [394, 989]	469 [325, 973]	
Temp. de resp. 2			
Média (DP)	528 (138)	467 (116)	0.16
Mediana [Min., Máx.]	484 [385, 916]	441 [307, 847]	
Temp. de resp. 3			
Média (DP)	490 (124)	461 (122)	0.48
Mediana [Min., Máx.]	457 [337, 835]	438 [335, 921]	
Temp. de resp. médio			
Média (DP)	513 (103)	480 (122)	0.371
Mediana [Min., Máx.]	502 [380, 683]	462 [345, 864]	
Tempo de contato 1			
Média (DP)	7270 (398)	7120 (249)	0.216
Mediana [Min., Máx.]	7030 [6810, 8060]	7070 [6760, 7780]	
Tempo de contato 2			
Média (DP)	6960 (195)	7190 (310)	0.005
Mediana [Min., Máx.]	6950 [6450, 7380]	7110 [6860, 8020]	
Tempo de contato 3			
Média (DP)	7200 (439)	7270 (382)	0.599
Mediana [Min., Máx.]	7150 [6510, 8590]	7250 [6820, 8600]	
Tempo de contato médio			
Média (DP)	7140 (283)	7190 (217)	0.528
Mediana [Min., Máx.]	7050 [6710, 7910]	7140 [6830, 7690]	

Fonte: Autoria própria

O perfil epidemiológico dos hábitos de direção veicular da amostra (perfil do motorista) foi:

- Tempo que dirige:
 - 0-3 anos: 22 (55%)
 - 10 anos ou mais: 3 (7,5%)
- Frequência de uso do veículo:

- Até 4 dias/mês: 12 (30%)
- Entre 5 e 15 dias/mês: 6 (15%)
- Mais de 15 dias/mês: 7 (17.5%)
- Tempo médio de uso do veículo no dia:
 - Menos de 1h/dia: 3 (7,5%)
 - Entre 1 e 2h/dia: 13 (32.5%)

Observa-se que a força média aplicada no pedal de frenagem pelos motoristas pouco experientes (que dirigem há menos de 3 anos) é de 32.8 kgf DP (9.88) e pelos motoristas experientes (que dirigem há mais de 10 anos) é 29.1 kgf DP (9.38), portanto houve uma variação pequena da força quando comparada à média da amostra: 31.9 kgf DP (9.86). Quando se compara o tempo de resposta motora de frenagem nos motoristas mais experientes (média 599 ms e DP 115 ms) com o dos não experientes (que dirigem há até 3 anos) (464 ms e DP 116 ms) e o tempo médio de resposta motora à frenagem da amostra (493 ms e DP 115 ms), verifica-se um tempo de resposta motora maior nos motoristas mais experientes, ou seja, motoristas mais experientes tendem a “demorar mais” para realizar o movimento de frenagem. Quando se analisa o tempo de contato do pé direito no pedal de freio, é possível ver que motoristas menos experientes sustentaram a FF no pedal de freio (7220 ms e DP 218 ms) por um período pouco maior comparado aos mais experientes e à amostra, respectivamente, 7010 ms (DP 92.8 ms) e 7170 ms (DP 242 ms).

Tabela 7 - Anos dirigindo

	0-3 anos	10+	Valor P
	(N = 22)	(N = 3)	
Força média aplicada 1 (KGF)			
Média (DP)	33.3 (11.1)	31.2 (9.23)	0.744
Mediana [Min., Máx.]	30.0 [15.2, 60.1]	33.3 [21.1, 39.2]	
Força média aplicada 2 (KGF)			
Média (DP)	32.6 (9.88)	27.8 (11.4)	0.552
Mediana [Min., Máx.]	30.4 [16.7, 49.7]	25.8 [17.6, 40.1]	
Força média aplicada 3 (KGF)			
Média (DP)	32.8 (10.1)	28.4 (7.84)	0.443
Mediana [Min., Máx.]	30.5 [15.3, 49.9]	27.7 [20.8, 36.5]	
Força média aplicada			
Média (DP)	32.9 (10.1)	29.1 (9.38)	0.57
Mediana [Min., Máx.]	31.9 [16.0, 52.4]	28.9 [19.8, 38.6]	
Temp. de resp. 1			
Média (DP)	500 (162)	612 (126)	0.259
Mediana [Min., Máx.]	462 [325, 973]	650 [471, 715]	
Temp. de resp. 2			
Média (DP)	444 (84.8)	635 (196)	0.231
Mediana [Min., Máx.]	438 [307, 699]	595 [462, 847]	

	0-3 anos	10+	Valor P
Temp. de resp. 3			
Média (DP)	449 (124)	551 (57.0)	0.0582
Mediana [Min., Máx.]	415 [335, 921]	551 [494, 608]	
Temp. de resp. médio			
Média (DP)	464 (116)	599 (115)	0.168
Mediana [Min., Máx.]	445 [345, 864]	618 [476, 704]	
Tempo de contato 1			
Média (DP)	7130 (261)	7050 (152)	0.507
Mediana [Min., Máx.]	7070 [6760, 7780]	7040 [6910, 7220]	
Tempo de contato 2			
Média (DP)	7220 (320)	7000 (116)	0.0565
Mediana [Min., Máx.]	7150 [6860, 8020]	7040 [6870, 7100]	
Tempo de contato 3			
Média (DP)	7310 (390)	6980 (113)	0.0102
Mediana [Min., Máx.]	7260 [6820, 8600]	6950 [6890, 7110]	
Tempo de contato médio			
Média (DP)	7220 (218)	7010 (92.8)	0.0283
Mediana [Min., Máx.]	7170 [6830, 7690]	6970 [6950, 7120]	

Fonte: Autoria própria

Na análise do perfil da amostra em relação às características do motorista, foram obtidos os seguintes resultados: os participantes portadores de CNH foram semelhantes aos que dirigem, embora os hábitos de dirigir deles fossem diferentes em temporalidade e esse fato não influenciou um melhor tempo de resposta à frenagem nem uma maior força de frenagem; os números do tempo de resposta médio ao movimento de frenagem, medidos em milissegundos, foram inferiores para o grupo portador de CNH, ou seja, motoristas habilitados realizam um movimento de frenagem de emergência mais rápido que motoristas não habilitados, embora a diferença demonstrada seja pequena neste estudo (média de 513 ms para não portadores de CNH e 480 ms para portadores de CNH).

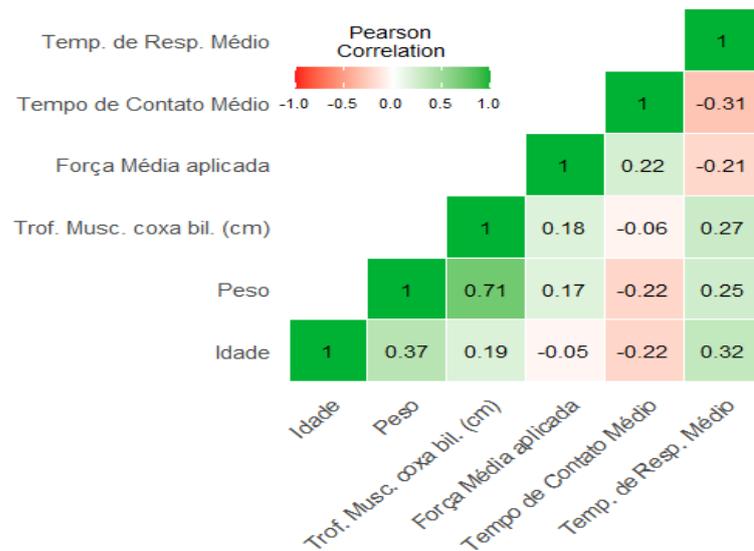
Ao avaliar o tempo de resposta à frenagem médio dos motoristas habituais com experiência na condução de veículos menor que 3 anos, observa-se um valor menor (média de 464 ms), quando comparados aos motoristas habituais, com 10 anos ou mais de experiência (média de 599 ms), revelando o fato de que, neste estudo, motoristas habituais com maior experiência temporal em dirigir não possuem maior habilidade na frenagem que motoristas menos experientes.

A força média aplicada ao pedal de frenagem durante a realização da frenagem de emergência foi diferente para portadores ou não portadores de CNH (média de 32,4 e de 30,9, respectivamente) com diferença também para tempo de contato médio do pé direito no pedal de freio por motoristas mais experientes, que pisavam menos tempo no pedal de frenagem (média de 7220 ms para motoristas com

até 3 anos de experiência e média de 7010 ms para motoristas com 10 anos ou mais de experiência na condução de veículos).

Ao interpretar o diagrama de Pearson, é possível observar que as correlações não foram significativas entre as diferentes grandezas, mas observa-se que há uma correlação, mesmo que pequena, a ser avaliada. Verifica-se uma correlação positiva pequena relevante entre trofismo muscular de coxa e tempo médio de resposta à frenagem; esperava-se verificar que o participante com maior massa muscular pudesse estar mais apto a realizar o movimento de frenagem. Assim, observa-se também uma correlação negativa entre o tempo de contato médio no pedal de freio com o trofismo muscular da coxa, uma vez que a musculatura do quadríceps se mostra como principal grupo de músculos a realizar o gestual de frenagem emergencial.

Figura 34 - Diagrama de Pearson



Fonte: Autoria própria

Os demais quesitos avaliados pelo médico pesquisador durante a avaliação ortopédica não tiveram diferença estatística. Foram eles: padrão de marcha, derrame articular e sintomas mecânicos de instabilidade do joelho direito. Isso reafirma o padrão homogêneo da amostra hígida estudada.

Ressalta-se que os resultados quantitativos obtidos no estudo aqui apresentado partem dos três testes motores do participante no simulador veicular, conforme já explicado, e que os valores serão apresentados a seguir.

O fato de o voluntário dirigir ou não e o fato de apresentar ou não CNH não apresentaram mudanças no padrão de resposta motora à frenagem, embora os participantes que dirigiam há mais de 10 anos apresentem menor tempo médio de contato do pé direito no pedal no freio.

Observa-se a distribuição da amostra, segundo as variáveis quantitativas de tempos de resposta à frenagem, tempo de contato no pedal de frenagem e força aplicada no pedal de frenagem envolvidas no gestual de frenagem.

A variação grande da consistência observada na literatura e no estudo aqui apresentado para o tempo de resposta motora se ampara no fato de os vieses para analisar a resposta sensitivo-motora serem inúmeros e de difícil controle. Isso leva os estudos a adotarem um padrão de tempo de resposta como referência, e não um número absoluto. Observa-se que a realização do teste por uma ou várias vezes não muda o resultado final do avaliado, ou seja, pode-se realizar o teste uma única vez com resultado fiel a se repetir, a considerar força média aplicada e tempo de contato.

A análise dos coeficientes de consistência entre as etapas 1, 2 e 3 não demonstrou importante variação entre as medidas das etapas do teste, sendo o tempo de resposta o que apresentou maior variação, demonstrando o padrão observado na literatura.

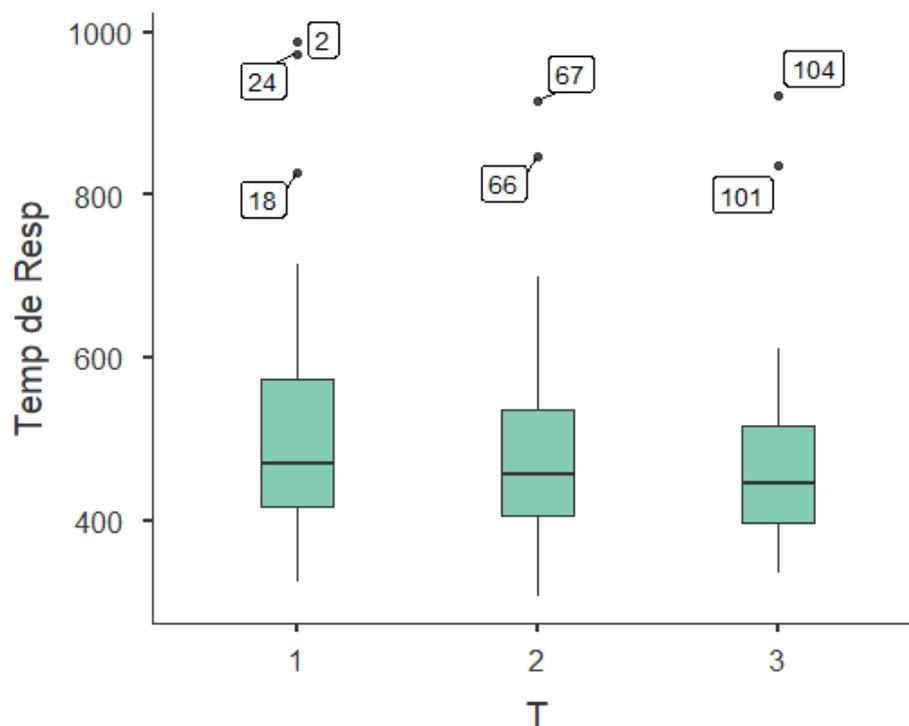
Tabela 8 - Coeficientes de consistência entre as etapas 1, 2 e 3

	Consistência Média	Coeficiente de Variação
Força Média Aplicada	96%	10%
Tempo de Contato	95%	4%
Tempo de Resposta	81%	17%

Fonte: Autoria própria

Na visão estatística dos diagramas de caixas, verifica-se pouca alteração da mediana analisada entre o avaliado nas três etapas realizadas dos testes, com exceção do primeiro teste de frenagem realizado, em que a variação do resultado entre os participantes foi grande, talvez pelo fato de o participante não estar familiarizado com o simulador e o teste. Ressaltam-se os “pontos fora da curva”, representando a diferença de resposta em uma amostra hígida e a divergência na precisão temporal da resposta sensitivo-motora para realizar a frenagem veicular.

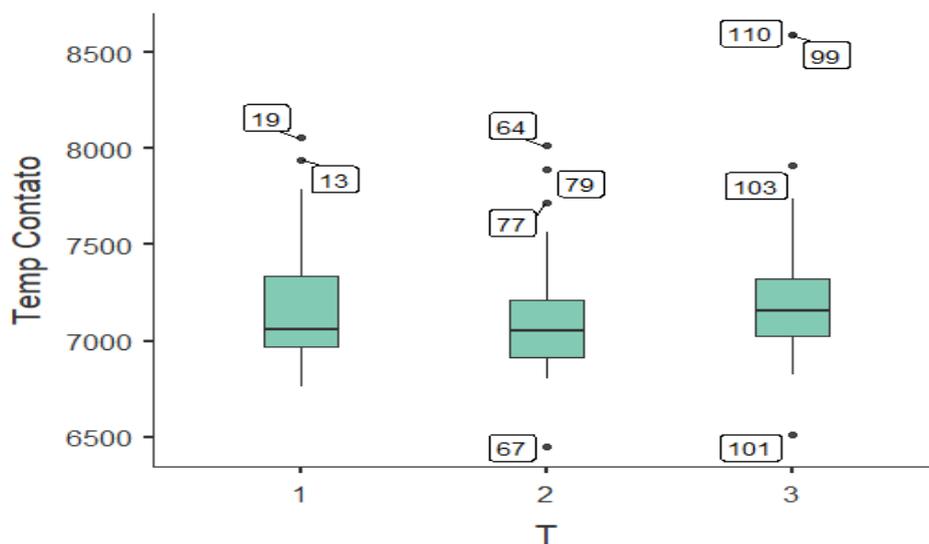
Figura 35 - Tempo de resposta



Fonte: Autoria própria

Quando se avalia a relação do tempo de contato do pé no pedal de frenagem, verifica-se uma importante divergência, não só da mediana, mas também de vários pontos fora da curva para manutenção do contato do pé no pedal de frenagem de maneira efetiva, demonstrando que alguns dos participantes não realizaram o gestual de frenagem de maneira uniforme nos três testes realizados. Essas variações não se comportam de maneira uniforme também, embora os testes tenham apresentado uma consistência média de 95%. Por exemplo: o primeiro teste realizado pelo voluntário 32 foi semelhante ao primeiro teste do voluntário 4.

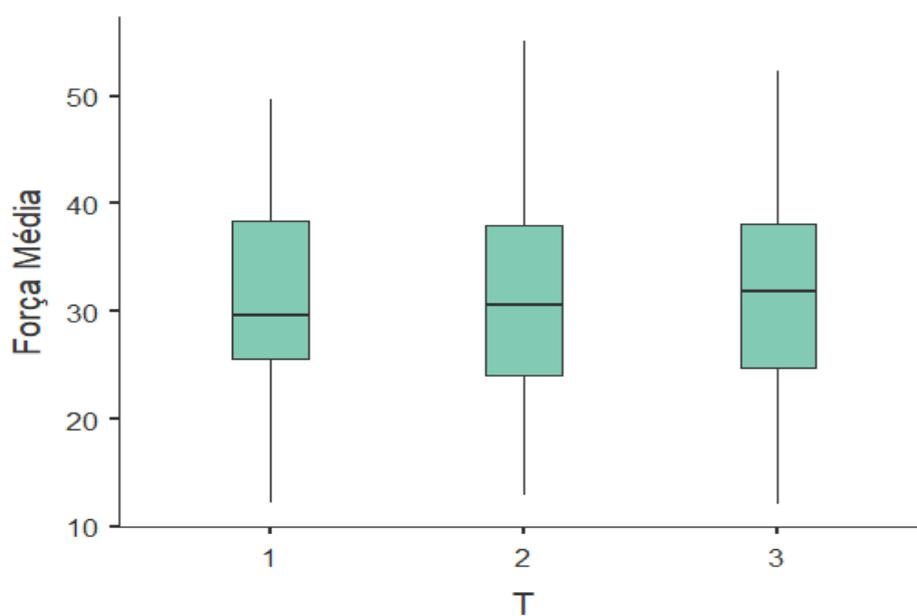
Figura 36 - Tempo de contato do pé no pedal de frenagem



Fonte: Autoria própria

Analisando a relação da força exercida no pedal de frenagem com o tempo, conclui-se que há pouca variação na mediana e uma uniformidade importante da força exercida no pedal, demonstrando uma uniformidade dos participantes.

Figura 37 - Força exercida no pedal de frenagem



Fonte: Autoria própria

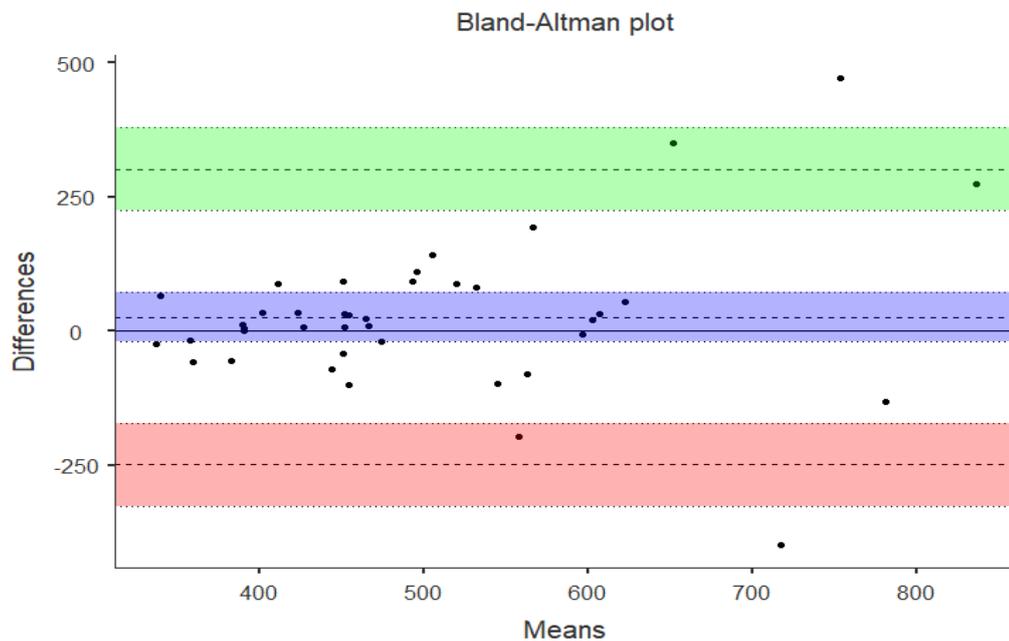
A análise gráfica estatística de Bland-Altman demonstrou uma forte confiabilidade e concordância entre as três etapas de testes relacionados ao tempo de resposta motora de frenagem. A linha de dispersão maior nessas relações ocorreu entre o segundo e o terceiro teste, mas mesmo assim as relações nos testes de resposta motora mostraram um alto grau de concordância e confiabilidade da amostra.

Tabela 9 - Tempo de resposta 1 vs. 2

	Estimativa	95% Intervalo de confiança	
		Mais baixo	Mais alto
Viés (n = 40)	26.4	-18.5	71.3
Limite inferior de concordância	-248.9	-326.3	-171.5
Limite de concordância superior	301.6	224.2	379.0

Fonte: Autoria própria

Figura 38 - Tempo de resposta 1 vs. 2

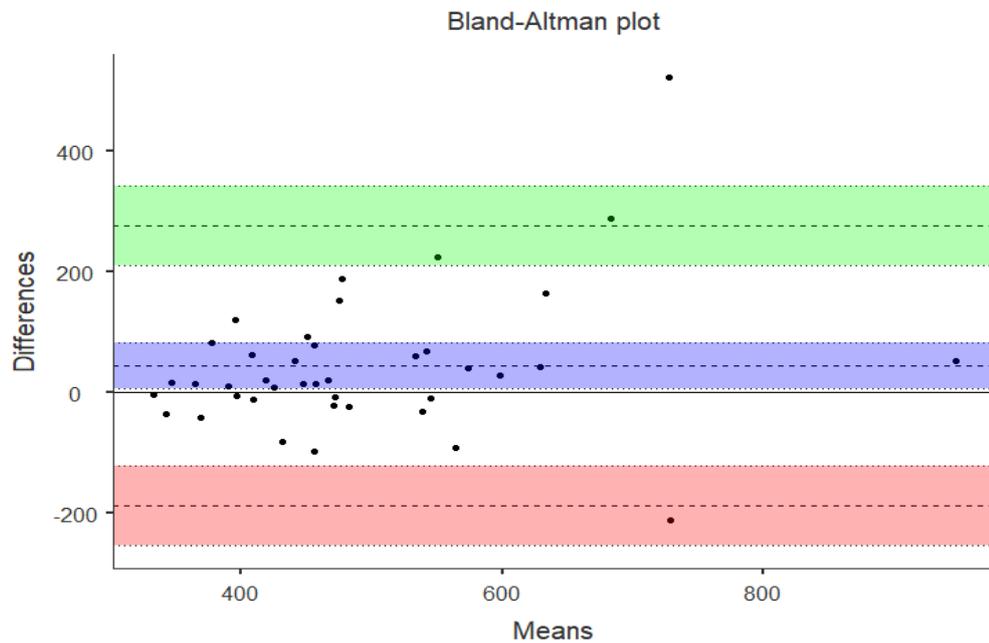


Fonte: Autoria própria

Tabela 10 - Tempo de resposta 1 vs. 3

	Estimativa	95% Intervalo de confiança	
		Mais baixo	Mais alto
Viés (n = 40)	44.3	6.34	82.2
Limite inferior de concordância	-188.1	-253.41	-122.7
Limite de concordância superior	276.6	211.24	341.9

Fonte: Autoria própria

Figura 39 - Tempo de resposta 1 vs. 3

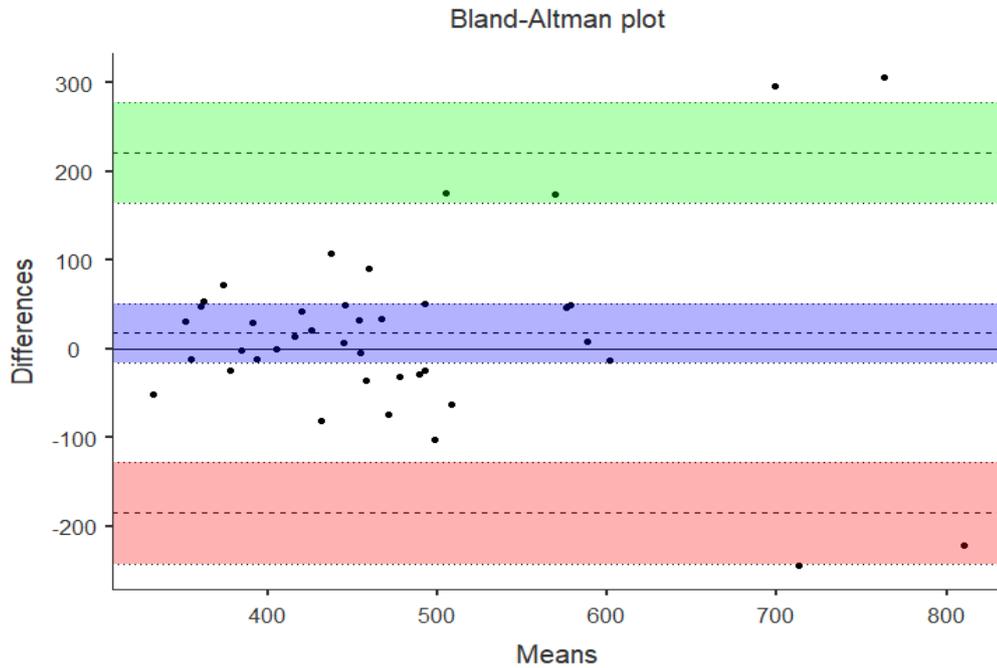
Fonte: Autoria própria

Tabela 11 - Tempo de resposta 2 vs. 3

	Estimativa	95% Intervalo de confiança	
		Mais baixo	Mais alto
Viés (n = 40)	17.9	-15.3	51.0
Limite inferior de concordância	-185.2	-242.3	-128.1
Limite de concordância superior	221.0	163.8	278.1

Fonte: Autoria própria

Figura 40 - Tempo de resposta 2 vs. 3



Fonte: Autoria própria

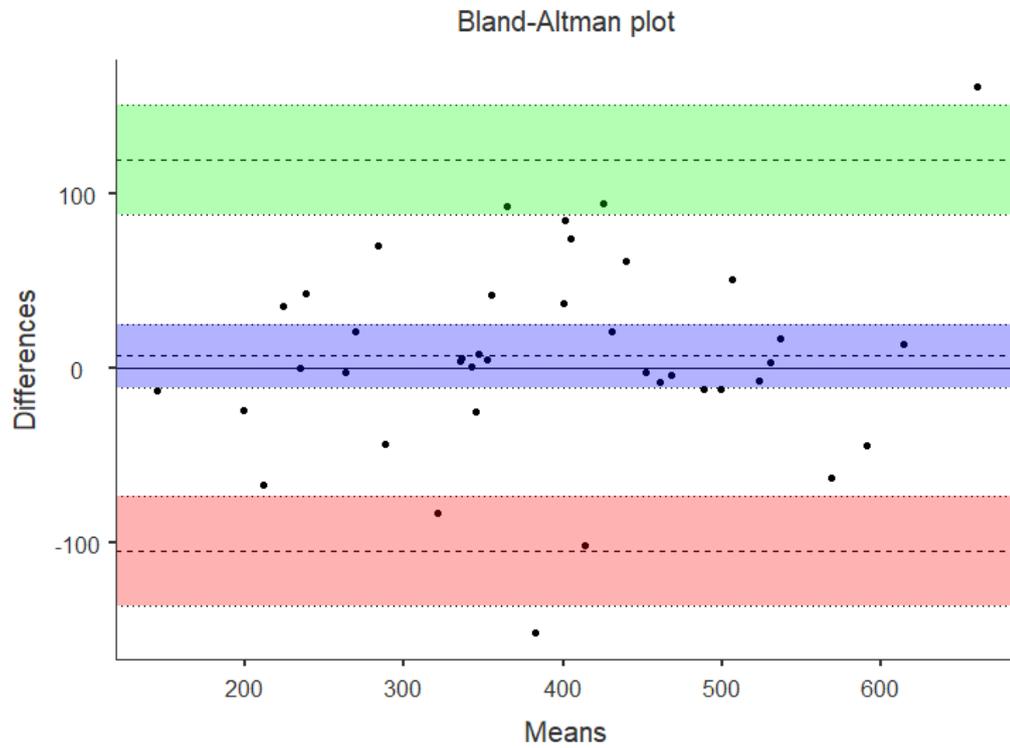
Observa-se um grau de confiabilidade e concordância menor, mas ainda importante, ao verificar os resultados da força média exercida no pedal de frenagem com o pé direito pelo participante, com uma linha de dispersão maior entre os testes, principalmente no gráfico do comparativo entre o primeiro e o terceiro teste. As três relações aqui apresentadas têm uma maior dispersão dos resultados.

Tabela 12 - Força média aplicada 1 vs. 2

	Estimativa	95% Intervalo de confiança	
		Mais baixo	Mais alto
Viés (n = 40)	7.15	-11.1	25.4
Limite inferior de concordância	-104.70	-136.2	-73.2
Limite de concordância superior	119.00	87.5	150.5

Fonte: Autoria própria

Figura 41 - Força média aplicada 1 vs. 2



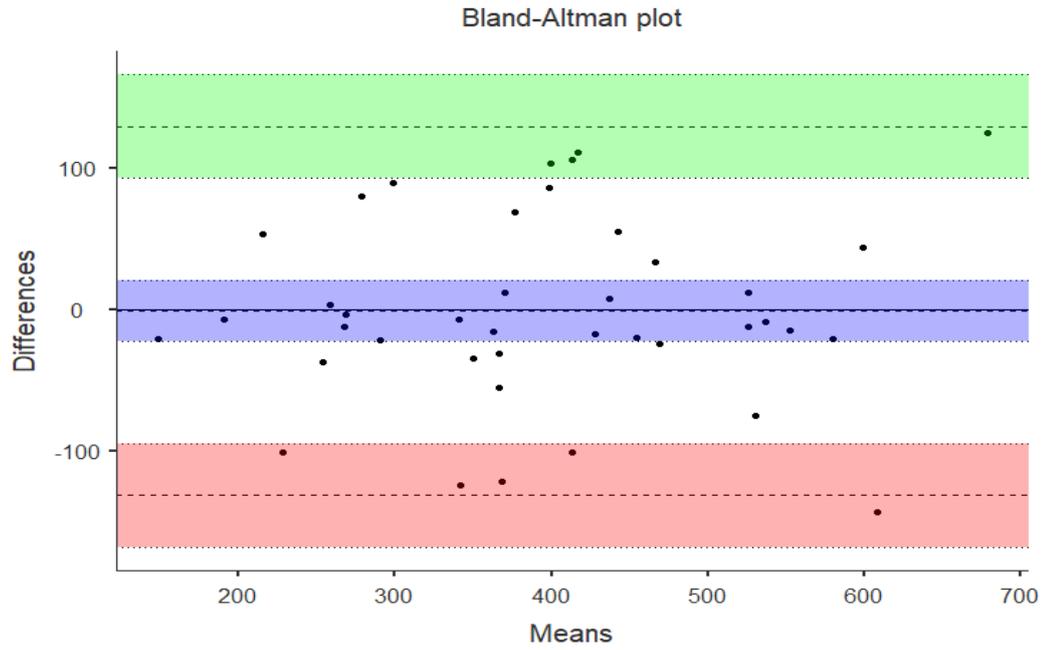
Fonte: Autoria própria

Tabela 13 - Força média aplicada 1 vs. 3

	Estimativa	95% Intervalo de confiança	
		Mais baixo	Mais alto
Viés (n = 40)	-1.05	-22.3	20.2
Limite inferior de concordância	-131.35	-168.0	-94.7
Limite de concordância superior	129.25	92.6	165.9

Fonte: Autoria própria

Figura 42 - Força média aplicada 1 vs. 3

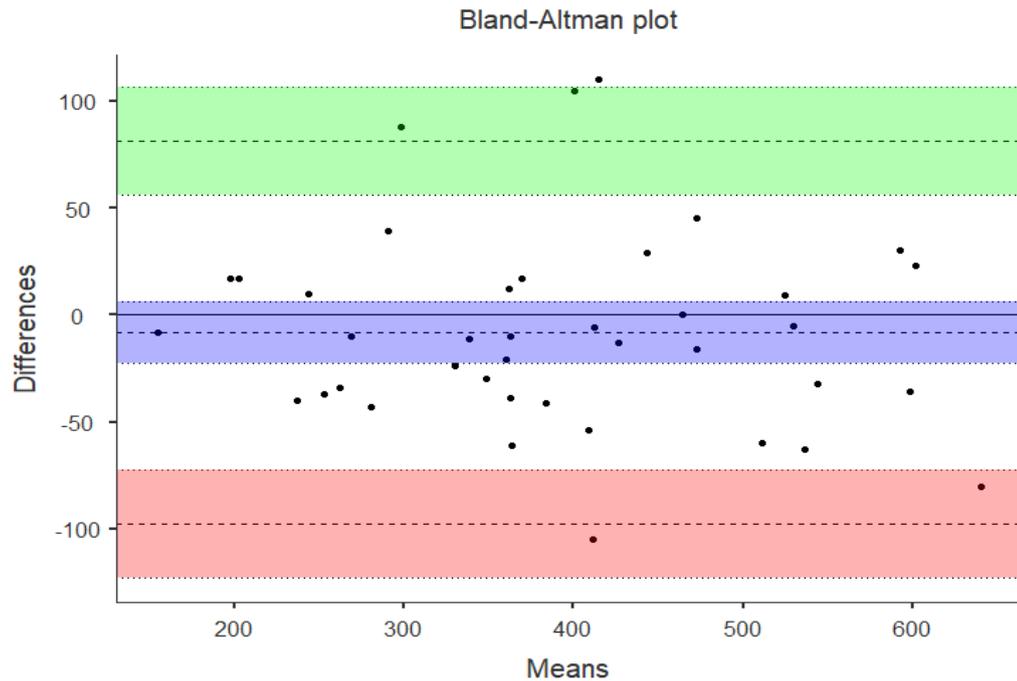


Fonte: Autoria própria

Tabela 14 - Força média aplicada 2 vs. 3

	Estimativa	95% Intervalo de confiança	
		Mais baixo	Mais alto
Viés (n = 40)	-8.20	-22.8	6.38
Limite inferior de concordância	-97.58	-122.7	-72.45
Limite de concordância superior	81.18	56.0	106.31

Fonte: Autoria própria

Figura 43 - Força média aplicada 2 vs. 3

Fonte: Autoria própria

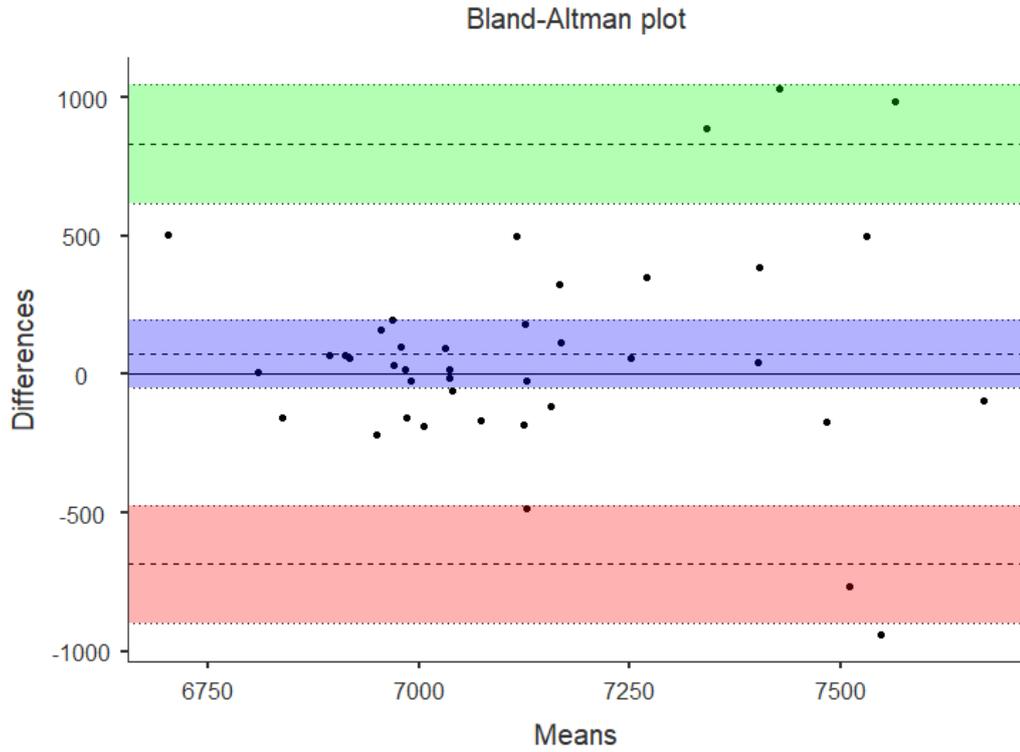
A análise dos tempos de contato do pé direito no pedal de frenagem mostrou um grau de confiabilidade e concordância alto, com uma linha de dispersão muito semelhante entre os três testes realizados, em que os resultados são mais uniformes na relação do segundo e terceiro teste realizado por cada participante.

Tabela 15 - Tempo de contato 1 vs. 2

	Estimativa	95% Intervalo de confiança	
		Mais baixo	Mais alto
Viés (n = 40)	73.2	-50.6	197
Limite inferior de concordância	-685.5	-898.8	-472
Limite de concordância superior	831.9	618.6	1045

Fonte: Autoria própria

Figura 44 - Tempo de contato 1 vs. 2



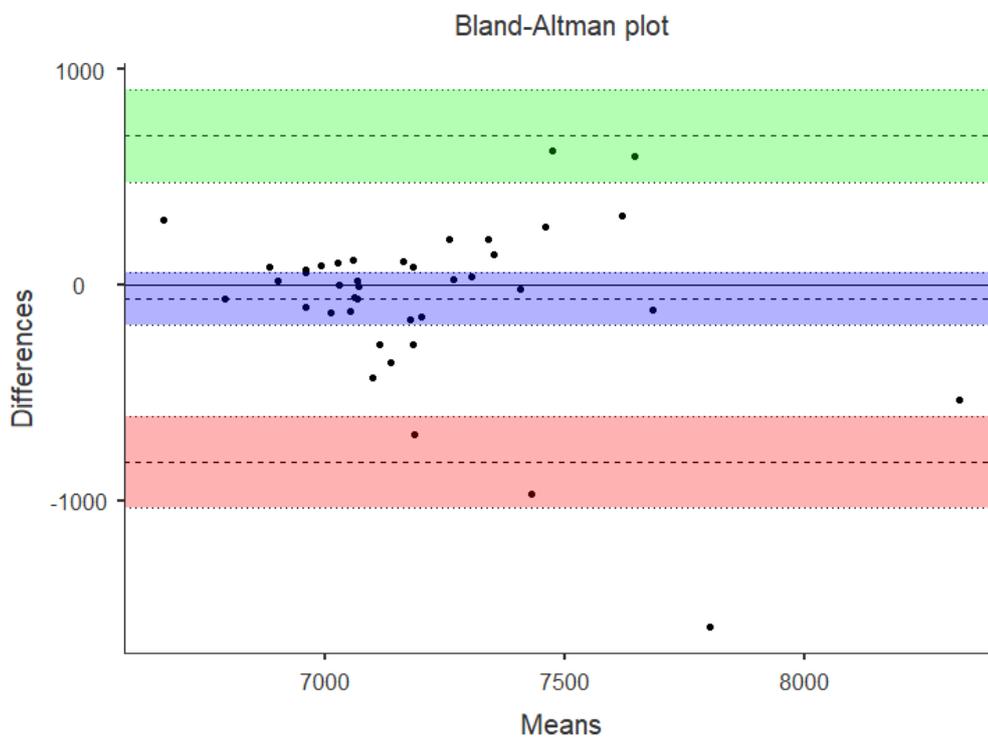
Fonte: Autoria própria

Tabela 16 - Tempo de contato 1 vs. 3

	Estimativa	95% Intervalo de confiança	
		Mais baixo	Mais alto
Viés (n = 40)	-65.7	-189	57.9
Limite inferior de concordância	-822.9	-1036	-609.9
Limite de concordância superior	691.6	479	904.5

Fonte: Autoria própria

Figura 45 - Tempo de contato 1 vs. 3



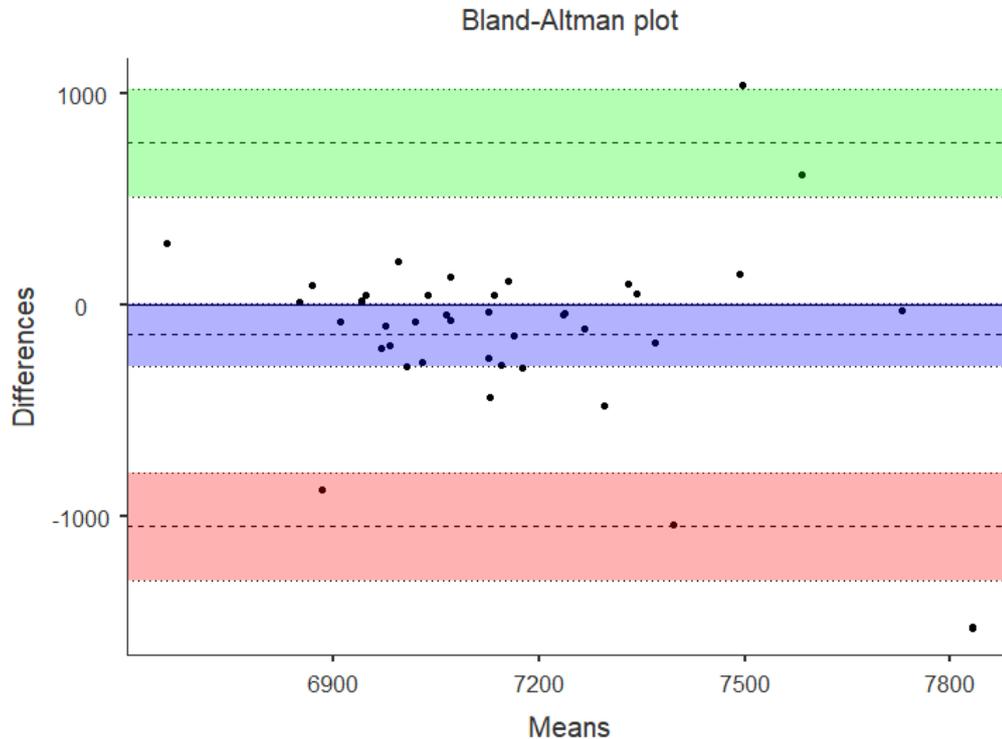
Fonte: Autoria própria

Tabela 17 - Tempo de contato 2 vs. 3

	Estimativa	95% Intervalo de confiança	
		Mais baixo	Mais alto
Viés (n = 40)	-139	-287	8.95
Limite inferior de concordância	-1045	-1300	-790.07
Limite de concordância superior	767	512	1021.83

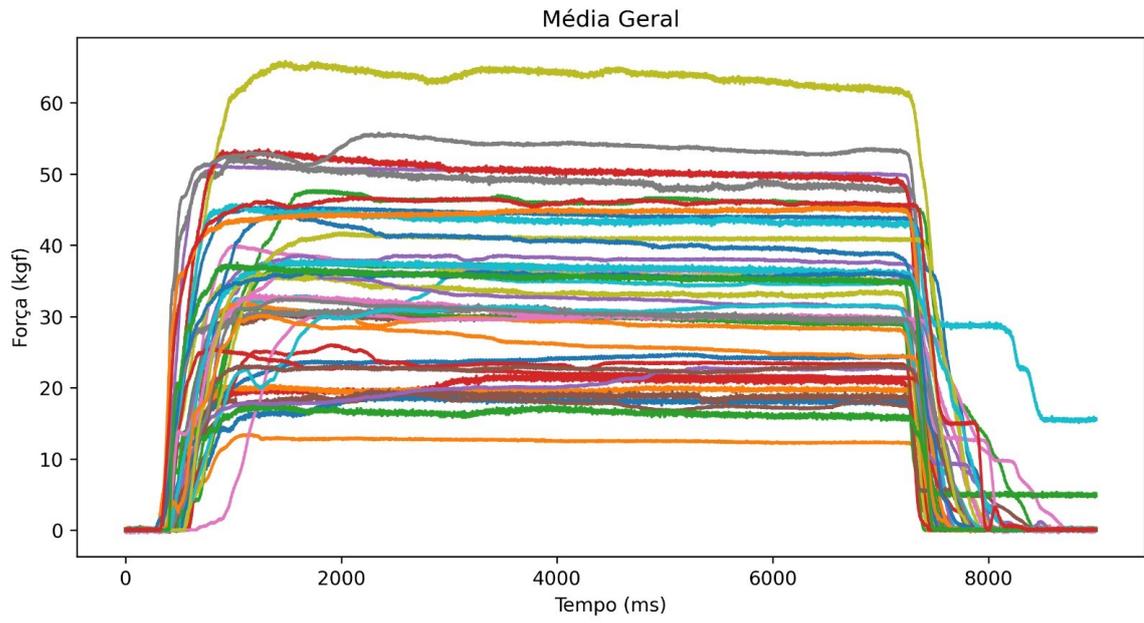
Fonte: Autoria própria

Figura 46 - Tempo de contato 2 vs. 3



Fonte: Autoria própria

O gráfico da relação da força média aplicada pelo pé direito no pedal de frenagem com o tempo médio de resposta à frenagem é representado, no gráfico a seguir, por 40 linhas produzidas pela média dos três testes realizados por cada participante. Observa-se uma maior variação entre os participantes da força inicial aplicada sobre o pedal de frenagem e um crescimento das curvas em uma obliquidade curta, não variando a média e a mediana de cada participante, respectivamente 31.9 kgf DP (9.86) e 31.9 kgf (min. 12.1 e máx. 52.4) de força aplicada no pedal de frenagem. O grupo feminino apresentou um maior tempo médio de resposta motora à frenagem que o masculino, respectivamente 626 ms (169 ms) e 474 ms (93.8 ms) DP 0.114, sendo o tempo médio de resposta motora à frenagem de todos os participantes 493 ms DP (115). Novamente o grupo feminino apresentou maior média comparativa do tempo médio de frenagem de todos os participantes. O tempo médio de contato do pé direito no pedal de frenagem de toda a amostra foi variável na força inicial aplicada, mas com tempo médio de manutenção da força no pedal de freio de 7170 ms DP (242 ms) e com um queda brusca em todos os testes, após 7000 ms, que representa o apagar da luz vermelha do teste e a retirada do pé direito do pedal de frenagem e retorno ao pedal do acelerador para fim do teste.

Figura 47 - Força média aplicada pelo pé direito**Fonte: Autoria própria**

5 DISCUSSÃO

O objetivo, ao avaliar e realizar a quantificação do tempo de resposta à frenagem de emergência, é determinar a capacidade dos indivíduos participantes do estudo de reagirem a uma situação de emergência ao volante, medindo especificamente o tempo de reação necessário para transferir o pé do pedal do acelerador para o pedal do freio e aplicar uma força suficiente para parar o veículo.

A literatura mostra estudos em que a avaliação pós-operatória ocorre dentro do próprio grupo estudado, isentando a maioria das avaliações de um grupo de controle hígido com critérios clínicos definidos e hábitos dos motoristas avaliados. Acrescenta-se, ainda, que na atualidade é considerada uma faixa padrão para o tempo médio de resposta à frenagem entre 300 ms e 1200 ms, com média de 700 ms a considerar o país em questão e sua legislação de trânsito. Além disso, o Departamento de Transportes do Reino Unido utiliza um tempo de reação de 700 ms para calcular a distância segura de frenagem, enquanto o Royal Automobile Club de Victoria, na Austrália, usa 750 ms (Victoria [...], 1996). Por outro lado, na Alemanha, a Comissão Alemã de Tempos de Reação recomendou que os motoristas reagissem em até 1500 ms (1,5 s) para situações de frenagem de emergência. Esse tempo é considerado um padrão para garantir a segurança nas estradas.

Na sequência discutem-se, comparativamente a esta pesquisa, estudos publicados na literatura atual, nos quais a semelhança sociodemográfica dos grupos de controle, a metodologia de avaliação com simuladores automotivos veiculares e as possíveis avaliações médicas foram realizados diminuindo a probabilidade de vieses. Nos simuladores, foram avaliados tempo médio de resposta motora à frenagem e força média aplicada ao pedal de frenagem.

Dammerer *et al.* (2015b), em seu estudo para avaliar os efeitos das imobilizações tipo tornozeleiras na habilidade motora de frenagem, avaliaram um grupo de controle de indivíduos jovens hígidos com total de 70 participantes (35 homens e 35 mulheres) com idade média de 31,1 anos e experiência em direção veicular média de 12,6 anos, utilizando simulador veicular em que o tempo de resposta motora médio à frenagem foi de 558,2 ms, não avaliando a força motora média no pedal de frenagem. O estudo mostrou tempo de resposta motora médio a frenagem de 493 ms com questionário dos hábitos de direção veicular do participante e idade da amostra de controle semelhantes.

Hofmann *et al.* (2015) também usando simulador veicular, apresentaram uma maior semelhança ainda dos participantes do grupo de controle comparado ao presente estudo. O grupo de controle era composto de 30 pacientes hígidos (15 homens e 15 mulheres) com idade média de 23 anos (variando de 19 a 30 anos), hábitos de direção veicular com média de 6 anos de experiência na condução de veículos e portadores de carteira de habilitação de motorista, não sendo avaliados clinicamente os participantes. Ao avaliar o tempo de resposta médio à frenagem, verificou-se um valor inferior ao apresentado no estudo aqui em discussão (181 ms), pois a metodologia de medida proposta realizava a medição do reflexo motor e não o tempo de resposta motora, como no presente estudo. A força média aplicada no pedal de frenagem foi de 30,6 kgf, valor próximo ao encontrado no presente estudo, que foi de 31,9 kgf. No estudo de Hofmann *et al.* (2015) o perfil sociodemográfico da amostra e a metodologia de uso do simulador veicular são muito semelhantes ao presente estudo.

Macleod *et al.* (2013) realizaram uma revisão da literatura e, nesse texto, verificaram que a média do tempo de resposta à frenagem (TRF) dos participantes hígidos foi de 500 ms a 1500 ms, mas que na maioria dos estudos apresentados na literatura critérios como força média aplicada no pedal de frenagem com o pé direito, perfil e hábitos de direção e avaliação clínica ortopédica não foram relatados como no presente estudo, promovendo, assim, um maior viés desses critérios de avaliação das amostras hígidas. A força média aplicada no pedal de frenagem avaliada nos estudos era normativa, estabelecida entre 10.1 kgf e 20.3 kgf, divergindo do presente estudo, no qual a força média aplicada não era pré-estipulada nem limitada, apenas quantificada. As avaliações clínicas dos estudos apresentados na revisão limitavam-se a avaliações físicas simples, como “capacidade do participante de suportar peso corporal” e “capacidade de deambular ou saltar”, não havendo uma avaliação clínica ortopédica dos participantes como a realizada no estudo aqui apresentado, onde foram avaliados critérios clínicos ortopédicos como: amplitude de movimento articular do joelho, padrão de marcha, medida do ângulo poplíteo (encurtamento muscular de isquiotibiais), trofismo muscular da coxa e sintomas mecânicos de instabilidade articular.

O estudo proposto por Hau *et al.* (2000) avaliou uma amostra de 25 participantes hígidos no grupo de controle, divididos em 17 mulheres e 8 homens com idade média de 33,6 anos, para compará-los aos pacientes submetidos a artroscopia

do joelho direito. Foram avaliados tempo médio de resposta motora à frenagem e força média aplicada no freio, que deveria estar entre 10.1 kgf e 20.3 kgf. O resultado do tempo médio de resposta motora à frenagem foi de 634 ms, que é menor comparado aos 493 ms do presente estudo. Ressalta-se que critérios clínicos e hábitos de direção dos motoristas não foram avaliados, gerando um possível viés de comparação, mesmo assim o tempo de resposta motora à frenagem está próximo.

Spalding *et al.* (1994), ao avaliarem pacientes em pós-operatório de artroplastia total primária de joelho, utilizaram um grupo de controle de 20 participantes, sendo 14 motoristas habituais com experiência na condução de veículos e 6 não motoristas, todos sem osteoartrose dos joelhos, com idade média de 67 anos (52 anos a 87 anos). Nesse estudo não foram avaliados critérios clínicos ortopédicos do grupo de controle. O tempo médio de resposta motora à frenagem do grupo de motoristas foi de 0.71 ms (DP 0.29 ms) e de não motoristas, de 1.06 ms (DP 0.17 ms). No presente estudo, os 15 participantes não motoristas apresentaram tempo de frenagem médio de 513 ms (DP 103 ms) e os 25 participantes motoristas apresentaram uma média de tempo de frenagem de 480 ms (DP 122 ms), sendo a força média aplicada no pedal de frenagem mínima estipulada em 10.1 kgf. O estudo de Spalding *et al.* (1994) apresenta conclusões semelhantes ao tempo de resposta motora à frenagem encontrado no presente estudo, que foi de 493 ms, mesmo apresentando uma população com características sociodemográficas distintas.

No artigo de Von Bernstorff *et al.* (2017), foi avaliada a relação de osteoartrose do quadril e joelho bilateral, mas em preferência à direita, com a habilidade de direção veicular, avaliando o tempo médio de resposta motora à frenagem utilizando simulador veicular numa amostra de 158 participantes. Para tal avaliação, foram considerados dois grupos de controle, um com idade mais avançada, composto de 36 participantes com idade média de 65 anos, e um grupo mais jovem, composto de 34 participantes com idade média de 23 anos. O grupo com idade mais avançada mostrou uma mediana de tempo de resposta motora à frenagem de 476 ms (variando de 367 ms a 616 ms) e força mediana aplicada no pedal de frenagem de 43.7 kgf (variando de 16.8 kgf a 66.2 kgf). No grupo de controle de menor idade, a mediana do tempo de resposta motora à frenagem foi de 414 ms (variando de 341 ms a 566 ms) e a força mediana aplicada ao pedal de frenagem foi de 31.1 kgf (variando de 6.7 kgf a 147.7 kgf). Em comparação ao estudo apresentado por este pesquisador, verifica-se que a mediana do tempo de resposta motora à frenagem em um grupo de idade média semelhante

(23.3 anos) foi de 464 ms (variando de 345 ms a 864 ms), com força mediana aplicada no pedal de frenagem de 31.9 kgf (variando de 12.1 kgf a 52.4 kgf).

Em outro artigo de avaliação radiológica de pacientes portadores de osteoartrose do joelho e do quadril bilateral, Hofmann *et al.* (2014) utilizaram um grupo de controle de 21 participantes com idade média de 68 anos (variando 50 anos e 84 anos), sendo 10 mulheres e 11 homens. No estudo, a média do BRT foi de 488 ms (variando de 378 ms a 578 ms), com força média aplicada no pedal de frenagem de 47.8 kgf (variando de 16.2 kgf a 93.7 kgf), concluindo-se que portadores de osteoartrose possuem tempo de resposta motora à frenagem e força de frenagem prejudicados.

Na pesquisa conduzida por Gotlin *et al.* (2000), ao avaliarem pacientes submetidos ao tratamento de rotura do ligamento cruzado anterior do joelho direito, utilizaram um grupo de controle muito semelhante ao estudo aqui em discussão. O padrão do TRF médio da American Automobile Association (AAA) utilizado como referência no estudo é de 0,39 s para indivíduos hígidos pareados por idade. A amostra de 12 participantes do grupo de controle de hígidos e motoristas habituais desse estudo passou por uma avaliação clínica ortopédica antes dos testes do tempo de reação à frenagem. Foram avaliados: tempo de caminhada de 6 m, amplitude de movimento do joelho direito, dor articular (avaliada pela escala visual) e derrame articular, semelhante ao estudo aqui desenvolvido. A média de idade dos participantes do grupo de controle foi de 29,6 anos e a análise dos dados baseou-se na média do percentil 50% dos dados da AAA. O grupo de controle esteve na média padrão do tempo, que é 0.39 ms, dos indivíduos hígidos dos dados de base, comparando-se ao presente estudo, onde o TRF foi de 493 ms. Não foram abordados os dados sobre média de força aplicada no pedal de frenagem no estudo de Gotlin *et al.* (2000), ao contrário do presente estudo, no qual foi encontrada uma média de 31.9 kgf.

Outro artigo com grupo de controle de pacientes hígidos avaliando tratamento de roturas do ligamento cruzado anterior no joelho direito foi conduzido por Nguyen *et al.* (2000). Nesse estudo, um grupo de controle hígido de 25 pacientes foi selecionado, mas apenas 9 concluíram o estudo. Todos os participantes tinham hábitos de direção veicular e idade média de 33.8 anos (+/-10.8). O tempo médio de resposta motora à frenagem foi de 694 ms, menor que o desta dissertação (493 ms). A força de frenagem média foi baseada no limiar de 20.3 kgf.

No artigo de Warshawsky-Livne *et al.* (2002), os pesquisadores avaliaram os efeitos de idade, gênero, tipo de transmissão veicular (direção manual ou direção automática) e incerteza do evento no tempo de reação e no tempo de movimento ao frear durante a condução. A força média aplicada no pedal de frenagem não foi avaliada no estudo. Foi avaliado um grupo saudável de 72 participantes, divididos em três grupos iguais de 24 participantes (12 homens e 12 mulheres). A média de idade dos participantes foi de 18 a 82 anos e eles foram assim divididos: grupo I com idade de 18-25 anos, grupo II com idade de 26-49 anos e grupo III com idade maior que 50 anos. Dentro de cada grupo havia seis participantes que dirigiam carro manual e seis participantes que dirigiam carro automático. O tempo de reação médio dos participantes variou conforme idade e incerteza do evento emergencial apresentado nos testes. Não ocorreram variações conforme o tipo de transmissão do automóvel. O tempo médio de reação à frenagem se alterou com o aumento da idade, de 350 ms para 430 ms, embora o tempo de movimento não tenha se alterado. A incerteza ao evento emergencial aumentou o tempo médio de reação à frenagem, de 320 ms para 420 ms, sendo o tempo de movimento inalterado. O gênero não afetou o tempo médio de reação à frenagem, mas mostrou-se alterado para o tempo médio de movimento: participantes do gênero masculino realizaram o movimento com tempo maior em relação ao gênero feminino, 190 ms e 160 ms, respectivamente. Os tempos médios de reação à frenagem se mostraram diferentes conforme a idade: no grupo I a média foi de 350 ms, no grupo II a média foi de 390 ms e no grupo III, foi de 490 ms, mostrando a influência da idade no tempo de resposta motora à frenagem. Na pesquisa aqui em discussão observou-se pouca diferença na idade, talvez por ter sido avaliada uma amostra menor de participantes acima dos 50 anos. Observa-se alteração do tempo de resposta à frenagem médio para os diferentes gêneros: masculino, 474 ms (DP 93.8 ms), e feminino, 626 ms (DP 169 ms).

Dammerer *et al.* (2017) voltaram a pesquisar o tempo de resposta à frenagem em pacientes saudáveis, mas dessa vez realizaram testes em pacientes utilizando imobilizações de quadril e não de tornozelo, como realizado inicialmente. Nesse estudo foram avaliados 70 participantes (35 homens e 35 mulheres) com idade média de 31.1 anos (variando de 21.7 anos a 66.4 anos), sendo todos os participantes com experiência na condução de veículos média de 12.6 anos (DP 10.1 anos). A avaliação demonstrou um tempo de resposta médio à frenagem do grupo de controle de 558 ms (DP 123 ms). Não houve alterações quando avaliados os grupos que usaram órteses

de quadril. Em comparação com o estudo desenvolvido nesta dissertação, verificou-se questionário autoinformado de hábitos e experiência na condução de veículos semelhantes, assim como semelhança na faixa etária de adultos jovens hígidos avaliados.

Novamente Dammerer *et al.* (2015a) pesquisaram o tempo médio de resposta na frenagem em pacientes saudáveis, mas avaliando o uso de imobilizadores do joelho como influentes nas alterações do tempo médio de frenagem. A avaliação apresentou os testes com diferentes modelos de joelheira que limitam a amplitude de movimento normal do joelho direito. Na presente pesquisa, foi encontrado um tempo médio de resposta à frenagem de 493 ms; no grupo de controle hígido do estudo de Dammerer *et al.* (2015a), foi de 594 ms. O tempo de resposta motora de frenagem foi alterado conforme a amplitude de movimento (ADM) limitante das diferentes joelheiras: ADM de 0 a 30 graus de flexo-extensão, 673 milissegundos (ms); ADM de 0 a 60 graus, 629 ms; ADM de 0 a 90 graus, 607 ms; ADM de 20 a 90 graus, 602 ms.

Avaliando o impacto da radiculopatia nervosa e o bloqueio seletivo de raiz nervosa espinhal no tempo de reação do motorista à frenagem, Al-Khayer *et al.* (2008) verificaram um grupo de controle de 20 participantes com idade média de 51,05 anos (+/- 17,94 anos), sendo 16 homens e 4 mulheres. Apresentando um perfil de motorista pouco semelhante ao estudo aqui em discussão (a considerar experiência do motorista e idade), os resultados do tempo de reação do motorista à frenagem foram próximos aos encontrados pelo presente estudo, respectivamente 452 ms e 493 ms.

Tremblay *et al.* (2009) verificaram o impacto negativo no tempo de reação médio à frenagem com o pé direito e a força média de frenagem em uma população hígida a utilizar calçado tipo tênis, imobilizador gessado no tornozelo direito (bota gessada) e imobilizador comercial de tornozelo direito (robofoot). Comparando com a presente pesquisa, verifica-se uma população com aspectos sociodemográficos semelhantes, avaliada com número da amostra próximo (48 voluntários saudáveis, com idades entre 25 e 60 anos, que possuíam carteira de motorista válida e dirigiam há pelo menos cinco anos). O resultado obtido do grupo testado usando tênis para tempo médio de resposta à frenagem foi de 548 ms e, para o grupo usando imobilização do tornozelo direito, foi de 602 ms, resultados próximos ao do presente estudo (493 ms). A força média aplicada no pedal de frenagem foi divergente dos valores encontrados pela presente pesquisa (31.9 kgf) e a força média aplicada pelo pé direito no pedal de frenagem foi de 133.7 kgf para usuários de tênis.

A tabela a seguir traz um atual compilado de estudos que apresentam grupo de controle, metodologias de avaliação e resultados semelhantes aos encontrados no estudo aqui apresentado.

Tabela 18 – Resumo da literatura consultada

Autor	Amostra (n)	Indicação	Método	Segurança para dirigir
Dalury <i>et al.</i>	29	Prótese total do joelho (PTJ)	Tempo de reação à frenagem	4 semanas
Egol <i>et al.</i> (2003)	31	Fratura de tornozelo	Tempo de reação	9 semanas
Egol <i>et al.</i> (2008)	22 – Perna direita 35 – Perna esquerda	Fratura complexa do membro inferior	Tempo de reação	6 semanas
Ganz <i>et al.</i> (2003)	90	Prótese total de quadril (PTQ)	Tempo de reação	4 a 6 semanas
Ganz <i>et al.</i> (2000)	12	Reconstrução do ligamento cruzado anterior (RLCA)	Tempo de reação	4 a 6 semanas
Hau <i>et al.</i>	30	Artroscopia – joelho	Tempo de reação e teste clínico	1 semana
Holt <i>et al.</i>	28	Osteotomia – 1º metatarso	Tempo de reação	6 semanas
Kane <i>et al.</i>	25	Fratura no tornozelo	Tempo de reação	4 semanas pós-operatório; 2 semanas enfaixamento
Liebensteiner <i>et al.</i>	62	PTJ	Tempo de reação para frenagem	Máximo 2 semanas de repouso
MacDonald e Owen	25	PTQ	Tempo de reação e força de frenagem	8 semanas
Marques <i>et al.</i> (2008)	24	Prótese total de joelho esquerdo	Tempo de reação para frenagem	10 dias
Marques <i>et al.</i> (2008)	21	Prótese total de joelho direito	Tempo de reação para frenagem	30 dias
Nguyen <i>et al.</i>	72	RLCA	Tempo de reação e teste clínico	Esquerda: 2 semanas; Direita: 6 semanas
Nunn <i>et al.</i>	-	Imobilização gessada abaixo do joelho	Habilidade de direção	Esquerdo: seguro para dirigir veículos automáticos; Direito: inseguro
Orr <i>et al.</i>	35	Imobilização	Tempo total de frenagem	Perna direita: inseguro
Pierson <i>et al.</i>	31	PTJ	Tempo de reação	6 semanas
Spalding <i>et al.</i>	20 controles 40 pacientes	PTJ	Tempo de reação e força de frenagem	Esquerda: sem esforço; Direita: 8 semanas
Tremblay <i>et al.</i>	48	Imobilização com bota ortopédica	Tempo de reação e força de frenagem	Aumento de tempo de reação para frenagem e tempo total para frenagem

Fonte: MacLeod *et al.*, 2013.

6 CONCLUSÃO

O presente estudo evidenciou a eficácia do simulador veicular desenvolvido para a avaliação da capacidade de frenagem de emergência em uma população saudável. A pesquisa foi conduzida com um total de 40 voluntários e contemplou a análise de informações sociodemográficas, tais como idade, gênero e experiência na condução de veículos automotivos, ampliando a compreensão sobre possíveis fatores influentes na resposta sensório-motora de frenagem veicular automotiva.

O protocolo metodológico incluiu a aplicação de uma ficha autoinformada, avaliação médico-ortopédica e a realização de testes no simulador veicular. Os resultados obtidos apresentaram médias de tempo de resposta à frenagem (TRF) de 493 milissegundos e força de frenagem (FF) de 31,9 quilogramas-força, valores compatíveis com os intervalos encontrados na literatura científica contemporânea. Cada voluntário realizou três repetições, e os coeficientes de variação observados foram de 17% para o TRF e 10% para a FF, confirmando a confiabilidade e consistência das medidas coletadas.

Durante a realização do estudo, não foram registradas reclamações ou sugestões por parte dos participantes, o que reforça a adequação do protocolo e o alcance dos objetivos propostos. Além disso, os dados revelaram a importância de considerar a experiência prévia na condução de veículos e a avaliação clínica ortopédica como fatores relevantes para uma análise mais abrangente da capacidade de frenagem veicular automotiva.

Sugere-se que, em futuros estudos gerados pela metodologia apresentada, sejam coletados dados sobre hábitos esportivos (praticante ou não de uma modalidade esportiva) e membro inferior dominante do participante (direito, esquerdo ou ambidestro), a fim de agregar detalhes sobre a complexa avaliação da habilidade de frenagem veicular automotiva.

O simulador demonstrou atributos significativos para aplicação em contextos clínicos e de pesquisa, destacando-se por: segurança ao usuário, baixa latência, facilidade de uso, baixo custo de produção, acessibilidade, precisão na coleta de dados, realismo e fidelidade. A confiabilidade dos dados foi reforçada pelos baixos coeficientes de variação observados, tornando o dispositivo uma ferramenta robusta e promissora.

Por fim, este estudo amplia as possibilidades de aplicação do simulador, especialmente em futuras pesquisas com populações específicas, como pacientes no pós-operatório de cirurgias ortopédicas em membros inferiores. Essa aplicação poderá viabilizar uma avaliação prática, segura e padronizada da capacidade de frenagem em ambiente controlado e de alta fidelidade.

REFERÊNCIAS

- AGARWAL, N. *et al.* Cervical spondylotic myelopathy and driving abilities: defining the prevalence and long-term postoperative outcomes using the Quality Outcomes Database. **Journal of Neurosurgery: Spine**, [s. l.], v. 40, n. 5, p. 630-641, 2024.
- AL-KHAYER, A. *et al.* Driver reaction time before and after treatment for lumbar radiculopathy. **Spine**, [s. l.], v. 33, n. 15, p. 1696-1700, 2008.
- ALONSO, F. *et al.* Effectiveness of driving simulators for drivers' training: a systematic review. **Applied Science**, [s. l.], v. 13, n. 9, 5266, 2023.
- ANDREONI, G. *et al.* Method for the analysis of posture and interface pressure of car drivers. **Applied Ergonomics**, [s. l.], v. 33, n. 6, p. 511-522, nov. 2002.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). **NBR 14353**: veículos rodoviários – veículos motorizados equipados com sistema antibloqueio de frenagem – medida do desempenho do freio. Rio de Janeiro, 1999.
- BÄCKER, H. C. *et al.* Effect of total hip arthroplasty on brake reaction time and braking force. **Hip International**, [s. l.], v. 32, n. 1, p. 51-55, 2022.
- BALAZS, G. C. *et al.* Reaction time and brake pedal depression following arthroscopic hip surgery: a prospective case-control study. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, [s. l.], v. 34, n. 5, p. 1463-1470, 2018.
- BAUER, H. (ed.). **Conventional and electronic braking systems**. 3. ed. Plochingen: Robert Bosch GmbH, 2003.
- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neuroscience: exploring the brain**. 4. ed. [S. l.]: Wolters Kluwer, 2016.
- BEHR, M. *et al.* Posture and muscular behavior in emergency braking: an experimental approach. **Accident Analysis and Prevention**, [s. l.], v. 42, n. 3, p. 792-801, 2010.
- BHISE, V. D. **Ergonomics in the automotive design process**. Boca Raton: CRC, 2012.
- BOGDUK, N. **Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum**. 5. ed. [S. l.]: Elsevier, 2012.
- BRASIL. Lei n. 9.503, de 23 de setembro de 1997. Institui o Código de Trânsito Brasileiro. **Diário Oficial da União**, Brasília, DF, 25 set. 1997.
- BRUCK, L.; HAYCOCK, B.; EMADI, A. A review of driving simulation technology and applications. **IEEE Open Journal of Vehicular Technology**, [s. l.], v. 2, 2020.
- BURCKHARDT, M. **Reaction times in emergency braking maneuvers**. [S. l.]: Verlag TUV Rheinland, 1985.

- BURNHAM, M. *et al.* When do patients return to driving after outpatient foot and ankle surgery? **Hawai'i Journal of Health & Social Welfare**, [s. l.], v. 81, n. 3, supl. 1, 2022
- CANÔNICA, A. C. **Adaptação do tempo de frenagem de idosos e adultos em simulador de direção veicular com ou sem presença de distratores**. 2018. Dissertação (Mestrado em Fisiopatologia Experimental) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2018.
- CARLTON, L. G. Visual processing time and the control of movement. **Advances in Psychology**, [s. l.], v. 85, p. 3-31, 1992.
- CARROLL, J. J.; MCCLAIN, W. D.; DOWD, T. C. Patient safety: driving after foot and ankle surgery. **Orthopedic Clinics**, [s. l.], v. 49, n. 4, p. 527-539, 2018.
- CASUTT, G. *et al.* The relation between performance in on-road driving, cognitive screening and driving simulator in older healthy drivers. **Transportation research part F: traffic psychology and behaviour**, [s. l.], v. 22, p. 232-244, 2014.
- CHITNIS, S. S. *et al.* Driving reaction time following periacetabular osteotomy. **Hip International**, [s. l.], v. 32, n. 6, p. 787-791, 2022.
- CLASSEN, S. *et al.* Driving performance in people with Parkinson's disease. **American Journal of Occupational Therapy**, [s. l.], v. 65, n. 1, p. 77-88, 2011.
- CONFÉDÉRATION SUISSE. **RS 741.01**: loi fédérale sur la circulation routière. 1958. Disponível em: http://www.admin.ch/ch/f/rs/741_01/a14.html. Acesso em: 22 fev. 2025.
- COOPER, J. M. Clinical decision making: doctor, when can I drive? **American Journal of Orthopedics**, [s. l.], v. 36, n. 2, 2007.
- DALURY, D. F.; TUCKER, K. K.; KELLEY, T. C. When can I drive?: brake response times after contemporary total knee arthroplasty. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, [s. l.], v. 469, n. 1, p. 82-86, 2011.
- DAMMERER, D. *et al.* Effect of knee brace type on braking response time during automobile driving. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, [s. l.], v. 31, n. 3, p. 404-409, 2015a.
- DAMMERER, D. *et al.* The effect of ankle brace type on braking response time: a randomised study. **Injury**, [s. l.], v. 46, n. 11, p. 2278-2282, 2015b.
- DAMMERER, D. *et al.* Effect of hip braces on brake response time: repeated measures designed study. **Prosthetics and Orthotics International**, [s. l.], v. 41, n. 4, p. 373-378, 2017.

DEL MONTE, H. R. S.; MARQUES, A. P. Biomecânica aplicada ao quadril: uma revisão das amplitudes articulares. **Revista Brasileira de Ortopedia e Traumatologia**, [s. l.], v. 54, n. 3, p. 254-260, 2019.

DELGADO, E. F.; COSTA, A. L. F.; MORAES, M. V. **Biomecânica e reabilitação do quadril**. São Paulo: Manole, 2020.

DING, B. T. K. *et al.* Return to driving is safe 6 weeks after anterior cervical surgery for symptomatic cervical degenerative disc disease. **Clinical Spine Surgery**, [s. l.], v. 36, n. 5, p. E218-E225, 2023.

DISILVESTRO, K. J. *et al.* When can I drive after orthopaedic surgery? A systematic review. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, [s. l.], v. 474, p. 2557-2570, 2016.

EGOL, K. A. *et al.* Função dos membros inferiores para dirigir um automóvel após tratamento operatório de fratura de tornozelo. **Journal of Bone and Joint Surgery**, [s. l.], v. 85, p. 1185-1189, 2003.

EGOL, K. A. *et al.* Lower-extremity function for driving an automobile after operative treatment of ankle fracture. **JBJS**, [s. l.], v. 85, n. 7, p. 1185-1189, 2003.

EGOL, K. A.; SHEIKHAZADEH, A.; KOVAL, K. J. Braking function after complex lower extremity trauma. **Journal of Trauma and Acute Care Surgery**, [s. l.], v. 65, n. 6, p. 1435-1438, 2008.

FLEURY, T. R. *et al.* Resuming motor vehicle driving following orthopaedic surgery or limb trauma. **Swiss Medical Weekly**, [s. l.], v. 142, 2012.

FONG, D. T. *et al.* A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. **Sports Medicine**, [s. l.], v. 39, n. 1, p. 73-94, 2009.

FRAYSSE, F.; WANG, X.; CHÈSE, L. Estimation of the muscle efforts of the lower limb during a clutch pedal operation. *In*: DIGITAL HUMAN MODELING FOR DESIGN AND ENGINEERING CONFERENCE AND EXHIBITION, 2007, Washington. **SAE Technical Paper 2007-01-2487**. [S. l.: s. n.], 2007.

FREITAS, R. S. *et al.* Avanços na artroplastia do joelho. **Ortopedia & Traumatologia**, [s. l.], v. 28, n. 2, p. 105-112, 2022.

GABA, D. M. The future vision of simulation in healthcare. **Quality and Safety in Health Care**, [s. l.], v. 13, supl. 1, p. i2-i10, 2004.

GANZ, S. B. *et al.* Improvement in driving reaction time after total hip arthroplasty. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, [s. l.], v. 413, p. 192-200, 2003.

GAZZANIGA, M. S. **The cognitive neurosciences**. 6. ed. Massachusetts: MIT Press, 2019.

GHAFFARIAN, M. *et al.* A review of dynamic vehicular motion simulators: systems and algorithms. **IEEE Access**, [s. l.], v. 11, p. 36331-36348, 2023.

GOTLIN, R. S. *et al.* Measurement of brake response time after right anterior cruciate ligament reconstruction. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, [s. l.], v. 16, n. 2, p. 151-155, 2000.

GRAY, H. **Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice**. 42. ed. [S. l.]: Elsevier, 2019.

GREEN, M. How long does it take to stop?: methodological analysis of driver perception-brake times. **Transportation Human Factors**, [s. l.], v. 2, n. 3, p. 195-216, 2000.

GREENBERG, D. A.; AMINOFF, M. J.; SIMON, R. P. **Neurologia Clínica**. 8. ed. Porto Alegre: AMGH, 2014.

HALL, J. E. **Guyton & Hall: Tratado de Fisiologia Humana**. 13. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2017

HALL, S. **Biomecânica básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.

HALL, S. J.; BRODY, L. T. **Biomechanics of the human body**. 2. ed. New York: Springer, 2019.

HANSON, L.; SPERLING, L.; AKSELSSON, R. Preferred car driving posture using 3-D information. **International Journal of Vehicle Design**, [s. l.], v. 42, p. 154-169, 2006.

HAU, R.; CSONGVAY, S.; BARTLETT, J. Driving reaction time after right knee arthroscopy. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, [s. l.], v. 8, n. 2, p. 89-92, 2000.

HAY, J. **The biomechanics of sports techniques**. Englewo Cliffs: Prentice-Hall, 1978.

HERNANDEZ, V. H. *et al.* When is it safe for patients to drive after right total hip arthroplasty? **The Journal of Arthroplasty**, [s. l.], v. 30, n. 4, p. 627-630, 2015.

HO, C. P.; FURLAN, A. D. Driving following acute lower limb painful events. **Pain Management**, [s. l.], v. 2, n. 5, p. 437-444, 2012.

HOFMANN, U. K. *et al.* Osteoarthritis of the knee or hip significantly impairs driving ability (cross-sectional survey). **BMC Musculoskeletal Disorders**, [s. l.], v. 15, p. 1-9, 2014.

HOFMANN, U. K. *et al.* How do ankle braces affect braking performance? An experimental driving simulation study with healthy volunteers. **Journal of rehabilitation medicine**, [s. l.], v. 47, n. 10, p. 963-969, 2015.

HOLT, G. *et al.* Emergency brake response time after first metatarsal osteotomy. **JBJS**, [s. l.], v. 90, n. 8, p. 1660-1664, 2008.

HUANG, H. T. *et al.* Timeframe for return to driving for patients with minimally invasive knee arthroplasty is associated with knee performance on functional tests. **BMC Musculoskeletal Disorders**, [s. l.], v. 15, p. 1-8, 2014.

JAIN, D. *et al.* Impact of cervical disc arthroplasty vs anterior cervical discectomy and fusion on driving disability: post hoc analysis of a randomized controlled trial with 10-year follow-up. **International Journal of Spine Surgery**, [s. l.], v. 16, n. 1, p. 95-101, 2022.

JAMMES, Y. *et al.* Emergency braking is affected by the use of cruise control. **Traffic Injury Prevention**, [s. l.], v. 18, n. 6, p. 636-641, 2017.

JO, S. *et al.* Time taken to resume driving following hip arthroscopy. **BMC Musculoskeletal Disorders**, [s. l.], v. 21, p. 1-8, 2020.

JOHANSSON, G.; RUMAR, K. Drivers' brake reaction times. **Humans Factors**, [s. l.], v. 13, n. 1, p. 23-27, 1971.

JORDAN, M. *et al.* Brake response time is significantly impaired after total knee arthroplasty. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, [s. l.], v. 94, n. 9, p. 665-676, 2015.

KANDEL, E. R. *et al.* **Principles of neural science**. [S. l.]: McGraw-Hill, 2013.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular: tronco e coluna vertebral**. 6. ed. São Paulo: Manole, 2000.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana**. 6. ed. São Paulo: Manole, 2017.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular**. 7. ed. São Paulo: Manole, 2020.

KIRSCHBAUM, S. *et al.* Reaction time and brake pedal force after total knee replacement: timeframe for return to car driving. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, [s. l.], v. 29, n. 10, p. 3213-3220, 2021.

KISNER, C.; COLBY, L. A. **Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas**. 7. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2020.

KOLICH, M. Driver selected seat position: practical applications. *In*: SAE 2000 WORLD CONGRESS, 2000, Michigan. **SAE Technical Paper 2000-01-0644**. [S. l.: s. n.], 2000.

KOLICH, M. Applying axiomatic design principles to automobile seat comfort evaluation. **Ergonomia**, [s. l.], v. 2, n. 28, 2006.

- KOVACEVIC, S. *et al.* Impact of anthropometric measurements on ergonomic driver posture and safety. **Periodicum Biologorum**, [s. l.], v. 112, n. 1, p. 51-54, 2010.
- KROEMER, K. H. E.; GRANDJEAN, E. **Manual de ergonomia: adaptando o trabalho ao homem**. 5. ed. Porto Alegre: Artmed, 2001.
- KYUNG, G.; NUSSBAUM, M. A. Specifying comfortable driving postures for ergonomic design and evaluation of the driver workspace using digital human models. **Ergonomics**, [s. l.], v. 52, n. 8, p. 939-953, 2009.
- KYUNG, G.; NUSSBAUM, M. A.; BABSKI-REEVES, K. B. Driver sitting comfort and discomfort (part I): use of subjective ratings in discriminating car seats and correspondence among ratings. **International Journal of Industrial Ergonomics**, [s. l.], v. 38, n. 5, p. 516-525, 2008.
- LECHNER, R. *et al.* Driving reaction time before and after anterior cervical fusion for disc herniation: a preliminary study. **European Spine Journal**, [s. l.], v. 22, p. 1517-1521, 2013.
- LEE, D. N. A theory of visual control of braking based on information about time-to-collision. **Perception**, [s. l.], v. 5, n. 4, p. 437-459, 1976.
- LIEBENSTEINER, M. C. *et al.* Brake response time returns to the pre-surgical level 6 weeks after unicompartmental knee arthroplasty. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, [s. l.], v. 22, p. 1926-1931, 2014.
- LIEBENSTEINER, M. C. *et al.* Brake response time before and after total knee arthroplasty: a prospective cohort study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, [s. l.], v. 11, p. 1-6, 2010.
- LIEBENSTEINER, M. C. *et al.* Driving reaction time before and after primary fusion of the lumbar spine. **Spine**, [s. l.], v. 35, n. 3, p. 330-335, 2010.
- LIEBENSTEINER, M. C. *et al.* Driving ability after right-sided ankle arthroscopy: a prospective study. **Injury**, [s. l.], v. 47, n. 3, p. 762-765, 2016.
- LIMA, D. F.; OLIVEIRA, A. A. Fraturas de quadril: epidemiologia e custos hospitalares. **Revista Brasileira de Ortopedia**, [s. l.], 2022.
- LIMPERT, R. **Brake design and safety**. 2. ed. Warrendalle: Society of Automotive Engineers, Inc., 1999.
- LOURENÇO, H. R. **Ergonomia dos membros inferiores do motorista de veículos de passeio utilizando modelos biomecânicos**. 2014. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Centro Universitário FEI, São Bernardo do Campo, 2014.
- MACLEOD, K. *et al.* “When can I return to driving?”: a review of the current literature on returning to driving after lower limb injury or arthroplasty. **The Bone & Joint Journal**, [s. l.], v. 95, n. 3, p. 290-294, 2013.

MAJID, N. A. B. A.; NOTOMI, M.; RASMUSSEN, J. Musculoskeletal computational analysis of the influence of car-seat design/adjustment on fatigue-induced driving. *In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON MODELING, SIMULATION AND APPLIED OPTIMIZATION*, 4., 2011, Kuala Lumpur. **Proceedings** [...]. [S. l.: s. n.], 2011.

MARECEK, G. S.; SCHAFER, M. F. Driving after orthopaedic surgery. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, [s. l.], v. 21, n. 11, p. 696-706, 2013.

MAROTTOLI, R. A. *et al.* Consequences of driving cessation: decreased out-of-home activity levels. **Journals of Gerontology: Series B**, [s. l.], v. 55, n. 6, p. 334-340, 2007.

MARQUES, C. J. *et al.* Does the brake response time of the right leg change after left total knee arthroplasty? A prospective study. **The Knee**, [s. l.], v. 15, n. 4, p. 295-298, 2008a.

MARQUES, C. J. *et al.* The effects of task complexity on brake response time before and after primary right total knee arthroplasty. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, [s. l.], v. 89, n. 5, p. 851-855, 2008b.

MARSHALL, S. C. *et al.* Predictors of driving ability following stroke: a systematic review. **Topics in Stroke Rehabilitation**, [s. l.], v. 14, n. 1, p. 98-114, 2007.

MAYHEW, D. R. *et al.* On-road and simulated driving: concurrent and discriminant validation. **Journal of Safety Research**, [s. l.], v. 42, n. 4, p. 267-275, 2011.

MCDONALD, E. *et al.* Driving after hallux valgus surgery. **Foot & Ankle International**, [s. l.], v. 38, n. 9, p. 982-986, 2017.

MEHTA, C. R. *et al.* Leg strength of Indian operators in the operation of tractor pedals. **International Journal of Industrial Ergonomics**, [s. l.], v. 37, n. 4, p. 283-289, 2007.

MICHELSON, J. D. Fractures about the ankle. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, [s. l.], v. 83, n. 11, p. 1804-1814, 2001.

MOLNAR, F. J. *et al.* In-office evaluation of medical fitness to drive: practical approaches for assessing older people. **Canadian Family Physician**, [s. l.], v. 51, n. 3, p. 372-379, 2005.

MOMAYA, A. M. *et al.* Return to driving after hip arthroscopy. **Clinical Journal of Sport Medicine**, [s. l.], v. 28, n. 3, p. 299-303, 2018.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. **Anatomia orientada para a clínica**. 8. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2018.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. **Clinically oriented anatomy**. 8. ed. [S. l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2021.

MORELLO, L. *et al.* **The automotive body**. New York: Springer, 2011. v. 2.

MOSES, M. J. *et al.* Lack of consensus in physician recommendations regarding return to driving after cervical spine surgery. **Spine**, [s. l.], v. 43, n. 20, p. 1411-1417, 2018.

NA, S. *et al.* Evaluation of driver's discomfort and postural change using dynamic body pressure distribution. **International Journal of Industrial Ergonomics**, [s. l.], v. 35, n. 12, p. 1085-1096, 2005.

NETTER, F. H. **Atlas de anatomia humana**. 7. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2019.

NEUMANN, D. A. **Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation**. 3. ed. [S. l.]: Elsevier, 2017.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação física**. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2018.

NGUYEN, T.; HAU, R.; BARTLETT, J. Driving reaction time before and after anterior cruciate ligament reconstruction. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, [s. l.], v. 8, n. 4, p. 226-230, 2000.

NICOLAZZI, L. C.; LEAL, L. C. M.; ROSA, E. **Uma Introdução à modelagem quase estática de veículos automotores de rodas**. Florianópolis: UFSC, 2012.

OCCUPATIONAL therapy practice framework: domain and process. **The American Journal of Occupational Therapy**, [s. l.], v. 74, supl. 2, 2020.

ORR, M. A. J. *et al.* The effect of immobilization devices and left-foot adapter on brake-response time. **JBJS**, [s. l.], v. 92, n. 18, p. 2871-2877, 2010.

PALASTANGA, N.; SOAMES, R. **Anatomia e movimento humano**. 6. ed. São Paulo: Manole, 2015.

PARK, S. **Driver: vehicle interaction in braking**. 1999. 86f. Tese (Doutorado em Filosofia da Engenharia Mecânica) – Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts, 1999.

PARK, S. J. *et al.* Seating physical characteristics and subjective comfort: design considerations. *In*: INTERNATIONAL CONGRESS AND EXPOSITION, 1998, Michigan. **SAE Technical Paper 980653**. [S. l. : s. n.], 1998.

PARK, S. J. *et al.* Comfortable driving posture for Koreans. **International Journal of Industrial Ergonomics**, [s. l.], v. 26, n. 4, p. 489-497, 2000.

PATEL, P. V. *et al.* Doctor when can I drive? A systematic review and meta-analysis of return to driving after total hip arthroplasty. **Hip International**, [s. l.], v. 33, n. 1, p. 17-27, 2023.

PERRY, J.; BURNFIELD, J. M. **Gait analysis: normal and pathological function**. 2. ed. [S. l.]: SLACK Incorporated, 2018.

PIERSON, J. L.; EARLES, D. R.; WOOD, K. Brake response time after total knee arthroplasty: when is it safe for patients to drive? **The Journal of Arthroplasty**, [s. l.], v. 18, n. 7, p. 840-843, 2003.

POLLATSEK, A. et al. Using eye movements to evaluate a PC-based risk awareness and perception training program on a driving simulator. **Human Factors**, [s. l.], v. 48, n. 3, p. 447-464, 2006.

PUHN, F. **Brake handbook**. New York: HpBooks, 1987.

PURVES, D. *et al.* **Neuroscience**. Oxford: Oxford University Press, 2018.

RASMUSSEN, J.; TORHOLM, S.; ZEE, M. Computational analysis of the influence of seat pan inclination and friction on muscle activity and spinal joint forces. **International Journal of Industrial Ergonomics**, [s. l.], v. 39, p. 52-57, 2009.

RUEL, A. V. *et al.* A novel assessment of braking reaction time following THA using a new fully interactive driving simulator. **HSS Journal**, [s. l.], v. 11, n. 2, p. 143-147, 2015.

SANTOS, L. F. S. *et al.* Estudo epidemiológico do trauma ortopédico em um serviço público de emergência. **Cadernos de Saúde Coletiva**, Rio de Janeiro, 24 (4): 397-403, 2016.

SCHMIDT, S. *et al.* A literature review on optimum and preferred joint angles in automotive sitting posture. **Applied Ergonomics**, [s. l.], v. 45, n. 2, p. 1-14, 2013.

SCHNEIDER, P. S. **Sistema de avaliação de capacidade dinâmica do membro inferior**. 2020. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2020.

SCHREIER, D. R.; BANKS, C.; MATHIS, J. Driving simulators in the clinical assessment of fitness to drive in sleepy individuals: a systematic review. **Sleep Medicine Reviews**, [s. l.], v. 38, p. 86-100, 2018.

SCHWEITZER, N. *et al.* A field study on braking responses during driving. II. Minimum driver braking times. **Ergonomics**, [s. l.], v. 38, n. 9, p. 1903-1910, 1995.

SCOTT, T. P. *et al.* When is it safe to drive again after spine surgery? **Global Spine Journal**, [s. l.], v. 5, n. 4, p. 274-281, 2015.

SILVA, L. C.; ALMEIDA, R. M.; LOPES, A. C. Lesões no joelho: revisão dos principais tratamentos. **Revista Brasileira de Ortopedia**, [s. l.], v. 56, n. 4, p. 280-288, 2021.

- SITTAPAIROJ, T. *et al.* Brake reaction time after ankle and subtalar arthroscopy. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, [s. l.], v. 33, n. 12, p. 2231-2237, 2017.
- SOCIETY OF AUTOMOTIVE ENGINEERS (SAE). **Positioning the H-point design tool: seating reference point and seat track length**. IWarrendale: SAE, 2008.
- SOUZA, D. B. *et al.* Ruptura do LCA: epidemiologia e desafios do tratamento. **Revista Brasileira de Ortopedia**, [s. l.], 2019.
- SPALDING, T. J. *et al.* Driver reaction times after total knee replacement. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, [s. l.], v. 76, n. 5, p. 754-756, 1994.
- THALER, M. *et al.* Driving reaction time before and after surgery for lumbar disc herniation in patients with radiculopathy. **European Spine Journal**, [s. l.], v. 21, p. 2259-2264, 2012.
- THOMAS, F. D. *et al.* **Evaluation of an updated version of the risk awareness and perception training program for young drivers**. United States: Department of Transportation. National Highway Traffic Safety Administration, 2017.
- TREMBLAY, M. A. *et al.* Effects of orthopaedic immobilization of the right lower limb on driving performance: an experimental study during simulated driving by healthy volunteers. **JBJS**, [s. l.], v. 91, n. 12, p. 2860-2866, 2009.
- VERA, A. M. *et al.* Brake reaction time after hip arthroscopy for femoroacetabular impingement and labral tear. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, [s. l.], v. 33, n. 5, p. 971-976, 2017.
- VICTORIA RAC: Average reaction, braking and stopping distances in metres at different speed with reaction time of 0.75 seconds. Melbourne: Royal Automobile Club of Victoria, 1996.
- VON BERNSTORFF, M. *et al.* Radiographic hip or knee osteoarthritis and the ability to drive. **Orthopedics**, [s. l.], v. 40, n. 1, p. e82-e89, 2017.
- WANG, X. *et al.* Experimental investigation and biomechanical analysis of lower limb movements for clutch pedal operation. **Ergonomics**, [s. l.], v. 43, n. 9, p. 1405-1429, 2000.
- WANG, X.; GADEGBEKU, B. L. B.; BOUZON, L. Biomechanical evaluation of the comfort of automobile clutch pedal operation. **International Journal of Industrial Ergonomics**, [s. l.], v. 34, p. 209-221, 2004.
- WARSHAWSKY-LIVNE, L.; SHINAR, D. Effects of uncertainty, transmission type, driver age and gender on brake reaction and movement time. **Journal of Safety Research**, [s. l.], v. 33, n. 1, p. 117-128, 2002.

WATON, A. *et al.* Immobilisation of the knee and ankle and its impact on drivers' braking times: a driving simulator study. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, [s. l.], v. 93, n. 7, p. 928-931, 2011.

WHITE, A. A.; PANJABI, M. M. **Clinical biomechanics of the spine**. 2. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990.

YAMAGUCHI, G. **Dynamic modeling of musculoskeletal motion**: a vectorized approach for biomechanical analysis in three dimensions. [S. l.]: Springer, 2001.

YOSHIDA, B. *et al.* Driving performance and turning reaction time following hip arthroscopy for FAIS: does capsular repair matter? **Hip International**, [s. l.], v. 33, n. 1, p. 112-118, 2023.

YOUSRI, T.; JACKSON, M. Ankle fractures: when can I drive doctor? A simulation study. **Injury**, [s. l.], v. 46, n. 2, p. 399-404, 2015.