

CENTRO UNIVERSITÁRIO DA FEI

HELOISA RODRIGUES LOURENÇO

**ERGONOMIA DOS MEMBROS INFERIORES DO MOTORISTA DE VEÍCULOS DE
PASSEIO UTILIZANDO MODELOS BIOMECÂNICOS**

São Bernardo do Campo

2014

HELOISA RODRIGUES LOURENÇO

**ERGONOMIA DOS MEMBROS INFERIORES DO MOTORISTA DE VEÍCULOS DE
PASSEIO UTILIZANDO MODELOS BIOMECÂNICOS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Centro
Universitário da FEI para obtenção do título de
Mestre em Engenharia Mecânica, orientada pelo
Prof. Dr. Marko Ackermann

São Bernardo do Campo

2014

Lourenço, Heloisa Rodrigues.

Ergonomia dos membros inferiores do motorista de veículos de passeio utilizando modelos biomecânicos / Heloisa Rodrigues Lourenço. São Bernardo do Campo, 2014.

122 f. : il.

Dissertação - Centro Universitário da FEI.

Orientador: Prof. Dr. Marko Ackermann.

1. Ergonomia automotiva. 2. Ergonomia do motorista. 3. Membros inferiores. I. Ackermann, Marko, orient. II. Título.

CDU 65.015.1:629.113



Centro Universitário da FEI

APRESENTAÇÃO DE DISSERTAÇÃO ATA DA BANCA JULGADORA

PGM-10

Programa de Mestrado de Engenharia Mecânica

Aluno: Heloisa Rodrigues Lourenço

Matrícula: 211119-3

Título do Trabalho: Ergonomia dos membros inferiores do motorista de veículos de passeio utilizando modelos biomecânicos

Área de Concentração: Sistemas da Mobilidade

ORIGINAL ASSINADA

Orientador: Prof. Dr. Marko Ackermann

Data da realização da defesa: 17/02/2014

A Banca Julgadora abaixo-assinada atribuiu ao aluno o seguinte:

APROVADO

REPROVADO

São Bernardo do Campo, 17 de Fevereiro de 2014.

MEMBROS DA BANCA JULGADORA

Prof. Dr. Marko Ackermann

Ass.: _____

Prof. Dr. Fabrizio Leonardi

Ass.: _____

Prof. Dr. José Augusto Lopes

Ass.: _____

VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO

**ENDOSSO DO ORIENTADOR APÓS A INCLUSÃO DAS
RECOMENDAÇÕES DA BANCA EXAMINADORA**

Aprovação do Coordenador do Programa de Pós-graduação

Prof. Dr. Agenor de Toledo Fleury

À minha família.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a meu marido, André, por toda a ajuda, companheirismo e paciência comigo durante o período em que estive envolvida na execução desse trabalho.

Ao meu orientador, Professor Doutor Marko Ackermann, pela sempre boa vontade, paciência, atenção e disponibilidade durante todo o meu curso de Mestrado.

Aos Professores Doutores José Augusto Lopes e Fabrizio Leonardi pelas críticas construtivas dadas na apresentação do trabalho.

A General Motors do Brasil pelo apoio financeiro, e em especial a meus líderes Dulio Freitas e Renato Rafaelli, pelo apoio indispensável para que eu pudesse dar andamento a meu curso.

Aos meus pais Regina e Décio, e sogros Elsa e José Luiz, por entenderem minhas inúmeras ausências nos feriados e almoços de domingo, e pelo eterno apoio e confiança.

A Deus e Nossa Senhora Aparecida, por terem me permitido chegar até aqui.

RESUMO

A ergonomia automotiva, mais especificamente a ergonomia do motorista, tem sido assunto de interesse da indústria automotiva como forma de diferenciar seus produtos frente à concorrência, oferecendo a seus clientes veículos que, além do desempenho, proporcionem também maior sensação de conforto. A ergonomia do motorista está relacionada à forma como ele interage com o habitáculo veicular, mais diretamente com o banco e controles manuais e não manuais, em termos de facilidades de acesso e espaço para movimentação adequada de seus membros superiores e inferiores. O projeto dos bancos e controles de forma a levar em conta os parâmetros antropométricos pode melhorar a ergonomia e o conforto do condutor de veículos de passeio. Com relação aos membros inferiores, o conforto do motorista pode ser quantificado em termos de momentos nas articulações e forças musculares, os quais são influenciados pelos ângulos assumidos pelas articulações do quadril, joelho e tornozelo, que por sua vez dependem da relação de distâncias entre banco e pedais. Uma vez com o pé apoiado no pedal, neste caso do acelerador, qualquer variação da distância horizontal ou vertical do banco ao pedal dada uma força de contato constante, acarretará em diferentes posições angulares e, conseqüentemente, diferentes momentos, que estão associados a maiores ou menores ativações musculares e maior ou menor fadiga e conforto do motorista. O presente trabalho tem como objetivo permitir a análise da ergonomia dos membros inferiores do condutor através do desenvolvimento de um modelo biomecânico cuja simulação, levando em conta os parâmetros antropométricos do usuário e dados reais de veículos de passeio, resulta em regiões de ajustes de banco mais ou menos confortáveis. Os resultados mostram que o modelo e a abordagem desenvolvidos podem ser utilizados como ferramenta para o estudo da ergonomia dos membros inferiores. As posições angulares relacionadas com a região de conforto representaram, no entanto, configurações consistentemente mais flexionadas das articulações quando comparadas a alguns dados da literatura, apesar de haver alguma aderência. Estes resultados mostram que são ainda necessárias melhorias no modelo para que este possa ser utilizado de maneira confiável para prever regiões de conforto e desconforto.

Palavras-chave: Ergonomia automotiva. Ergonomia do motorista. Membros inferiores.

ABSTRACT

Vehicle ergonomics, more specifically driver ergonomics, has been the subject of interest in the automotive industry as a way to provide customers vehicles that have more than modern project, efficiency and competitive price. The driver ergonomics is related to the way the driver interacts with vehicle interior, particularly, with the seat, hand and foot controls, considering aspects such as ease of access, space, proper upper and lower limb motion and drivers comfort and fatigue. Regarding lower limbs, the driver's comfort can be evaluated in terms of joint moments and muscle forces, which are influenced by the hip, knee and ankle joint angles, which in turn depend on the distances between the seat and pedal. Variations in seat to pedal horizontal or vertical distances will result in different angular positions and, consequently, different joint moments and muscle forces, which are associated to greater or lower muscular activations and greater or lower driver's fatigue. The present work aims at allowing the analysis of the driver's lower limbs ergonomics through the development of a biomechanical model which, by the use of driver and vehicle real parameters, results in seats adjustments related to more or less comfort. The study shows that the proposed model and framework can be successfully used to investigate driver's ergonomics. Results show some agreement with experimental data but predicted most comfortable regions are characterized by more flexed joint configurations when compared to literature data. This indicates the necessity of future model improvements.

Key words: Automotive ergonomics. Car driver ergonomics. Lower limbs.

LISTA DE SÍMBOLOS

a – comprimento do parâmetro “a” do segmento 3 (pé)

a_i – aceleração do segmento “i”

b – comprimento do parâmetro “b” do segmento 3 (pé)

c – comprimento do parâmetro “c” do segmento 3 (pé)

c_1 – distância do centro de massa da coxa à articulação proximal

c_2 – distância do centro de massa da tíbia à articulação proximal

C_1 – torque isométrico máximo nas articulações, por Anderson, Madigan e Nussbaum (2007)

C_2 – π dividido pelos valores limites teóricos de ângulos das articulações nas quais forças ativas musculares estão presentes, por Anderson, Madigan e Nussbaum (2007)

C_3 – ângulo da articulação no torque isométrico máximo, por Anderson, Madigan e Nussbaum (2007)

C_4 – velocidade angular quando o torque é 75% do torque isométrico, por Anderson, Madigan e Nussbaum (2007)

C_5 – velocidade angular quando o torque é 50% do torque isométrico, por Anderson, Madigan e Nussbaum (2007)

C_6 – torque excêntrico relativo ao concêntrico, por Anderson, Madigan e Nussbaum (2007)

d – comprimento do parâmetro “d” do segmento 3 (pé)

F^e – vetor de forças externas não vinculares

F_{px} – força em x no centro de massa do pé causado pelo contato do pé com o pedal do carro

F_{py} – força em y no centro de massa do pé causado pelo contato do pé com o pedal do carro

F^v – vetor de forças vinculares

F_h – força de reação horizontal do contato calcanhar/assoalho do carro

F_v – força de reação vertical do contato calcanhar/assoalho do carro

g – aceleração da gravidade

H – altura do motorista considerado no modelo

J – matriz Jacobiano

\dot{J} – derivada primeira da matriz Jacobiano em função do tempo

J_1 – momento de inércia do segmento 1 (coxa)

J_2 – momento de inércia do segmento 2 (tíbia)

J_3 – momento de inércia do segmento 3 (pé)

J^T – matriz Jacobiano transposta

k^e – vetor de forças generalizadas

\bar{k} – vetor de forças generalizadas de Coriolis e giroscópicas

l_1 – comprimento do segmento 1 (coxa)

l_2 – comprimento do segmento 2 (tíbia)

L – distância horizontal entre o ponto H referente ao quadril e o pedal do acelerador, representado pelo ponto de contato calcanhar/chão

M – matriz de massa

MT – massa corporal total do motorista considerado no modelo

\bar{M} – matriz diagonal com as massas e momentos de inércia dos segmentos

m_1 – massa do segmento 1 (coxa)

m_2 – massa do segmento 2 (tíbia)

m_3 – massa do segmento 3 (pé)

p – ângulo postural de conforto entre coxa e tronco definido na literatura

q – ângulo postural de conforto entre coxa e tíbia definido na literatura

q – vetor de coordenadas generalizadas

\dot{q} – derivada primeira do vetor de coordenadas generalizadas em função do tempo

\ddot{q} – derivada segunda do vetor de coordenadas generalizadas em função do tempo

r – ângulo postural de conforto entre tíbia e planta do pé definido na literatura

r_i – vetor posição linear do segmento “ i ”, formado pelas posições nos eixos x e y

R – restrições cinemáticas

s – ângulo postural de conforto entre tronco e vertical definido na literatura

T_A – torque ativo máximo proposto por Anderson, Madigan e Nussbaum (2007)

V – distância vertical entre o ponto H referente ao quadril e o pedal do acelerador, representado pelo ponto de contato calcanhar/chão

x_3 - coordenada de posição do centro de massa do pé

y_3 - coordenada de posição do centro de massa do pé

α – ângulo entre a coxa e a horizontal

$\dot{\alpha}$ – derivada primeira em relação ao tempo do ângulo entre a coxa e a horizontal

α_0 – valor inicial de α

β – ângulo entre a direção longitudinal da coxa e a tíbia.

$\dot{\beta}$ – derivada primeira em relação ao tempo do ângulo entre a linha da coxa e a tíbia

β_0 – valor inicial de β

γ – ângulo entre a planta do pé e a horizontal

$\dot{\gamma}$ – derivada primeira em relação ao tempo do ângulo entre a planta do pé e a horizontal

θ_1 – posição angular do segmento 1 (coxa)

θ_2 – posição angular do segmento 2 (tíbia)

θ_3 – posição angular do segmento 3 (pé)

θ_{mi} – ângulo da articulação "i", definidos em Anderson, Madigan e Nussbaum (2007)

$\dot{\theta}_i$ – velocidade angular de "i"

φ_a – ângulo da planta do pé com a horizontal definido em Riener e Edrich (1999)

φ_h – ângulo relativo entre o tronco e a coxa definido em Riener e Edrich (1999)

φ_k – ângulo relativo entre coxa e membro inferior da perna definido em Riener e Edrich (1999)

ψ_t – inclinação do tronco em relação a vertical

τ_i – momento na articulação "i"

τ_{ia} – momento ativo na articulação "i"

τ_{ipass} – momento passivo na articulação "i"

τ_{ia_max} – momento ativo máximo na articulação "i"

τ_p – momento no centro de massa do pé causado pelo contato do pé com o pedal do carro

ΣF_i – somatório das resultantes das forças externas não vinculares e vinculares agindo no segmento "i"

ΣM_i – somatório dos momentos resultantes das forças externas não vinculares e vinculares agindo no segmento "i"

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Pontos de referência utilizados para localização do motorista e definidos de acordo com a nomenclatura especificada na norma SAE J1100.....	38
Figura 2 - Ângulos de postura do motorista especificados na norma SAE J1100	39
Figura 3 - Distâncias vertical e horizontal entre o ponto do calcanhar/acelerador (AHP) e o ponto de referência do banco (SgRP), especificados na norma SAE J1100.	40
Figura 4 - Ângulos posturais de conforto conforme recomendados pela literatura.....	47
Figura 5 - Sentido positivo da inclinação do encosto do banco	51
Figura 6 - Sentidos dos movimentos das articulações do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital.....	58
Figura 7 - Modelo multicorpo dos membros inferiores do motorista de veículos de passeio ..	59
Figura 8 - Diagrama de corpo livre do modelo multicorpo dos membros inferiores do motorista de veículos de passeio	62
Figura 9 - Modelo do membro inferior do motorista com pé apoiado no pedal e calcanhar encostado no assoalho do carro.	67
Figura 10 - Diagrama da otimização do modelo proposto, em que V é a altura do banco, L a distância horizontal do pedal do acelerador à articulação do quadril do motorista, γ o ângulo entre pé e assoalho do carro, H e MT a altura e massa corporal do usuário do veículo e Fp a força de contato entre pé e pedal.	76
Figura 11 - Configurações limites do ângulo entre planta do pé e assoalho do carro adotadas neste trabalho para simulação, com o pé apoiado no pedal do acelerador e calcanhar no assoalho do carro	78
Figura 12 - Resultados da otimização para a função custo adotada, em função das distâncias verticais e horizontais entre banco (articulação do quadril) e pedal do acelerador, para uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.	79

Figura 13 - Corte em $V = 0,2$ m com o valor da função custo (critério de desempenho) em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.....	85
Figura 14 - Posições angulares ótimas para as articulações do quadril (α), joelho (β) e tornozelo (γ), em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,2$ m, e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.	86
Figura 15 - Momentos ativos e passivos na articulação do quadril em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,2$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.	86
Figura 16 - Momentos ativos e passivos na articulação do joelho em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,2$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.	87
Figura 17 - Momentos ativos e passivos na articulação do tornozelo em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,2$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.	87
Figura 18 - Corte em $V = 0,371$ m com o valor da função custo (critério de desempenho) em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.....	90
Figura 19 - Posições angulares ótimas para as articulações do quadril (α), joelho (β) e tornozelo (γ), em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,371$ m, e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.	91
Figura 20 - Momentos ativos e passivos na articulação do quadril em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,371$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.	91
Figura 21 - Momentos ativos e passivos na articulação do joelho em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,371$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.	92

Figura 22 - Momentos ativos e passivos na articulação do tornozelo em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,371$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.	92
Figura 23 - Momentos ativos e passivos na articulação do tornozelo em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,2$ m, uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg e força de contato entre pé e pedal do acelerador de 10N.	96
Figura 24 - Resultados da otimização com a função custo adotada, em função das distâncias verticais e horizontais entre banco (articulação do quadril) e pedal do acelerador, para uma pessoa de 1,65 m de altura e 58 kg de massa corporal.	97
Figura 25 - Resultados da otimização com a função custo adotada, em função das distâncias verticais e horizontais entre banco (articulação do quadril) e pedal do acelerador, para uma pessoa de 1,86 m de altura e 99 kg de massa corporal.	99
Figura 26 - Momentos articulares e momento ativo máximo na articulação do quadril em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,371$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.	102
Figura 27 - Momentos articulares e momento ativo máximo na articulação do joelho em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,371$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.	102
Figura 28 - Momentos articulares e momento ativo máximo na articulação do tornozelo em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,371$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.	103
Figura 29 - Gráfico gerado pelo software OpenSim (DELP et al., 2007) ilustrando a magnitude da máxima força muscular em função da posição angular do joelho. Pela convenção das coordenadas adotada pelo software, o 0 graus corresponde à total extensão do joelho e o -120 graus a máxima flexão atingida por esta articulação.	106
Figura 30 - Gráfico gerado pelo software OpenSim (DELP et al., 2007) ilustrando o braço de momento dos músculos em função da posição angular do joelho. Pela convenção das coordenadas adotada pelo software, as distâncias são representadas com valores negativos. Para a análise proposta neste trabalho, os valores serão considerados em módulo.	107

Figura 31 - Gráfico gerado pelo software OpenSim (DELP et al., 2007) ilustrando o momento ativo máximo em torno da articulação do joelho causado pelos músculos flexores que cruzam a articulação..... 107

Figura 32 - Momento máximo ativo de flexão em torno do joelho em função da posição articular desta articulação, resultados da simulação do presente trabalho..... 108

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Ângulos (em graus) posturais de conforto recomendados pela literatura.	47
Tabela 2 - Mesmos ângulos posturais de conforto recomendados pela literatura (Tabela 1), com a inclusão de mais uma referência.	48
Tabela 3 - Ângulos posturais de conforto.....	48
Tabela 4 - Dados antropométricos do modelo (WINTER, 1990) (CARHART, 2000 apud YAMAGUCHI, 2001).....	60
Tabela 5 - Comparação entre ângulos (em graus) posturais de conforto entre os recomendados pela literatura e os determinados como de conforto no presente trabalho	82

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	19
1.1 Ergonomia.....	19
1.2 Ergonomia Automotiva.....	20
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	24
3 ERGONOMIA DO MOTORISTA.....	35
3.1 A Ergonomia do motorista na Indústria.....	35
3.2 Ergonomia relacionada aos membros inferiores do motorista.....	41
3.2.1 Ângulos posturais de conforto.....	44
3.2.2 Banco e a ergonomia dos membros inferiores do motorista.....	48
3.2.3 Pedais e a ergonomia dos membros inferiores do motorista.....	54
4 MODELO E SIMULAÇÕES.....	58
5 RESULTADOS.....	77
5.1 Resultados para um motorista de 1,78 m de altura e 77,9 kg de massa corporal.....	77
5.1.1 Comparação dos ângulos de conforto com dados da literatura.....	80
5.1.2 Momentos articulares.....	84
5.1.2.1 Momentos articulares para uma altura de banco $V = 0,2$ m ao longo da distância horizontal L	84
5.1.2.2 Momentos articulares para uma altura de banco $V = 0,371$ m ao longo da distância horizontal L	89
5.1.3 Resultados com outros valores de força de contato entre pé e pedal do acelerador.....	95
5.2 Resultados para motoristas de outras estaturas.....	96
5.2.1 Resultados para um motorista de 1,65 m de altura e 58 kg de massa corporal.....	97
5.2.2 Resultados para um motorista de 1,86 m de altura e 99 kg de massa corporal.....	98
6 DISCUSSÃO.....	101

6.1 Momentos articulares e momento ativo máximo para uma altura de banco $V = 0,371$ m ao longo da distância horizontal L para as articulações do quadril, joelho e tornozelo.....	101
7 CONCLUSÃO.....	111
7.1Trabalhos Futuros.....	116
REFERÊNCIAS.....	117

1 INTRODUÇÃO

1.1 Ergonomia

Ergonomia é uma ciência multidisciplinar que envolve informações sobre pessoas e sua interação com máquinas e equipamentos. Através do estudo de características, capacidades e limitações humanas, o projeto e fabricação de equipamentos buscam o melhor ajuste possível no que diz respeito à eficiência, desempenho, produtividade, conforto e segurança do usuário.

Ergonomia envolve “ajustar o equipamento às pessoas (ou usuários)” (BHISE, 2012, p.4), 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 realizada sem que as pessoas precisem realizar movimentos desnecessários ou passar por períodos em posturas desconfortáveis.

“Um ‘sistema humano-máquina’ significa que o ser humano e máquina mantêm uma relação recíproca” (KROEMER; GRANDJEAN, 2001, p.125). Através de sua postura e força muscular, uma pessoa pode manipular sistemas mecânicos como parte de seu corpo. O ser humano é quem toma as decisões nesse ciclo fechado, e é por isso que, no projeto desses sistemas, a pessoa tem que ser considerada como parte do que está sendo projetado, buscando-se sempre o máximo de eficiência e o mínimo de esforço, objetivos da ergonomia.

O que torna ainda mais importante a questão do envolvimento das características humanas no desenvolvimento de equipamentos e máquinas para seu uso e que respeitem e aproveitem seu potencial, é o que acontece quando não se levam em consideração as capacidades e limitações humanas. Se os esforços causados por alguns trabalhos forem excessivos e repetidos durante um tempo mais longo, podem aparecer fadigas localizadas em músculos específicos e dores não só nesses músculos, como também em articulações e outros tecidos humanos (KROEMER; GRANDEJAN, 2001).

Dessa maneira, tendo como principais objetivos o melhor ajuste possível entre homens e equipamentos e a eliminação de lesões, minimização de fadigas, esforços excessivos, custos com tempo perdido de funcionários lesionados que precisam passar um tempo sem trabalhar e

com acidentes que o mesmo pode causar (SCHEER; MITAL, 1997), houve a introdução do conceito da ergonomia em locais de trabalho nas indústrias, serviços e produtos.

Sua necessidade tem crescido desde o início da industrialização, na proporção de fatores como expectativas de consumidores e desenvolvimento de tecnologias (BUTI, 2006). É um campo que começou a ser explorado nos países europeus por volta do ano de 1949 com ênfase na indústria, normatizando dimensionamentos de locais e postos de trabalho e recomendando especificações para o projeto de máquinas e equipamentos, com o objetivo de criar sistemas, produtos e processos funcionalmente superiores. Seguindo essa mesma linha é que, por volta de 1970, os fabricantes de veículos automotivos, buscando a vantagem competitiva, começaram a investir mais na imagem do veículo, priorizando a aerodinâmica e a ergonomia para satisfazerem as necessidades dos consumidores.

1.2 Ergonomia Automotiva

Os eventos relacionados à aplicação da ergonomia no projeto automotivo datam de 1918 (BHISE, 2012), em que há a emissão de padrões e práticas recomendadas para projetos de carros pela Society of Automotive Engineers (SAE). Daquela época até hoje, na indústria automotiva, a demanda dos consumidores por veículos com melhor desempenho tem sido complementada por uma forte demanda por veículos com mais conforto (GRUJICIC et al., 2010). Como resultado, os fabricantes de veículos usam o conforto interno do carro como argumento de vendas e uma maneira de se destacar frente a seus concorrentes.

Por esse motivo, assim como nos postos de trabalho para a indústria e projetos de equipamentos que melhorem as relações homem-máquina, o projeto de um veículo automotivo deve envolver não apenas o bom funcionamento dos componentes físicos como também considerar o usuário como parte de seu sistema, garantindo assim que necessidades como conforto, segurança e conveniência estejam sendo atendidas (BHISE, 2012).

Conforme já mencionado, os problemas relacionados à falta da ergonomia nas diversas atividades realizadas pelo homem podem levar a problemas musculoesqueléticos e dores, leves ou intensas, associadas a inflamações nas articulações e tendões, espasmos musculares dolorosos (cãibras), e doenças dos discos vertebrais (KROEMER; GRANDJEAN, 2001). Em

se tratando da atividade de direção de veículos automotivos, a falta de uma postura adequada pode acarretar em alguns problemas específicos que são agravados conforme o tempo atrás do volante aumenta, como câibras nos pés, dores na região lombar, torcicolos, dores na lateral do corpo, na cabeça e nos olhos (MAJID; NOTOMI; RASMUSSEN, 2011), além de afetar o fluxo sanguíneo quando o banco causa distribuição de pressão inadequada em partes da perna e costas. De acordo com dados citados por Majid, Notomi e Rasmussen (2011) com relação aos problemas específicos mencionados, 81% dos motoristas britânicos avaliados, que assumiram não saber posicionar seus bancos adequadamente, apresentam câibras nos pés, 74% dores na região lombar, no pescoço e na lateral do corpo e 73% apresentam dores de cabeça e nos olhos.

Motoristas expostos a quatro horas de direção possuem o dobro da possibilidade de sofrer de dores na região lombar quando comparados a pessoas que passam quatro horas sentadas, trabalhando em escritórios (KYUNG; NUSSBAUM; REEVES, 2007). Manchikanti (2000) afirma, em seu estudo sobre dores lombares, que motoristas que passam mais da metade do seu dia dirigindo apresentam três vezes mais possibilidade de desenvolver problemas nos discos intervertebrais quando comparados às pessoas que dirigem menos tempo, e que o fato de os condutores de veículos apresentarem constante aumento de dores na região lombar prova que exposições à vibração dos veículos, aliadas à posturas inadequadas, contribuem para o aparecimento desta desordem.

Além disso, de acordo com o autor, 15% da população dos Estados Unidos, entre condutores e não condutores, reporta dores persistentes nesta região do corpo, que permanecerão frequentes em 65 a 80% dos casos, ou seja, pessoas sofrerão com essa desordem, considerada a mais comum das desordens musculoesqueléticas, por praticamente toda a vida. Entre os condutores avaliados, foi percebido que a maior incidência de reclamações de dores na região lombar está entre policiais, motoristas de ônibus, de caminhão e de tratores, com 70% desses últimos apresentando mudanças degenerativas prematuras na coluna vertebral, por conta não apenas da postura adotada nesses veículos como também pelas constantes movimentações que a atividade exige.

No projeto de veículos automotivos é essencial que a ergonomia esteja contida em todo o processo de desenvolvimento do produto, mas em nenhum outro momento ela se faz tão importante quanto nos primeiros estágios de conceito e projeto (PORTER, J. M.; PORTER, C. S., 2001), pois traz benefícios como redução de possíveis custos futuros e ajuda

os profissionais responsáveis pelo desenvolvimento do produto a priorizar aspectos relacionados a conforto para os usuários de veículos (HASLEGRAVE; HOLMES, 1994). Critérios ergonômicos como postura dos futuros usuários precisam ser definidos ainda na fase de projeto, uma vez que mudanças em fases posteriores podem acarretar em impactos econômicos para o fabricante. Relacionados a esses critérios estão a habilidade do veículo em acomodar esses usuários, a ausência de restrições ao movimento de entrada e saída do veículo, o conforto ou ausência de distúrbios e visibilidade externa (BUTI, 2006).

Dentro deste contexto, Bhise (2012) agrupou as considerações para acondicionamento dos ocupantes de veículos da seguinte forma:

a) espaço de entrada e saída: forma e posicionamento dos bancos, espaço disponível para movimentação da cabeça, tronco, joelhos, coxas, pés e mãos;

b) postura sentada confortável: altura do banco e espaço para as pernas, cabeça e ombros, ângulo entre tronco e coxa, ângulo entre cabeça e tronco, entre coxa e tíbia, entre pé e tíbia, comprimentos e larguras do assento e encosto do banco e encostos de cabeça, forças e pressões na coluna vertebral, forma das superfícies de suporte nas regiões lombar e da coxa, tudo isso referente à localização do volante e pedais;

c) controles das mãos e pés: localização dos controles das mãos e pés, posição da cabeça, olhos e ouvidos (para a aquisição de informações), movimentos corporais e posturas (mãos, pés, cabeça e torso) enquanto se opera os controles e uso de porta-copo, porta-mapa, sistemas de informação e entretenimento;

d) visibilidade de áreas internas e externas: localização e movimentos dos olhos, movimentos da cabeça, pescoço e torso enquanto se busca informação da estrada e de dentro do veículo e campos disponíveis de visão (obstruções causadas por estruturas veiculares e componentes, e campos de visão dos espelhos);

e) espaços para armazenamento: fornecimento de espaços de armazenamento convenientes e seguros para acomodação de itens trazidos para o carro durante viagens;

f) serviço do veículo: fornecimento de espaço e acesso conveniente para realização de serviços e manutenção no veículo.

Relacionado a essas condições para acondicionamento dos usuários, em especial à letra b listada acima, e à tentativa de diminuir as lesões e desordens musculoesqueléticas

reportadas pelos motoristas em geral, este trabalho tem como objetivo permitir a análise da ergonomia dos motoristas dos veículos automotivos, mais especificamente de seus membros inferiores, através do desenvolvimento de um modelo matemático e uma metodologia sistemática que leva em conta parâmetros antropométricos desse usuário e sua interação com a relação de distâncias entre banco e o pedal do veículo automotivo que ele dirige. Serão apresentadas propostas de melhor posicionamento de pernas e pés, em termos de ângulos articulares, para se dirigir, sob o ponto de vista de momentos articulares otimizados representando menos esforço e fadiga muscular, para pessoas de diversas estaturas, além de uma análise detalhada da relação entre conforto e desconforto e momentos nas articulações da perna.

A metodologia sistemática proposta neste trabalho pode servir como fonte de análise à indústria automotiva, que, como observado durante a execução deste trabalho, utiliza procedimentos e softwares com valores de posições de bancos e pedais muitas vezes pré-determinados e padronizados, sem que se tenha a real percepção do que acontece ao motorista em termos de forças atuando em seu pé, ativações musculares e momentos articulares.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Diversos estudos sobre a ergonomia do motorista de veículos automotivos foram encontrados na literatura, e serão explicados em detalhes nesta seção. Alguns dos enfoques seguidos pelas análises aqui apresentadas não foram utilizadas no presente trabalho, mas servem como referência para a análise a ser conduzida aqui. Os estudos serão apresentados em ordem cronológica, contendo informações referentes à interação de motoristas com bancos e pedais, métodos de medição de conforto e recomendações. Apenas os trabalhos relacionados a ângulos posturais de conforto não aparecerão nessa revisão, uma vez que serão detalhados nas seções posteriores deste trabalho que tratam especificamente desses ângulos.

A relação entre os bancos automotivos e dores nas costas dos motoristas foi assunto de interesse de Hall (1972), que realizando uma pesquisa com grupos de pessoas que têm contato constante com veículos automotivos, descobriu que quase todos os pesquisados sofrem ou sofreram algum tipo de dor nas costas. Para relacionar essas dores reportadas por esses motoristas com os bancos dos veículos, e provar a hipótese de que pessoas que sofrem mais constantemente com dores e problemas musculoesqueléticos são particularmente mais sensíveis a má posturas e bancos desconfortáveis, Hall (1972) realizou testes experimentais com 17 voluntários que sofriam ou não com essas dores. Isso resultou na descoberta de que a sensação de desconforto e posterior desordens de saúde eram mais frequentemente reportadas pelas pessoas mais altas e mais baixas, os extremos do grupo avaliado.

Dando continuidade à sua investigação, o autor discute o fato de os bancos dos carros utilizados nos testes favorecerem apenas uma parcela da população, falhando em atender os tamanhos extremos de motoristas. Além disso, foram registradas as observações feitas pelos voluntários, como a necessidade das pessoas mais altas por espaço para as pernas e de um suporte suficiente para a parte inferior da coxa, para as pessoas mais baixas. Por fim, o estudo conclui que todos os motoristas sofrerão algum tipo de problema nas costas se dirigirem carros que não levam em conta a relação entre bancos, volantes e pedais, altura do teto, espaço para as pernas e posição dos controles de forma a favorecer a movimentação de usuários de todas as estaturas.

Mantendo a preocupação com as dores nas costas dos motoristas provocadas pelos veículos automotivos, Troup (1978), baseado na informação de que pessoas que trabalham

dirigindo possuem maior probabilidade de desenvolver esse tipo de problema, realizou um estudo para relacionar aspectos do carro com as causas dos problemas de saúde. Assim, fatores como a postura proporcionada pelos bancos, o esforço muscular exigido para a atividade da direção e a vibração à qual está sujeito o motorista foram revisados em termos de sua relação com o desconforto e problemas, principalmente, na região lombar, e foi mostrado que todos eles influenciam os discos intervertebrais e, conseqüentemente, a saúde do motorista. Como maneiras de prevenir os problemas causados por esses fatores, o autor indica inclinações de encosto e assento do banco, suporte lombar, presença de suspensões feitas para bancos a fim de diminuir sua frequência de vibração, e projeto de pedais que possam ser operados com o calcanhar apoiado no assoalho do carro com a finalidade de reduzir esforços musculares, principalmente, da articulação do quadril.

Motavalli e Ahmad (1993) descrevem em seu estudo alguns aspectos biomecânicos relacionados ao conforto de bancos automotivos, bem como às diferentes metodologias utilizadas para a avaliação desse conforto. Segundo os autores, os aspectos da posição sentada relacionadas à biomecânica do corpo humano são a coluna vertebral, a pressão nos discos intervertebrais e a atividade muscular, que podem afetar a sensação de conforto do motorista ou produzir dores localizadas em diferentes partes do corpo caso o projeto do veículo não contemple soluções para boa acomodação da coluna vertebral e diminuição das pressões e atividades musculares.

A antropometria relacionada ao projeto de bancos também é apontada, e parâmetros como altura, inclinação do encosto e espaço para as pernas foram citados como sendo necessários à boa postura. Como métodos de avaliação de conforto dos bancos automotivos, o estudo de Motavalli e Ahmad (1993) menciona a eletromiografia dos músculos (registro dos sinais elétricos gerados nos músculos), as avaliações subjetivas, avaliações dimensionais de partes do corpo que complementam os métodos já citados, estudos de partes do corpo realmente afetadas pelos bancos, medições de conforto através de desempenho do motorista (maior desempenho, maior conforto), e distribuição da pressão causada pelo corpo humano.

O conforto dos bancos automotivos é um dos índices mais importantes que determinam seu desempenho (PARK et al., 1998), e com o intuito de se diferenciar das diversas avaliações subjetivas, os autores propuseram um método de se avaliar objetivamente o conforto dos bancos, através da técnica de distribuição de pressão entre o corpo e a superfície dos mesmos. Assim, mediram a pressão causada por pessoas diferentes em regiões

diferentes de sete bancos, para que tivessem mais dados para a correlação com as avaliações subjetivas que tiveram que ser conduzidas para que se entendesse melhor qual região do corpo estava mais relacionada a desconforto e por quê. Nesta correlação, foi concluído que os bancos considerados mais confortáveis foram aqueles que apresentaram distribuição de pressão mais simétrica, tanto no assento quanto na região lombar do encosto do banco, ou seja, quadril e as costas devidamente apoiados. Mapas de pressão não simétricos no encosto e assento, mostrando uma maior pressão de um lado do que de outro foram associados a maiores desconfortos na posição de dirigir.

Este método de estudo da pressão de interface entre banco e usuário se mostrou útil na avaliação do conforto em bancos (GYI et al., 1998 apud ANDREONI et al., 2002), pois a maior parte do peso do corpo é suportado pelo banco na posição sentada. Correlacionar a distribuição da pressão exercida pelo corpo no banco com a postura do motorista é uma maneira de avaliar seu desconforto (NA et al., 2005). O entendimento dos padrões de pressão de contato mais apropriados para os humanos pode ajudar no projeto de bancos mais satisfatórios, e, de acordo com Gyi e Porter (1999), é esperado que essas medições de pressão possam ser usadas na busca de pontos de possível desconforto.

Entretanto, em seu estudo experimental, Gyi e Porter (1999) observaram que mapas de contorno de pressão no assento do banco, feitos por pessoas diferentes, são insatisfatórios para prever desconfortos, pois tais assentos foram reportados igualmente desconfortáveis mesmo possuindo padrões de distribuição de pressão bem diferentes uns dos outros. Seu experimento ainda mostrou que as observações dos voluntários do teste sobre o conforto do banco não foram consistentes com as áreas de maior pressão, mostrando que a análise subjetiva diferia daquela que seria esperada com relação à pressão.

Muitos dos carros apresentam bancos com uma quantidade considerável de ajustes (KOLICH, 2000), mas há pesquisas que indicam que os usuários não sabem ajustar seus bancos para obter máximo benefício. Assim, com o objetivo de analisar um dos ajustes apresentados por bancos automotivos, Kolich (2000) faz um experimento em que coleta dados de distância horizontal considerados de conforto pelos participantes do teste, e, com os dados em mãos, conclui que o total de curso horizontal disponível em alguns bancos não foi utilizado pelos sujeitos testados, o que pode significar que um melhor projeto com relação ao comprimento total desse curso deve ser feito pelos fabricantes. Ainda dentro da análise do curso horizontal dos bancos, ele também observou que nos três bancos testados, pelo menos

um ocupante foi até o fim do curso, para trás, concluindo que uma extensão do trilho nesse sentido deva ser considerada pelos fabricantes, como forma de melhorar o conforto desses usuários.

Posições ideais de pedais também são pautas de alguns estudos, pois estão diretamente relacionados ao conforto do motorista. Nesse sentido, Parenteau, Shen e Shah (2000) avaliaram os benefícios de pedais de freio ajustáveis pela determinação de seu efeito na distância entre o ocupante e o volante, na postura do ocupante e na cinemática de seu pé. Com o objetivo de mostrar a utilidade de pedais ajustáveis horizontalmente, principalmente para pessoas de baixas estaturas em carros maiores, foram testados voluntários em dois veículos, um grande e um pequeno, em três posições de pedais de freios diferentes. No carro menor, o pedal podia ser deslocado em até 116 mm e no maior 108 mm. As vantagens de se ajustar o pedal foram mais destacadas justamente para pessoas de baixas estaturas, pois o ajuste preferido permitiu um aumento na distância entre tronco e volante, e entre joelho e volante, distâncias que se mostraram benéficas em casos de colisões frontais. Ergonomicamente, facilitou para os grupos de todas as estaturas no sentido de movimentar o pé de acordo com o que cada usuário considerava mais confortável.

Além do ajuste horizontal, os pedais desenvolvidos para a avaliação feita por Parenteau, Shen e Shah (2000) também permitia uma variação na distância com relação ao assoalho do carro. Segundo os autores, a diminuição nessa distância vertical medida do centro do pedal ao assoalho, melhora o posicionamento dos pés e minimiza lesões nos membros inferiores.

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 deste pedal e a altura do banco. Em paralelo a essa avaliação de parâmetros, os autores conduziram estudos para analisar o movimento da perna do momento em que ela se aproxima do pedal até o momento em que o motorista apóia o pé novamente no assoalho do carro, e fazem algumas considerações baseados nos tempos que tais movimentos levaram e na trajetória percorrida pela perna da pessoa. Voltando aos parâmetros, seguem algumas das conclusões apresentadas: 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.

Em estudos sobre avaliações ergonômicas do condutor de veículos, modelos computacionais com figuras humanas são comumente utilizados (REED; FLANNAGAN, 2000). Métodos comuns dessas avaliações utilizam modelos que representam extremos de algumas dimensões corporais, como altura total ou altura do tronco da pessoa sentada, e neste estudo os autores propõem uma avaliação desses modelos com o objetivo de mostrar que é preciso muito cuidado na escolha dos parâmetros antropométricos que serão utilizados no projeto de um veículo, que os chamados modelos limites nem sempre são adequados aos propósitos. Os autores ilustram seu ponto de vista mostrando ajustes de curso horizontal de bancos preferidos por pessoas de várias estaturas, e prova que pessoas de uma mesma estatura diferem bastante na preferência da distância ao banco ao pedal. Cerca de 80 mm de variação foram encontrados experimentalmente entre duas pessoas de 1,65 m, ou seja, pessoas com mesmos parâmetros antropométricos assumem posturas diferentes, e essa variabilidade postural, segundo Reed e Flannagan (2000) é tão importante quanto as medidas antropométricas da população a quem se destina um produto sendo projetado.

Visando a análise da postura do motorista e sua interação com o banco do carro, Andreoni et al. (2002) desenvolveram um método que consiste em aquisições de dados cinemáticos de voluntários através de sistemas automáticos de medição, e reconstrução computacional do movimento/postura e mapas de pressão de contato entre a pessoa e o banco. Os autores realizaram um experimento que conta com voluntários e um simulador estático, e no qual vários ângulos posturais foram medidos, dos membros superiores aos inferiores, com a utilização de equipamentos e pontos específicos do corpo humano. Esses ângulos foram comparados a valores da literatura (a serem apresentados no capítulo Resultados, deste trabalho), e os autores conseguiram confirmar os limites de ângulos assumidos pelos participantes de seu teste. Assim como em Park et al. (1998), eles também buscavam uma análise objetiva de verificação de postura, e também utilizaram a técnica da pressão causada pelo corpo no banco.

Com relação a essa pressão de contato banco/motorista, o experimento encontrou mapas diferentes entre os voluntários, o que foi explicado pelas diferentes estratégias de sentar adotadas pelas pessoas. Elas escolhiam suas posições mais confortáveis com o pé

direito no acelerador e o esquerdo ao lado do pedal da embreagem, e, como essa posição era praticamente fixa para todos, o que diferenciou a escolha de suas posturas foi o ângulo lombar, formado entre a pélvis e o tronco e modificado pela inclinação do encosto do banco. Com as diferentes estratégias de sentar e mapas de pressão definidos, o método desenvolvido pelos autores tornou possível o entendimento dos picos de pressão e sua eliminação, em busca de uma distribuição mais uniforme e que cause conseqüentemente menos danos e dores musculares.

Este estudo conduzido por Andreoni et al. (2002) chega, portanto, a diferente conclusão da obtida por Gyi e Porter (1999) detalhada acima, no que diz respeito à utilidade dos métodos de pressão como forma de medir o conforto do motorista. Se para Gyi e Porter (1999) o método foi insatisfatório, Andreoni et al. (2002) o utiliza como garantia para evitar compressão de tecidos musculares e circulação sanguínea e, portanto, o considera um método eficiente para predizer posturas confortáveis.

Questionando a contribuição de considerações antropométricas em projetos de bancos para aumentar o conforto, e tendo coletado informações da literatura sobre a adaptabilidade do corpo humano em várias condições de bancos diferentes, Kolich (2003) avaliou experimentalmente pessoas de pesos e alturas diversos em bancos de carros compactos, que foram medidos para que suas dimensões pudessem fazer parte do estudo. Deste modo, após os participantes avaliarem o conforto do banco subjetivamente respondendo a um questionário, os dados passaram por um tratamento estatístico que mostrou diferenças entre o que a literatura indica como critério e o que os voluntários sentiram como mais confortável. A avaliação foi feita considerando-se aspectos do banco como suporte lombar, largura e comprimento do assento, que tiveram seus critérios de projeto comparados aos dados subjetivos. Por exemplo, um assento de banco projetado com comprimento de 305 mm para satisfazer critérios antropométricos, teria sido avaliado positivamente pelos participantes do teste se tivesse um comprimento maior que 362 mm. Realizando esse mesmo tipo de análise com os outros parâmetros, ele evidenciou a discrepância que existe entre critérios de acomodação com base em dados antropométricos e as preferências do usuário.

Segundo Freeman e Haslegrave (2004), viagens prolongadas podem levar a dores nas costas, o que tem sido confirmado pelas reclamações de motoristas em suas pesquisas. Ainda de acordo com as autoras, os motoristas cujos veículos possuem mais níveis de ajustes como inclinação do volante e bancos, sofrem menos de desordens musculoesqueléticas. Como um

dos principais fatores limitantes de posição dos motoristas, os pedais automotivos precisam ser projetados de modo a melhorar o conforto, e, com o objetivo de analisar posições de pedais de acelerador, esse estudo, através de um teste em um simulador computacional, propõe posições ótimas para esses pedais. Com foco nos ângulos de conforto fornecidos pela literatura, foram definidas posições aceitáveis para pedais, com limites que acomodam todos os manequins no simulador. Distâncias horizontais (dentro do que foi definido como preferidas pelas autoras, e para várias estaturas) entre pedal e quadril ficaram entre 632 e 903 mm para bancos com alturas de 150 mm, entre 635 e 901 mm para bancos com altura de 200 mm e entre 654 e 892 mm para bancos com 250 mm de altura.

Em uma análise posterior à feita por Wang et al. (2000), Wang, Gadegbeku e Bouzon (2004) avaliaram as mesmas questões descritas no estudo citado, detalhando mais a influência dos parâmetros do pedal e banco nos aspectos biomecânicos, como ângulos e momentos nas articulações. Eles explicam que o movimento da perna obedece ao princípio do trabalho mínimo, ou seja, a preferência de não levantar a perna durante a fase de aproximação do pedal da embreagem e de baixos momentos no joelho e quadril durante a fase de depressão do pedal, por isso as preferências dos usuários por menores deslocamentos e resistências de pedais.

Com base na afirmativa de que, quando se sente em uma posição desconfortável o motorista tende a se mexer mais frequentemente para compensar a posição de desconforto (LEE et al., 1995 apud NA et al., 2005), 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.

Através da observação da mudança de pressão nos bancos, sua avaliação mostrou que os três ângulos tendem a aumentar quando o motorista dirige longas distâncias, o que foi relacionado a avaliações subjetivas que indicaram um aumento no desconforto dos usuários durante esse período de direção prolongada. Em longas distâncias o quadril do usuário tende a escorregar para frente, o que ocasiona esse aumento dos ângulos. Por conta disso eles recomendam que medições de posturas na direção de automóveis sejam feitas enquanto o motorista está dirigindo, e não antes ou depois.

O estudo realizado por Fraysse, Wang e Chese (2007) aborda o cálculo de forças musculares desenvolvidas durante a operação com o pedal da embreagem, com o objetivo de estimar a validade desses cálculos e apontar as dificuldades que precisam ser superadas (FRAYSSE; WANG; CHESE, 2007). Para isso, dados foram medidos experimentalmente e a operação com o pedal reconstruída através de um modelo cinemático dos membros inferiores. Para que pudessem calcular as forças musculares, um modelo biomecânico composto por 30 músculos e suas geometrias foi desenvolvido, seguido pelo cálculos das forças externas causadas pelo pedal, forças de reação nas articulações e os momentos em torno das mesmas, e através de um algoritmo de otimização, as forças musculares foram descobertas. Após a validação de seu modelo e da análise de padrões de força típicos na operação do pedal da embreagem, os autores não encontraram uma correlação satisfatória entre atividade muscular e percepção de desconforto, apontando que o único parâmetro, dentre os verificados por eles, que alteraram as forças musculares de alguma maneira foi a resistência do pedal.

Os autores concluem, portanto, que a falta de correlação entre a sensação subjetiva de desconforto dos voluntários do teste experimental e a atividade muscular simulada é a ausência de propriedades musculares no modelo, especialmente a relação força-comprimento (o próximo capítulo terá uma seção que explicará essa relação com mais detalhes), e complementam sua conclusão afirmando que a sensação de desconforto pode estar tanto relacionada ao alto esforço muscular realizado quanto a posição angular das articulações mais próximas de seus limites máximos de movimento.

Com o intuito de propor uma metodologia para o projetos de pedais, o trabalho desenvolvido por Tanaka et al. (2009) estuda as propriedades humanas em operações com o pedal através de simulações de comportamento dos pontos de contato entre a planta do pé e pedal em dois ângulos diferentes. Pela observação dos movimentos do pé descalço com o pedal, os autores observaram que a forma dos dedos muda quando se muda o ângulo operacional do pedal, e com isso desenvolveram um modelo matemático com o qual conseguiram demonstrar que a percepção humana de força nos pés depende das condições de contato entre pé e pedal. Assim, formularam um procedimento para projeto de pedais levando em conta essas percepções de força observadas, utilizando nessa formulação parâmetros que consideram todas as posturas de pés para cada layout diferente de pedal. As avaliações experimentais aconteceram em um sistema físico e, em relação ao banco, este ficava a uma altura de 250 mm, e não houve nenhuma alteração neste parâmetro uma vez que não era esse o foco dessa investigação.

Ainda que não faça parte desse estudo a questão de forças em frenagens bruscas, o trabalho de Behr et al. (2009) será comentado aqui apenas para que se possa exemplificar melhor o nível de força que pode ser aplicada por uma pessoa no pedal. Através 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 das 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 N no simulador estático e 778 N no teste realizado com o carro real. Essas forças são elevadas se comparadas com o que será adotado neste trabalho, que diferentemente do experimento mencionado, trata de viagens prolongadas com o pé apoiado no pedal do acelerador.

Rasmussen, Torholm e Zee (2009) estudaram a influência da inclinação do assento de uma cadeira genérica e seu coeficiente de atrito nas forças internas do corpo humano. Através de um modelo musculoesquelético detalhado e análise por dinâmica inversa, os autores concluíram que a atividade muscular dos membros inferiores cresce à medida que o assento é inclinado no sentido de aumentar o ângulo que ele faz com o encosto do banco, pois há uma tendência de escorregamento da pélvis no sentido de uma postura ereta e a consequente necessidade de ativação muscular dos membros inferiores para impedir esse escorregamento. Já em relação à coluna vertebral, o estudo mostrou uma dependência não só da inclinação do assento como também do coeficiente de fricção entre a superfície do assento e o corpo humano. Quando o coeficiente é pequeno, o benefício da inclinação do assento acontece até aproximadamente 10 graus; depois desse ponto, a maior inclinação do assento, ou seja, o maior ângulo do assento com o encosto causa o aumento na pressão nos discos lombares porque há a diminuição do contato do corpo com o encosto do banco, novamente por conta da tendência de escorregamento observada nesse sentido de inclinação.

Grujicic et al. (2010) também analisaram a postura sentada do motorista de carros através do critério de fadiga mínima e um programa de simulação computacional do sistema musculoesquelético. Eles avaliaram fatores que contribuem para a fadiga em viagens de longas distâncias sob o ponto de vista de ativações musculares em grupos de músculos estabelecidos por eles. Os resultados principais estão relacionados aos trabalhos realizados por Rasmussen, Torholm e Zee (2009) e Majid, Notomi e Rasmussen (2011), no que diz respeito à inclinação do encosto do banco e o coeficiente de fricção entre o motorista e o banco do carro. Em linhas gerais, como resultados, eles concluíram que há um aumento na

atividade muscular do grupo de músculos da coxa (formado aqui pelo semimembrâneo e o reto femoral) quando se inclina o encosto do banco em 10 graus em relação à vertical, diferentemente do que acontece com os músculos inferiores da perna, que tiveram os valores de suas ativações reduzidos em virtude dessa inclinação. Quanto ao coeficiente de fricção, uma diminuição de 0,5 (bancos com tecido de algodão) para 0,2 (bancos de vinil ou couro) fez com que os músculos da coxa diminuíssem seus níveis de ativação muscular, enquanto o grupo de músculos do membro inferior da perna teve sua ativação aumentada, novamente para evitar o escorregamento do motorista devido a esse baixo coeficiente de fricção.

O estudo acima, além dos parâmetros já citados, analisou também a influência da distância horizontal do banco ao pedal do acelerador. Quando o banco foi ajustado 100 milímetros para frente em relação aos 830 milímetros do caso usado como referência, os autores não encontraram nenhuma mudança nos níveis de ativação muscular. O contrário aconteceu quando o banco foi deslocado os mesmos 100 milímetros, só que para trás. Neste caso houve um aumento de atividade no grupo de músculos da coxa, porque, com o banco mais para trás, o pedal do acelerador ficou mais distante, e os músculos inferiores da coxa precisavam ser mais ativados para que houvesse o contato do pé com o pedal.

Em um estudo subsequente aos de Rasmussen, Torholm e Zee (2009) e Grujicic et al. (2010), Majid, Notomi e Rasmussen (2011), investigaram, também através 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 anterior (RASMUSSEN; TORHOLM; 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 graus em relação à horizontal 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 graus foram dados como benéficos para motoristas.

Os autores ainda discutem a influência da alteração na rigidez da mola do acelerador na atividade muscular, e alterando esse valor entre zero e 40 Nm/rad, descobriram que sem o suporte de uma mola no pedal (rigidez zero), os músculos da perna precisam estar altamente

ativados para conseguir manter a perna levantada. Além disso, fica claro pelos resultados obtidos no estudo que o suporte adequado da mola do pedal do acelerador, com valor de 20 Nm/rad, reduz as atividades musculares e as forças na espinha dorsal.

Assim, tendo apresentado alguns estudos encontrados na literatura, pode ser observado que a preocupação com o conforto do motorista de veículos automotivos existe a algumas décadas. É possível observar, ao longo dos anos, o maior uso de técnicas computacionais e modelos matemáticos e biomecânicos que visam, sendo complementados pelos testes práticos ainda utilizados, analisar algum aspecto específico da postura e conforto de usuários de veículos. Alguns trabalhos são voltados à utilização dos pedais e outros a bancos, e ainda há os que tratam dos ângulos posturais de conforto a serem revisados nas seções específicas, e todos são relacionados a postura principal do motorista e sua sensação, subjetiva ou objetiva, ao assumir a tarefa de dirigir.

Alguns fatores mencionados nos estudos, como por exemplo a movimentação da perna enquanto o pedal é pressionado, o escorregamento do quadril no banco e as forças na espinha dorsal não serão consideradas de forma direta na presente modelagem. Este trabalho utilizará modelos biomecânicos para a análise do conforto do usuário dos veículos de passeio e mencionará parte dos aspectos citados nessa revisão, como altura e curso horizontal dos bancos, efeito da força do pedal nos momentos causados nas articulações da perna direita (estando o pé apoiado no pedal), atividades musculares e fadiga.

3 ERGONOMIA DO MOTORISTA

Aos conceitos sobre a ergonomia em geral e a relacionada ao setor automotivo segue a ergonomia mais diretamente relacionada ao motorista dos veículos de passeio. O capítulo anterior explicou os diversos estudos e métodos utilizados ao longo do tempo com o objetivo de entender e melhorar a postura e conforto dos motoristas, e esse capítulo visa, além de explicar como a indústria atual pratica a questão do conforto, mostrar como o presente trabalho tratará o aspecto da ergonomia dos motoristas.

3.1 A Ergonomia do motorista na indústria

Humanos procuram instintivamente uma postura corporal que permite um baixo gasto de energia, dentro dos limites do que é fisicamente e biomecanicamente possível, e que permitam facilidade e eficiência na execução de uma tarefa (JUDIC et al., 1993 apud KOLICH, 2000). Na tarefa de dirigir, em que há a interação física entre o operador humano (motorista) e a máquina (carro), o operador regula as propriedades dinâmicas de seus membros superiores e inferiores no sentido de operar o automóvel, manipulando-o de acordo com suas intenções. Por isso, especial atenção deve ser dada ao posicionamento e conforto de quem dirige, garantindo um equilíbrio entre o que é bom e o que é prático. Assim, neste trabalho o foco será a ergonomia do motorista, pois este está no comando do veículo e está sujeito a mais fadiga que os demais passageiros (PARK et al., 2000).

Dirigir nas cidades hoje em dia pode ser um dos maiores desafios encontrados pelos motoristas, pois eles têm que lidar com ciclistas, pedestres, trânsito lento, reformas em rodovias, faróis vermelhos e mais uma infinidade de circunstâncias. Além disso, com o aumento do trânsito, especialmente nas grandes cidades, as pessoas têm passado mais tempo dentro de seus carros (LYONS; URRY, 2005), transformando percursos urbanos em trechos de longas distâncias. Desordens musculoesqueléticas causadas por conta do tempo passado em posturas sentadas, atrás do volante, podem aparecer, pois essa atividade estática é considerada um fator de risco para o aparecimento de pressões na coluna vertebral (SCHEER; MITAL, 1997). Segundo Johansen e Johren (2002 apud GRUJICIC et al., 2010), as desordens

na saúde originadas pela má postura do motorista acarretam grandes custos para a sociedade através de dias de trabalho perdidos e redução em sua produtividade e efetividade.

Além das já citadas dores na espinha dorsal particularmente na região lombar, muitos motoristas se queixam também de dores no pescoço e ombros, câibras, dores de cabeça e nas vistas que, aliadas às dores musculares causadas pelos esforços repetitivos que a atividade de dirigir exige e a vibração aos quais são expostos, só fazem aumentar as dores nas costas (MAJID; NOTOMI; RASMUSSEN, 2011) (HOSTENS; RAMON, 2005).

Portanto, 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 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 o veículo automotivo.

Assim, no projeto de um veículo, a indústria automotiva precisa garantir que a acomodação do motorista permita que ele realize movimentos com liberdade, e o foco nesse projeto de acomodação dos usuários dos veículos deve estar relacionado à minimização dos problemas de saúde, à operação de direção, à posição sentada, à visão, ao espaço e às ferramentas necessárias para garantir a direção do automóvel (JINDONG, 2010 apud DU; REN; GAO, 2011), além do desenvolvimento de bancos com suportes lombares, descanso de braço, assentos que se inclinam e suporte para pescoço (RASSMUSSEN; TORHOLM; ZEE, 2009).

Para chegar no projeto adequado de acomodação de motoristas e passageiros de veículos automotivos, muitas indústrias começam seus projetos pelo departamento de Estilo, que possui a responsabilidade de desenvolver os conceitos para o novo veículo (BHISE, 2012). Esse conceito proposto por essa equipe precisa ser acordado com as demais áreas da empresa (MOHAMED; YUSUFF, 2007) para garantir que o projeto esteja adequado ao custo planejado e à capacidade da manufatura.

Em geral, times multifuncionais são criados quando se inicia um projeto de um veículo, garantindo assim que os fatores como materiais, processos de manufatura, expectativas de clientes e regulamentações governamentais sejam atendidas (BHISE, 2012). Assim, de uma maneira geral, com as áreas responsáveis fornecendo as informações necessárias, com a decisão de características desejadas para o produto definida, e com a

aprovação da liderança da companhia, começa o projeto proposto pela área de Estilo e times multifuncionais, seguida pelas áreas de Engenharia de Produto, área de Custos, Engenharia de Processos, Compras, Validação e Testes e Qualidade, cada uma responsável por uma etapa diferente desse projeto (FILHO, 2005).

Detalhando o desenvolvimento desse novo projeto com relação aos fatores ergonômicos e a etapa em que o motorista é posicionado no espaço definido como seu habitáculo pelos engenheiros responsáveis, Bhise (2012) identificou essa como sendo a terceira tarefa envolvendo posicionamento de ocupantes e avaliações ergonômicas. Segundo o autor, a primeira delas diz respeito às questões como a população a quem o produto se destina, seus desejos e necessidades, bem como qual o segmento de mercado pretendido, se voltados a carros mais luxuosos, mais econômicos, quatro ou duas portas e assim por diante. Definidas essas questões, é nesse momento que os parâmetros antropométricos do motorista são levados em conta, através de estudos com pessoas que possuem o tipo de veículo semelhante ao que será projetado e análises dos bancos de dados das empresas.

A segunda tarefa definida por Bhise (2012) está relacionada ao projeto do exterior do automóvel, e é na terceira tarefa em que o motorista e ocupantes do veículos são posicionados, e aqui são definidos os parâmetros AHP, SgRP (a serem apresentados ainda nesta seção), posição dos pedais e curso dos bancos nos trilhos. As tarefas 4 a 11, definidas pelo autor, dizem respeito à localização de alguns controles, determinação da localização dos olhos do motorista, projeto de bancos (largura, comprimento do assento e encosto, suporte lombar), definição da visibilidade sobre e através do volante, projeto do painel de instrumentos e disposição de controles que se encontram nele, painéis de porta e console e por fim as tarefas direcionadas a garantir os campos de visão para o motorista dirigir com segurança.

Assim, para desenvolvimento de cada uma das tarefas listadas acima e para garantir o cumprimento de relações ergonômicas e a previsão precisa da postura da atividade de dirigir, essenciais para o projeto do interior de um veículo (REED et al., 2000), desenhos e representações gráficas tridimensionais são feitas em aplicações computacionais utilizadas pela indústria, que seguem os padrões determinados pela SAE como instruções para seus projetos e acomodação dos ocupantes e usuários de automóveis.

As Figuras 1, 2 e 3 mostram algumas dimensões e pontos de referência internos padronizados pelas normas SAE relacionados à chamada postura principal do motorista. Eles

foram definidos com o objetivo principal de unificar a nomenclatura e as dimensões do veículo (MORELLO et al., 2011). A seguir apresentam-se algumas definições, com foco nos membros inferiores. Os códigos aqui apresentados são os que foram padronizados pela SAE, mas no modelo proposto pelo presente trabalho será utilizada outra nomenclatura, considerada mais apropriada para atender aos objetivos do estudo aqui proposto.

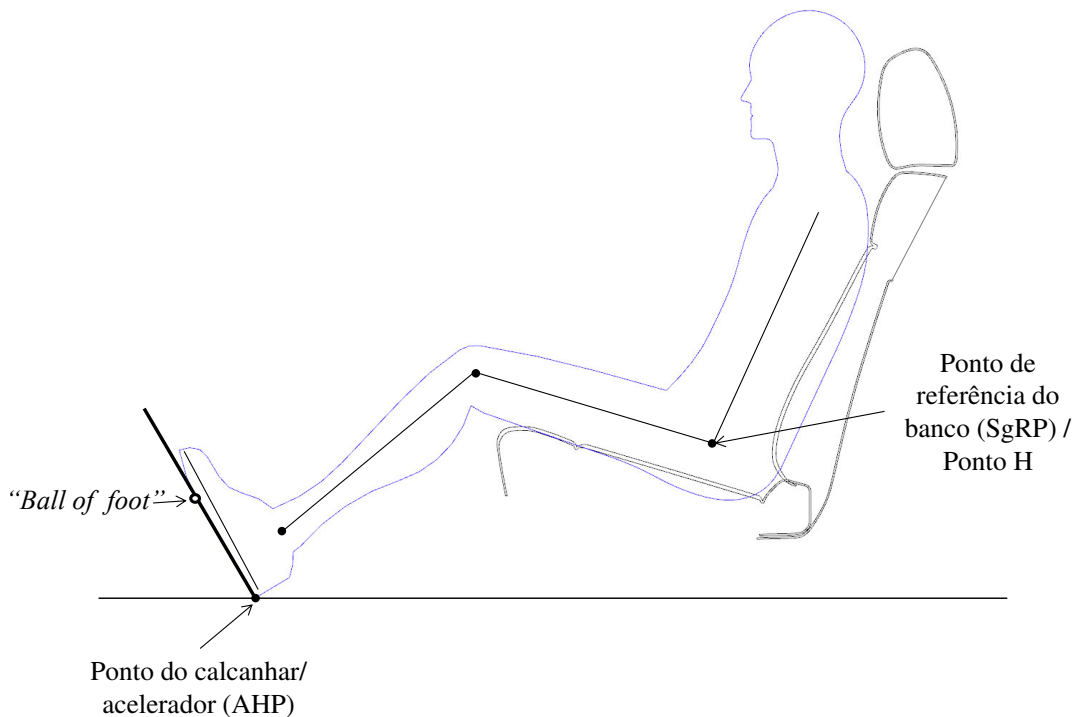


Figura 1 - Pontos de referência utilizados para localização do motorista e definidos de acordo com a nomenclatura especificada na norma SAE J1100
 Fonte: Autora “adaptado de” Bhise, 2012, p.34

a) o ponto do calcanhar-acelerador (AHP) é definido pela SAE J1100 como a interseção do calcanhar com o assoalho do carro (considerando o carpete que cobre o assoalho e que há o uso do sapato). Basicamente, é o ponto onde o calcanhar do sapato do motorista está em contato com o carpete quando o pé do motorista está posicionado no pedal do acelerador, sem pressioná-lo (BHISE, 2012);

b) o chamado “*Ball of foot*” (BOF) é o ponto em que o pé do motorista está em contato com o pedal do acelerador;

c) o ponto H simula a articulação do quadril e fornece uma referência para a localização de uma posição sentada. É um ponto importante relacionado à posição do motorista, pois determina a postura confortável, a segurança e o espaço para membros superiores e inferiores, cabeça e zona de visão (DU; REN; GAO, 2011);

d) o ponto de referência do banco (SgRP) é definido pela SAEJ1100 como um ponto H específico e único para uma dada posição de sentar. É o local de um ponto específico do quadril designado pelo fabricante que serve como um ponto de referência para definir cada posição sentada. Há apenas um SgRP para cada passageiro do veículo (um SgRP para o motorista, um para o passageiro, e um para cada passageiro do banco de trás). Bancos ajustáveis possuem muitas trajetórias de ponto H, mas apenas um deles é definido como o SgRP para dada posição sentada. Ainda segundo a norma, o SgRP é definido no início do processo de design do veículo, e o mais crítico a ser definido é o do motorista. A localização dos controles frequentemente operados nos veículos automotivos como pedais, alavanca de transmissão e volante são normalmente relacionados a esse ponto (MEHTA et al., 2007);

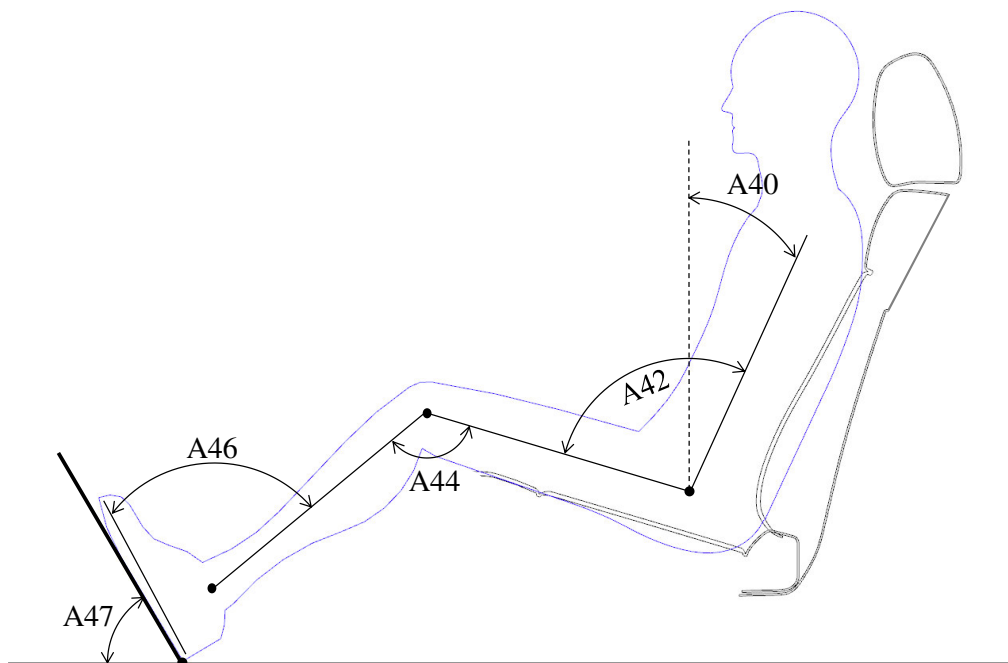


Figura 2 - Ângulos de postura do motorista especificados na norma SAE J1100
 Fonte: Autora “adaptado de” Bhise, 2012, p.34

e) o código A40 representa o ângulo formado pela direção longitudinal do tronco com a vertical, e também é chamado de ângulo do encosto do banco;

f) o A42 é o ângulo do quadril, formado pelas direções longitudinais da coxa e do tronco;

g) o ângulo representado pelo código A44 é o ângulo do joelho, que, como mostra a Figura 2, é formado entre a direção longitudinal da coxa e do membro inferior da perna;

h) o A46, ou ângulo do tornozelo, é formado pela direção longitudinal do membro inferior da perna e a direção dada pela planta do pé descalço, medido sempre na perna direita;

i) o ângulo do plano do pedal, representado pelo código A47, é definido pela norma SAE J1100 como o ângulo do pedal do acelerador em relação à horizontal;

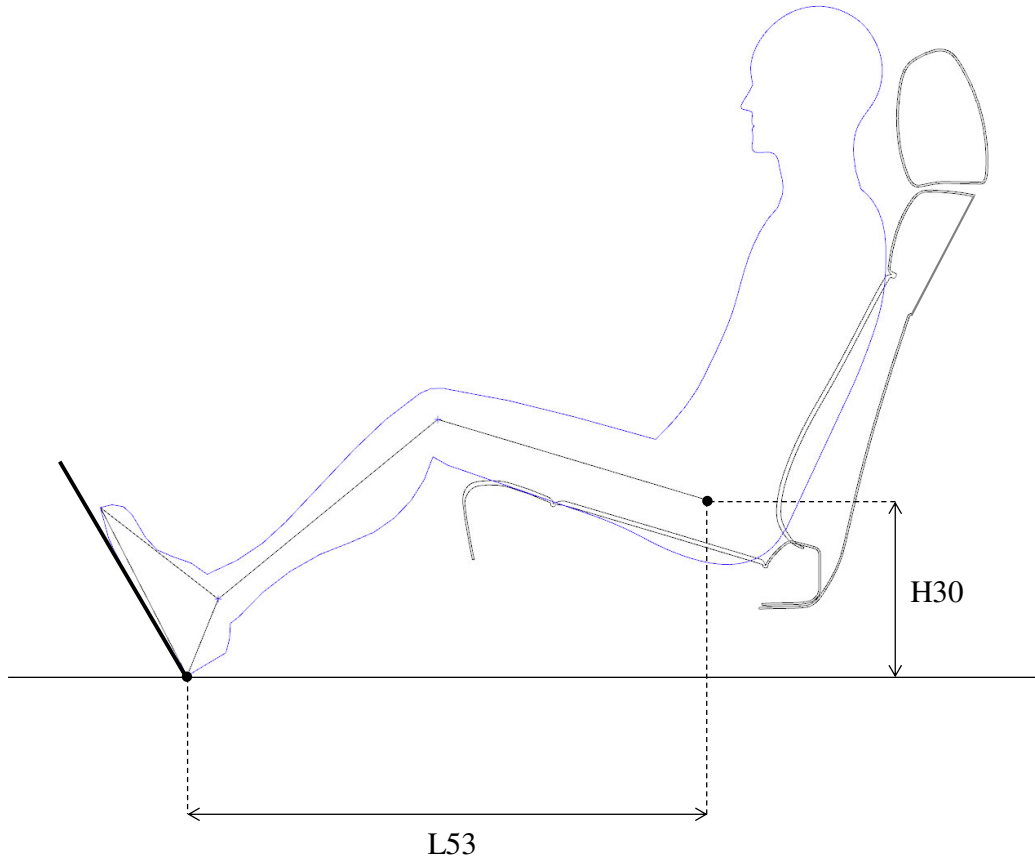


Figura 3 - Distâncias vertical e horizontal entre o ponto do calcanhar/accelerador (AHP) e o ponto de referência do banco (SgRP), especificados na norma SAE J1100.

Fonte: Autora “adaptado de” Bhise, 2012, p.34

j) L53 é a distância horizontal entre o ponto de referência do banco (SgRP) e o ponto do calcanhar-acelerador (AHP);

k) H30 é a distância vertical entre os mesmos dois pontos mencionados no item anterior.

3.2 Ergonomia relacionada aos membros inferiores do motorista

Como já explicado anteriormente, o foco deste trabalho é a ergonomia relacionada aos membros inferiores do motorista, ou seja, coxa, membro inferior da perna e pé e suas interações com o banco e pedal do acelerador, em busca da melhor posição de conforto e entendimento do comportamento dos momentos articulares nas regiões consideradas mais ou menos confortáveis de acordo com o critério a ser estabelecido no trabalho. O pedal do acelerador foi escolhido por ser o mais utilizado pelo motorista, não sendo usado apenas durante as frenagens (MORELLO et al., 2011).

Nessa seção será estabelecida a relação entre conforto, fadiga muscular e momentos nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, que serão utilizados posteriormente, na simulação, como variáveis de otimização nos cálculos com a dinâmica inversa.

Conforto cobre muitos aspectos e é, portanto, difícil de quantificar (OUDENHUIJZEN; TAN; MORSCH, 2004). Em geral, representa uma idéia difusa (BUBB; ESTERMANN, 2000), lembrando aspectos como conveniência, contentamento e algo agradável. Helander e Zhang (1997 apud VINK; HALLBECK, 2012) definem o conforto como um estado agradável ou sensação de relaxamento de um ser humano interagindo com o ambiente, e o desconforto como um estado desagradável do corpo humano relacionado a seu ambiente físico. Segundo Vink e Hallbeck (2012), quando na tentativa de definir parâmetros de conforto, atenção precisa ser dada a vários aspectos, como a atividade ou contexto do experimento sendo realizado, qual área do corpo está sendo avaliada, se há preferências individuais e o tempo necessário para realizar determinados experimentos.

Do ponto de vista da ergonomia, o conforto está relacionado a uma sensação de saúde e segurança, e o desconforto está relacionado a fatores biomecânicos envolvendo 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 uns dos mais importantes aspectos a serem considerados no projeto dos veículos (PORTER; GYI, 1998 apud ANDREONI et al., 2002).

Neste trabalho a melhoria do conforto será relacionada à redução da fadiga do motorista para evitar desordens musculoesqueléticas (HARRISON et al., 2000), principalmente quando se dirige por longas distâncias ou por tempo prolongado. Segundo

Grujicic et al. (2010), os principais fatores responsáveis pela fadiga quando se dirige longas distâncias são os máximos níveis de atividade muscular alcançados pelas pernas, forças de contato entre motorista e banco do carro e a magnitude das forças na espinha dorsal.

Kroemer e Grandjean (2001) definiram o termo fadiga dividindo-o em duas situações, a fadiga geral e a fadiga muscular. Segundo os autores, a fadiga geral é caracterizada por sentimentos de desinteresse por qualquer tipo de atividade, diferentemente da fadiga muscular, que é um fenômeno doloroso que aparece nos músculos sobrecarregados e fica ali localizada. Neste tipo de fadiga há uma diminuição do desempenho do músculo com o aumento do esforço, que é caracterizado não apenas pela redução da capacidade de realização de força mas também pela redução na velocidade do movimento. Com isso, há o aumento de erros, que, no caso de quem dirige, pode levar a acidentes.

A fadiga muscular está relacionada à porcentagem de fibras musculares ativadas, e esse nível de ativação é um dos fatores que, junto com a propriedade força-comprimento, ajuda a definir a magnitude das forças nos músculos (ERDEMIR et al., 2007). Essa ativação muscular faz os músculos produzirem força e movimentar as articulações da maneira desejada. O que gera a rotação nas articulações são os momentos causados pelas forças dos músculos que cruzam a articulação. A forma como os músculos geram esse momento nas articulações é dependente de alguns fatores, como a geometria musculoesquelética (que determinará a trajetória dos músculos, pontos de origem e inserção dos mesmos) e da força muscular (ERDEMIR et al., 2007) (HOY; ZAJAC; GORDON, 1990). A geometria musculoesquelética determina os braços de momento e portanto o momento sobre a articulação produzido pela força muscular. Esse braço de momento, multiplicado pela força gerada pelo músculo, é a contribuição ao momento que causará o movimento nas articulações (ERDEMIR et al., 2007).

Os músculos produzem momentos ativos e passivos nas articulações em que eles atuam (RIENER; EDRICH, 1999) e o momento resultante em cada articulação é a soma dos momentos gerados por cada músculo que passa pela articulação e por outras estruturas como ligamentos (HAHN et al., 2011). Momentos passivos são aqueles que agem na articulação quando todos os músculos que a cruzam estão relaxados (MANSOUR; AUDU, 1986). Eles são gerados por músculos não ativos e esticados além de seu comprimento ótimo (ARNOLD et al., 2010). Já os ativos estão diretamente relacionados à ativação muscular e são

influenciados pelo comprimento e velocidade de contração do músculo e pelo braço de momento do músculo, conforme explicado anteriormente.

Os momentos ativos são dependentes dos ângulos articulares de duas maneiras, pela variação do braço de momento com o ângulo entre os segmentos e pela propriedade força-comprimento dos músculos, já que esse comprimento é dependente do ângulo (ANDERSON; MADIGAN; NUSSBAUM, 2007). Essa propriedade força-comprimento diz respeito à capacidade de produção de força do músculo com relação a seu comprimento; um músculo, a um nível de ativação constante e diminuindo seu comprimento desenvolve cada vez menos força, até chegar a aproximadamente à metade de seu comprimento ótimo, quando não consegue mais produzir força (YAMAGUCHI, 2001). Se o músculo, por outro lado, é esticado além de seu comprimento de descanso, ele também consegue desenvolver forças máximas cada vez menores até um certo ponto em que não consegue mais exercer força alguma. A força máxima produzida pelo músculo acontece no chamado comprimento ótimo das fibras musculares.

Em estudos de ciclismo, foi proposto que o comportamento dos momentos articulares é um indicador indireto do esforço muscular (REDFIELD; HULL, 1986a; REDFIELD; HULL, 1986b; MARSH; MARTIN; SANDERSON, 2000 apud BINI, 2008), pois eles representam o momento resultante gerado sobre as articulações. Da mesma maneira, parte-se do pressuposto de que momentos articulares são sensíveis à fadiga muscular (MARSH; MARTIN; SANDERSON, 2000), o que levou ao uso da somatória de valores absolutos dos momentos nas três articulações do membro inferior como função custo para maximização do desempenho do ciclista nas pedaladas.

No caso específico deste trabalho, os momentos nas articulações são influenciados pela força aplicada no contato entre o pé e o pedal do acelerador. Essa força, influenciando o nível de ativações musculares, conforme já foi explicado, fará com que os músculos gerem momentos nas articulações. Desta maneira, neste trabalho, os momentos articulares serão utilizados como parâmetros biomecânicos para diferenciar posições ergonômicas do motorista, uma vez que estão relacionados a força do músculo, nível de ativação muscular e fadiga correspondente a essa ativação. Para uma mesma força de contato, os momentos nas articulações aumentarão ou diminuirão em função das posições angulares assumidas pelos segmentos para determinadas posições de banco e pedal.

3.2.1 Ângulos posturais de conforto

A ergonomia de membros inferiores está diretamente relacionada aos ângulos formados pelos seus segmentos durante o ato de dirigir, pois os ângulos assumidos pelas várias partes do corpo estão entre os fatores que mais influenciam o conforto do usuário dentro de um carro. Ângulos dentro das amplitudes de movimento das articulações definidas pela anatomia do corpo humano e seu sistema muscular são necessários para a manutenção da postura do motorista por longos períodos de tempo e sua capacidade de operar os controles (MORELLO et al., 2011).

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 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 (FRAYSSE; WANG; CHÈSE, 2007).

Schmidt et al. (2013), em seu estudo sobre ângulos articulares ótimos e preferidos por usuários de veículos, apresentam os 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, explicados a seguir. Os ângulos recomendados pelos trabalhos revisados por Schmidt et al. (2013) serão apresentados no capítulo Resultados, na Tabela 5, quando comparações com os resultados da simulação do presente trabalho estiverem sendo conduzidas.

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 a quantidade de articulações estudadas, qual a 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.

Além disso, é importante frisar a limitação do processo de comparação dos ângulos articulares isoladamente. Posições confortáveis são determinadas por uma combinação de ângulos de diferentes articulações de forma que a observação de um dos ângulos isoladamente é questionável. Um determinado ângulo do quadril, por exemplo, pode corresponder a uma postura confortável ou não, dependendo da posição angular das demais articulações e da posição relativa entre o pedal e o banco. Esta discussão será retomada mais adiante na seção Resultados.

Quanto a classe à qual o veículo pertence, Kyung e Nussbaum (2009) compararam posturas entre os chamados veículos SUV (*Sport Utility Vehicle*) e carros sedans, e concluiu que recomendações diferentes devem ser propostas dado a classe do veículo, principalmente por conta da diferente geometria interna, que mostra bancos mais baixos 60mm, em média, para carros sedans quando comparados a SUVs (AUTOGRAPH, 2003 apud KYUNG; NUSSBAUM, 2009). Contrastando com essa observação, Tilley e Dreyfuss (2002, apud SCHMIDT et al. 2013), mencionam que posturas ótimas são as mesmas para todos os veículos.

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, mas 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. Os autores fazem uma ressalva, no entanto, observando que o conforto proporcionado por bancos precisa ser estudado não apenas em termos de ângulos dos segmentos corporais, mas também com relação ao suporte que ele fornece ao motorista e pressão de contato entre ele e o corpo desse motorista.

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 preferem o ângulo formado pelo tronco e coxa maior do

que mulheres, e, conseqüentemente, a inclinação do encosto do banco foi maior para homens que para mulheres.

A estatura dos usuários também foi analisada como fator influenciador da postura e ângulos de conforto. Neste quesito, Hanson, Sperling e Akselsson (2006) não encontraram diferenças entre grupos de pessoas com menos de 1,70 m e maiores de 1,90 m. Em contrapartida, Kyung e Nussbaum (2009) reportaram diferenças, nos dois veículos utilizados por eles, no ângulo do tornozelo (Figura 4) esquerdo, mostrando que pessoas consideradas de estaturas medianas (aproximadamente 1,70 m) preferem menores ângulos do que os outros dois grupos, de baixa e alta estatura.

Último quesito passível de afetar a postura e conforto dos motoristas a ser citado nesta revisão, a idade é considerada 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).

Os métodos utilizados pelos autores citados nos trabalhos acima e a quantidade de articulações estudadas serão vistos na Tabela 5. A seguir, descrevem-se mais trabalhos existentes na literatura, em que os autores recomendam ângulos entre segmentos a serem seguidos no projeto dos carros e pelos motoristas, visando seu conforto e soluções para problemas de saúde relacionados a má postura.

Park et al. (2000), em seu estudo sobre posições confortáveis, fez uma avaliação experimental em que pessoas sentavam em um simulador e se posicionavam da maneira mais confortável que conseguissem, alterando características como posição do banco e outros aspectos permitidos no simulador. Através de avaliações subjetivas das pessoas que passaram pelo teste, os autores puderam comparar o que estavam verificando experimentalmente com resultados de outros estudos (Figura 4, Tabela 1). Como pode ser notado, as faixas de valores dos ângulos de conforto para as três articulações reportadas neste estudo foram um pouco diferentes daquelas informadas em outras fontes da literatura. Deve-se notar que esses resultados aplicam-se a posições de conforto preferidas por coreanos, público alvo do estudo.

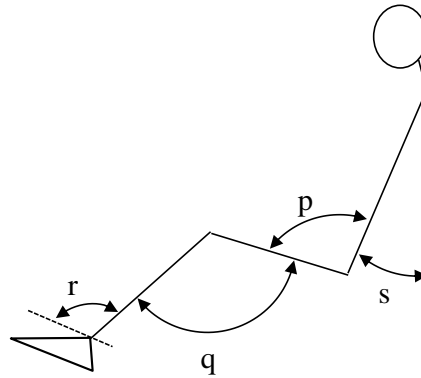


Figura 4 - Ângulos posturais de conforto conforme recomendados pela literatura
 Fonte: Autora “adaptado de” Andreoni et al., 2002, p.517

Tabela 1 - Ângulos (em graus) posturais de conforto recomendados pela literatura.

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

Fonte: Park et al.(2000)(REBIFFÉ, 1969; GRANDJEAN, 1980; PORTER E GYI, 1998 apud PARK et al.,2000)

Na Tabela 1, uma das referências utilizadas foi um estudo de Porter e Gyi (1998 apud PARK et al., 2000), cujos valores de ângulos obtidos foram coletados experimentalmente, através de um equipamento que simulava posições de dirigir (PORTER, J. M.; PORTER, C. S., 2001) consideradas mais confortáveis por quem participava do experimento. Comparando esses dados com os estudos anteriores de Rebiffé (1969 apud PORTER, J. M.; PORTER, C. S., 2001) e Grandjean (1980 apud PORTER, J. M.; PORTER, C. S., 2001, e PARK et al., 2000), percebe-se uma proximidade entre todos os valores dos ângulos. Os outros dois estudos foram apenas citados pelos dois autores (PORTER, J. M.; PORTER, C. S.,2001; PARK et al., 2000), e portanto não há informação sobre como foram coletados.

Em outro estudo, Freeman e Haslegrave (2004) utilizaram um simulador computacional para encontrar a melhor posição do pedal do acelerador que levasse a boas condições de conforto para as articulações. As posições de pedal consideradas aceitáveis foram aquelas que levaram a ângulos nas articulações do quadril, joelho e tornozelo dentro dos limites determinados por Rebiffé (1966-67 apud FREEMAN; HASLEGRAVE, 2004). Entretanto, para algumas posições de pedal não foi possível encaixar os três ângulos de articulação dentro dos limites estabelecidos, tendo sempre o ângulo do tornozelo como o que ultrapassava o limite mínimo determinado por Rebiffé (1966-67 apud FREEMAN; HASLEGRAVE, 2004). Com isso as autoras buscaram outros dados da literatura, trocaram o valor do ângulo desta articulação e deram prosseguimento à sua avaliação, utilizando como

referência limites dos ângulos dos mesmos autores citados em Park et al. (2000) anteriormente, estabelecendo as posições angulares aceitáveis para continuar com sua busca de posições de pedal de acelerador. Os resultados do critério aceitável imposto no estudo seguem mostrados na Tabela 2, em comparação à literatura consultada por Freeman e Haslegrave (2004).

Tabela 2 - Mesmos ângulos posturais de conforto recomendados pela literatura (Tabela 1), com a inclusão de mais uma referência.

	Rebiffé (1969)	Grandjean (1980)	Porter e Gyi (1998)	Park et al., (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: Freeman e Haslegrave (2004) com exceção dos dados de Park et al. (2000). (REBIFFÉ, 1969; GRANDJEAN, 1980; PORTER; GYI, 1998 apud FREEMAN; HASLEGRAVE, 2004)

Em seu estudo sobre análise de postura e pressão de contato entre motorista e banco, Andreoni et al. (2002) também propuseram alguns ângulos de conforto que foram comparados a valores de referência de outros estudos. Os valores de ângulos de tornozelo não foram medidos neste caso e os resultados seguem abaixo (Tabela 3). Nela se repetem alguns dos valores já citados nas Tabelas 1 e 2 e mais algumas referências, que, como nos casos anteriores, não puderam ser diretamente acessados no presente trabalho.

Tabela 3 - Ângulos posturais de conforto.

	Wisner-Rebiffé (1963)	Rebiffé (1969)	Babbs (1979)	Tilley (1994)	Andreoni et al. (2002)
p (quadril)	85° - 100°	95° - 120°	95° - 120°	95° - 100°	83° - 105°
q (joelho)	100° - 120°	95° - 135°	95° - 135°	110° - 120°	123° - 149°

Fonte: Andreoni et al. (2000). (WISNER; REBIFFÉ, 1963; REBIFFÉ, 1969; BABBS, 1979; TILLEY, 1994 apud ANDREONI et al., 2002)

3.2.2 Banco e a ergonomia dos membros inferiores do motorista

O projeto e 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 do motorista em 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.

O conforto dos bancos automotivos é um assunto que tem crescido em importância devido ao maior foco dos fabricantes automotivos em fornecer produtos que, além do desempenho, tragam consigo uma sensação de prazer ao serem utilizados (ALESSANDRO; SANDRO, 2009). Além disso, bancos são considerados os maiores responsáveis por dores nas costas e músculos e demais desordens musculoesqueléticas, e, por isso, demandam intervenções ergonômicas adequadas (KYUNG; NUSSBAUM; REEVES, 2007). Fatores de banco como seu formato, material do estofamento e acabamento, altura e inclinação do assento, inclinação do encosto e presença ou não de suporte lombar tem que ser considerados tão importantes nos bancos de carros como são em cadeiras de escritório (HARRISON et al., 2000), pois têm influência direta na postura do corpo e nos momentos articulares.

Os ajustes de bancos são fornecidos para garantir a adaptação ao interior do veículo de acordo com as preferências e características antropométricas do motorista. O mínimo de conjunto de ajustes que um banco pode apresentar é o curso horizontal (que move o banco nos trilhos, pra frente e para trás) e o ajuste do encosto, que regula o ângulo do encosto do banco (KOLICH, 2000). Ambos estão relacionados ao aumento da sensação de conforto. “O desconforto reduz-se em função dos arranjos preferidos” (KROEMER; GRANDJEAN, 2001, p. 74). Outro tipo de ajuste que alguns bancos apresentam é a regulagem de altura, que favorece, por exemplo, os que têm estaturas mais baixas, no que diz respeito à visibilidade.

Estudos já foram realizados avaliando as mudanças de alguns dos parâmetros citados acima na sensação de conforto dos usuários. Por exemplo, Wang et al. (2000), e Wang, Gadegbeku e Bouzon (2004) investigaram experimentalmente como a alteração de alguns parâmetros, dentre eles a altura do banco, influenciava a sensação de conforto do usuário relacionado ao uso do pedal da embreagem. Esses trabalhos focam no conforto relacionado ao uso do pedal e serão abordados novamente mais adiante, mas aqui vale dizer que os autores concluíram que a altura do banco possui efeito significativo no ângulo do quadril, atuando no sentido de diminuí-lo, e influencia também os ângulos do joelho e tornozelo. Relacionada à sensação de conforto, experimentalmente eles concluíram também que a altura preferida por mulheres de baixa estatura é de aproximadamente 250 milímetros e para os grupos de homens (de estaturas médias e altas) a altura de banco ideal é de aproximadamente 300 milímetros.

Por outro lado, Park et al. (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.

Com relação ao impacto que a altura do banco pode trazer para os membros inferiores do motorista, Reed et al. (2000) analisou como três alturas diferentes de bancos afetaram as características posturais. Através de uma avaliação experimental, os autores utilizaram um simulador e especificaram os pontos de referência recomendados pela SAE. Com relação à altura do banco, os testes foram feitos considerando distâncias verticais do assoalho do carro ao ponto que representa o quadril da pessoa de 180, 270 e 360 milímetros, correspondentes a vários tipos de veículos. Eles puderam verificar que para as alturas maiores, os usuários, homens ou mulheres, preferem sentar mais próximos dos pedais, ou seja, diminuir a distância horizontal entre o banco e pedal. Foi observada também a grande influência da altura do banco na localização do quadril do usuário, que foi relacionada com a posição do volante e a necessidade de ajuste deste para que o usuário se sentisse confortável.

De um 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 vai se sentir 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.

Outro tipo de ajuste oferecido na maioria dos bancos de carros, as mudanças na inclinação do banco com relação à postura do condutor já foram objeto de estudos de alguns trabalhos. Grujicic et al. (2010) e Majid, Notomi e Rasmussen (2011), por exemplo, chegaram à conclusão de que uma inclinação do encosto do banco é benéfica para a postura e conforto do motorista sob o ponto de vista de ativações musculares. No trabalho de Grujicic et al. (2010) foi concluído que, para o grupo de músculos da tíbia, houve uma diminuição de ativação muscular de cerca de 37% quando alterou-se a inclinação do encosto do banco de zero para 10 graus (sentido da inclinação ilustrada na Figura 5). A investigação de Majid, Notomi e Rasmussen (2011) concluiu que um ângulo ideal de inclinação de encosto estava entre 20 e 25 graus já que reduz a atividade muscular tanto nos membros inferiores quanto nas articulações da coluna vertebral.

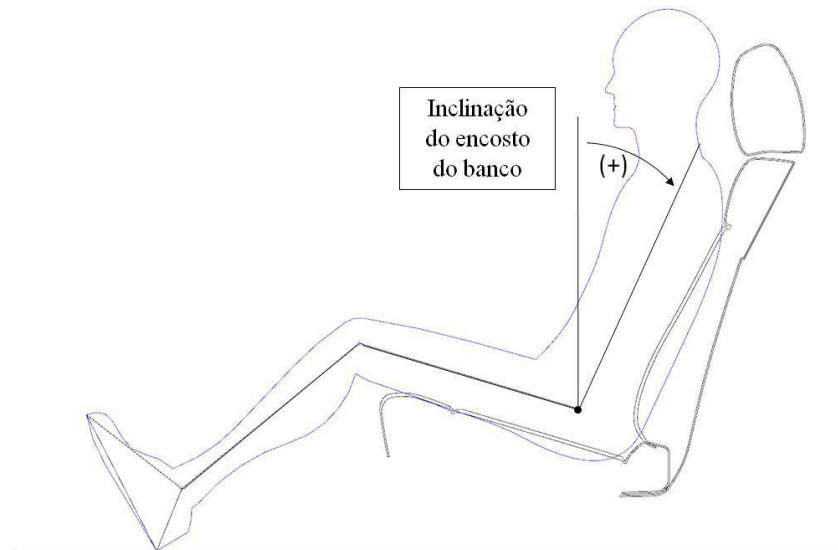


Figura 5 - Sentido positivo da inclinação do encosto do banco
Fonte: Autora

De fato, como 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 graus em relação à vertical.

A distância horizontal do ponto de contato entre calcanhar e assoalho do carro quando o motorista apóia o pé no pedal do acelerador e uma linha vertical que passa pelo seu quadril também é um parâmetro a ser verificado quando se analisa a ergonomia dos membros inferiores do usuário. A variação deste parâmetro, através do deslocamento do banco ao longo do trilho (e, conseqüentemente, nas localizações do ponto H definidos pela norma SAE) para frente ou para trás, pode ser estudada tanto em trabalhos voltados a bancos quanto em trabalhos que focam os pedais, uma vez que é uma dimensão relativa aos dois.

É certo que essa 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. Carros que não possuem cursos satisfatórios podem, por exemplo, comprometer a direção de pessoas de baixas estaturas, que podem não conseguir movimentar os pedais até o fim de seu curso, ou o farão estendendo ao máximo a articulação do tornozelo. Da mesma maneira pessoas mais altas podem se sentir em um espaço muito confinado caso o curso dos bancos não permita

uma correta acomodação das pernas, dificultando e prejudicando a atividade da direção (KOVACEVIC et al., 2010).

Kolich (2000) recomenda algumas distâncias horizontais entre o ponto de contato do calcanhar com o assoalho do carro e o quadril do usuário, para diversas estaturas. Ele estabelece valores que vão de 748 mm para mulheres de 1,50 m a 812 para mulheres de 1,75 m de altura, e de 828 mm para homens de 1,65 m a 892 mm para aqueles que têm 1,90 m. Essas recomendações levam em conta uma mínima rotação da articulação do quadril, e foram feitas baseadas em análises de movimentação da perna dentro dos veículos, ou seja, em carros automáticos, a pessoa tem que conseguir colocar seu pé direito atrás do pedal do freio e em carros manuais ela tem que conseguir movimentar o pedal da embreagem até o fim sem ficar na ponta dos dedos.

Grujicic et al. (2010) mostrou, através de uma análise computacional, que uma translação do banco de 100 mm para trás em relação a uma distância de referência de 830 mm aumenta a ativação muscular dos músculos inferiores da coxa, uma vez que a pessoa precisa esticar mais a perna para completar o movimento no pedal do acelerador. Como não há descrição de altura da pessoa considerada, entende-se que essa análise sirva principalmente para pessoas com maiores estaturas, pois 830 mm já é uma distância elevada. Entretanto, com relação à atividade muscular, o mesmo raciocínio pode ser empregado para pessoas de estaturas mais baixas em distâncias horizontais menores.

Em relação a essa distância, Freeman e Haslegrave (2004) chegaram a limites que acomodam todos os usuários, principalmente aqueles para quem uma postura confortável para dirigir é um desafio, ou seja, os extremos da população que dirige. Foram obtidos valores mínimos de 632, 635 e 654 mm respectivamente para bancos com alturas de 150, 200 e 250 mm com relação ao assoalho do carro e valores máximos de 903, 901 e 892 mm também com relação às mesmas alturas de bancos. Com essas combinações de valores para acomodação de estaturas extremas é possível entender que os ajustes de banco estão completamente relacionados, no que diz respeito à posição de conforto do motorista, entre si e com os parâmetros antropométricos da pessoa sendo considerada na análise.

De uma maneira geral, o curso do trilho dos bancos, correspondentes aos pontos do quadril mais próximos ou mais distantes do pedal, deve ter um comprimento suficiente para acomodar confortavelmente a população que dirige. Caso o curso não seja suficiente, o condutor terá que se sentar e dirigir em uma posição que não será a sua preferida, o que, além

de comprometer a atividade de direção do veículo, pode levar a problemas musculoesqueléticos dependendo do tempo que a pessoa passar nessa posição não favorável (REED et al., 2000). Essa situação afeta particularmente os menores motoristas, que precisam se aproximar mais dos pedais a fim de movimentá-los corretamente. Baseado na norma SAE J4004, uma variação de distância nos trilhos de 240 mm é necessária para acomodar pelo menos 95% dos motoristas (KOLICH, 2006; CHAFFIN et al., 1999; KONZ; JOHNSON, 2004 apud BHISE, 2012).

Além dos fatores mencionados acima, outros parâmetros influenciam a postura e o conforto do motorista, e, embora não detalhados neste trabalho, algumas considerações gerais sobre eles serão apresentadas a seguir.

Um desses parâmetros é o suporte lombar, que é uma estrutura que fica em contato com a parte inferior das costas nas posições sentadas (REED; SCHNEIDER, 1996). O objetivo principal do suporte é estabilizar o tronco e melhorar a estabilidade corporal de quem senta, fornecendo, pelo seu abaulamento para fora e seu contorno convexo, contato com as costas do motorista e mantendo a espinha dorsal em uma postura adequada, mais próxima da natural possível.

Alguns autores conseguiram mostrar que, com o tamanho certo e combinado com uma inclinação do banco correta, o suporte pode reduzir a pressão nos discos vertebrais. Como exemplo, Chaffin, Anderson e Martin (1999) apud Bhise (2012) mostram que, com uma inclinação do encosto do banco de 30 graus com relação à vertical e 50 mm de suporte lombar, a pressão nos discos é a menor possível, próximo de 200N. Essa pressão vai crescendo com a diminuição da inclinação e os mesmos 50 mm de suporte lombar e com o aumento da inclinação, mas desta vez sem o suporte.

Algumas recomendações fornecidas na literatura indicam que, além da presença do suporte, é necessário que ele seja ajustável, para cima e para baixo e para dentro e para fora, para que possa acomodar diferentes indivíduos enquanto mantém a curvatura natural de sua espinha dorsal.

O assento dos bancos também interfere na questão do conforto do motorista, e existem recomendações sobre seu comprimento, largura e ângulo de inclinação com relação a horizontal. De uma maneira geral, é recomendado que ele, assim como o encosto, seja mais reto que curvo no sentido de sua largura, evitando concentração de pressão nos tecidos e ossos

do corpo em contato com esse assento. Assentos mais planos permitem a realização de pequenos movimentos, o que aumenta a sensação geral de conforto. O comprimento deve ser satisfatório para apoio das coxas, mas nem tão comprido que não permita que os menores motoristas apoiem suas costas no encosto ou necessitem pressionar o assento com a coxa enquanto operam os pedais, e sua largura deve permitir que pessoas de quadris mais largos e com roupas mais grossas consigam sentar-se adequadamente. Por fim, sua inclinação deve ser entre 5 a 15 graus para trás, de modo a permitir ao usuário escorregar para trás e transferir parte de seu peso para o encosto (HARRISON et al., 2000) (BHISE, 2012).

3.2.3 Pedal e a ergonomia dos membros inferiores do motorista

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 a fadiga muscular e desconforto dos motoristas (SANDERS; MCCORMICK, 1993 apud WANG; GADEGBEKU; BOUZON, 2004), pois podem levar a posições não ergonômicas das articulações da perna. Para alcançar desempenho e eficiência adequados no uso dos pedais, os fabricantes precisam levar em conta os dados antropométricos dos usuários (MEHTA et al., 2007). Pedais cujo desenvolvimento levam em consideração dados antropométricos e biomecânicos dos motoristas ajudam a melhorar o conforto e minimizar problemas musculares (FREEMAN; HASLEGRAVE, 2004). Caso isso não aconteça, o uso constante dos pedais pode exigir muito do motorista e fazer com que ele ultrapasse a sua tolerância muscular, levando a problemas de saúde e potencializando o perigo de acidentes.

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 formato. Além disso, as posições relativas entre cada dispositivo do carro, como volante e pedais, devem ser projetadas de forma a fornecer posição ótima de direção ao motorista, assim como a movimentação dos pés do pedal do acelerador ao pedal do freio, que deve ser segura e confortável (HORIUE et al., 2012). Essa distância entre os dois pedais precisa ser adequadamente projetada, de modo a evitar que o motorista pise acidentalmente no pedal

errado (WOODSON; CONOVER, 1966 apud GLASS; SUGGS, 1977), assim como a distância entre bancos e pedais.

Essa posição relativa entre bancos e pedais influencia tanto o conforto quanto a segurança na operação, e por isso o correto projeto de pedais aliado à melhores parâmetros de ajuste do banco fazem toda a diferença no tempo de reação para frenagens ou acelerações, e, conseqüentemente, na segurança da direção.

Para motoristas operarem o carro com eficiência, eles precisam alcançar os pedais efetivamente. Assim, o estudo feito por Scott, Candler e Li (1996) avaliou como pessoas de diferentes estaturas em posições extremas do curso horizontal dos bancos respondiam a frenagens em uma posição fixa de pedais, sendo o do freio localizado em uma posição elevada com relação ao do acelerador. Verificado que a estatura por si só não influenciava no tempo de reação, eles moveram o banco para frente e para trás, na tentativa de entender como esse movimento, combinado com a estatura da pessoa, influenciava na velocidade de reação.

De fato, o que foi verificado é que pessoas mais altas (acima de 1,80 m) tiveram tempos de reação mais rápidos quando posicionados no extremo mais distante do curso horizontal, e as pessoas com estaturas mais baixas (acima de 1,48 m) se saíram melhor quando estavam no extremo mais próximo dos pedais. Ou seja, como observado anteriormente, além da posição que cause menos fadiga e mais conforto, a preocupação no projeto de bancos e pedais está relacionada também à segurança dos ocupantes dos automóveis. Outro fato interessante a ser notado no estudo é a média dos ângulos do joelho reportados para os dois grupos, 108 e 119 graus para os mais altos e mais baixos respectivamente, que estão de acordo com os de conforto recomendados (Tabelas 1, 2, 3 e 5).

Estudos de movimentos das pernas com relação a pedais indicam que os motoristas buscam o menor esforço nessa movimentação, caracterizados pela preferência de não levantar a perna durante a fase de aproximação do pé no pedal e a preferência por menores momentos no quadril e joelho durante a fase de depressão desse pedal. Em testes realizados por Wang, Gadegbeku e Bouzon (2004) foi constatado que, tendo a possibilidade de ajustar o pedal, neste caso da embreagem, em altura e profundidade, os voluntários preferiram o ajuste de forma a manter o calcanhar praticamente deslizando sobre o assoalho do carro, evitando assim trabalho adicional para vencer a gravidade. Em seu experimento sobre as vantagens de pedais automotivos ajustáveis, Parenteau, Shen e Shah (2000) também observaram que as posições

escolhidas pelas pessoas eram aquelas que diminuíaam esse levantar do calcanhar, nesse caso para pedal de freio.

Relacionados ao projeto de pedais também, além de sua posição em relação ao motorista, há outros fatores que influenciam em muito a sensação de conforto de seus usuários, como comprimento de seu deslocamento, ou seja, a distância horizontal de algum ponto do pedal entre duas posições extremas, a inclinação da trajetória de deslocamento em relação à horizontal e sua resistência e conseqüente esforço a ser realizado pelo motorista, entre a fase anterior à depressão e a fase de depressão total.

Foi mostrado experimentalmente por Wang, Gadegbeku e Bouzon (2004) que o deslocamento do pedal, quando teve seu valor aumentado, causou um aumento na flexão do quadril e joelho pela necessidade de se levantar mais o pé no início do movimento, e também aumentou a extensão do tornozelo no fim da trajetória. Portanto, menores deslocamentos foram preferidos pelos voluntários. Kroemer e Grandjean (2001) recomendam a medida de 60 mm para o curso do pedal do acelerador, valor também utilizado por Morello et al. (2011) em sua análise.

Quanto a inclinação da trajetória, medida pelo ângulo formado entre a distância de um ponto do pedal nas duas posições extremas e a horizontal, sua influência está em, quanto maior esse ângulo, mais baixa é a posição do pedal no fim do curso, e maior é a extensão sofrida pelo tornozelo para pressionar o pedal até o fim.

Com relação à resistência, houve a constatação pelos autores de que, quanto maior ela fosse, mais diretamente ela afetava os momentos nas articulações do joelho e tornozelo durante a fase de depressão do pedal. De fato, o desconforto percebido pelos participantes do teste estava diretamente relacionado à força que eles tinham que aplicar para vencer a resistência oferecida pelo pedal.

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). De acordo com Kroemer e Grandjean (2001), embora o pé humano seja capaz de gerar forças de até 2000 N em condições adequadas sentadas, o recomendável para pedais de acelerador de carros é uma resistência à operação de 30 a 50 N. Os autores

recomendam que este pedal seja projetado de modo a permitir que a operação aconteça com o calcanhar apoiado no chão e o pé levemente descansando no pedal, e é exatamente essa situação que será abordada mais adiante no detalhamento da modelagem matemática para os membros inferiores do motorista.

Outro experimento foi conduzido por Weaver et al. (2011), em que foram coletadas forças realizadas em pedais de freio e acelerador por indivíduos que dirigiam em trajetórias comuns, realizadas no dia a dia das pessoas. Nessa pesquisa, foram encontrados valores médios de 16,5 N como forças de frenagem e 10,7 N no pedal do acelerador, valores mais baixos do que os recomendados por Kroemer e Grandjean (2001). Uma possível razão para essas diferenças nos valores é que, nesse caso, as forças são medidas 5 segundos antes de o carro atingir a menor velocidade e 5 segundos após o veículo começar a acelerar, momentos bem específicos que provavelmente não correspondem à condição de operação média.

Apenas a título de comparação, forças em frenagens bruscas foram medidas nos testes feitos por Behr et al. (2009), e valores na ordem de 858 N no simulador e 778 N nos testes com carros reais foram encontrados, mostrando a influência da ativação muscular, que tende a ser maior para que a pessoa consiga frear o carro rapidamente, na força provocada pelo contato entre pé e pedal.

4 MODELO E SIMULAÇÕES

O modelo proposto neste trabalho será detalhado neste capítulo. Serão apresentados os conceitos, equacionamento e metodologia que serviram de base para o desenvolvimento do modelo matemático, que possibilitará a análise de como a atividade muscular, sob o ponto de vista dos momentos ativos nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, é influenciada pela mudança em dois parâmetros do carro, a altura do banco e a distância horizontal da linha que passa pelo quadril ao calcanhar, para diversas estaturas e determinado critério de desempenho. O modelo permitirá, a partir de parâmetros e dados antropométricos e biomecânicos realistas, a determinação de quais ajustes disponíveis nos bancos automotivos influenciam mais na percepção de conforto dos motoristas, em termos de fadiga muscular, e por que motivo. Pretende-se, desta forma, propor regiões de valores ideais a serem observados pelos fabricantes automotivos e utilizados pelos motoristas.

Como a análise proposta será feita especificamente no membro inferior do motorista, ou seja, na perna, o modelo é composto por três segmentos que representam a coxa, o membro inferior da perna e o pé. Os movimentos predominantes nesse estudo serão os de flexão e extensão, que ocorrem no plano sagital, que é aquele que divide o corpo em duas metades, a direita e a esquerda. Neste plano, os movimentos observados são aqueles ilustrados na Figura 6.

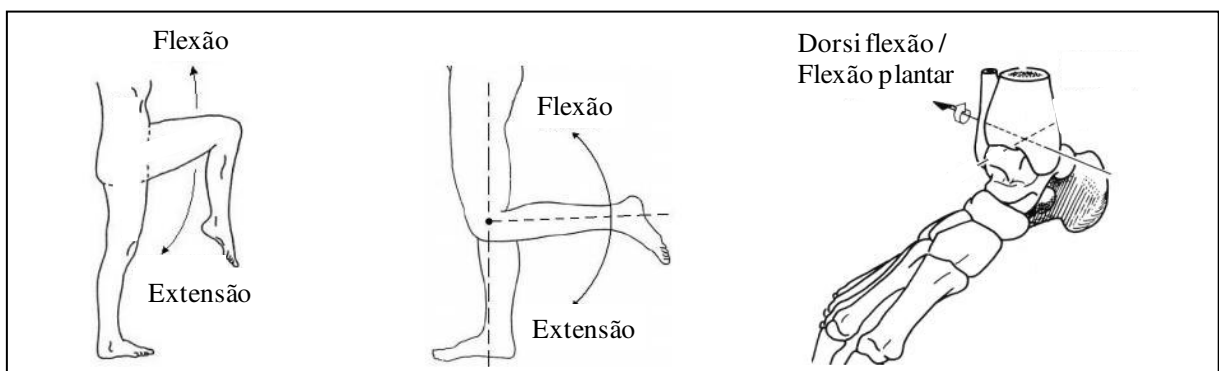


Figura 6 - Sentidos dos movimentos das articulações do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital
 Fonte: Autora, “adaptado de” Brook et al., 2009, p. 1074

Os três segmentos do modelo (Figura 7) são conectados por juntas de revolução representando as articulações do quadril, joelho e tornozelo. Os parâmetros antropométricos que representam os comprimentos dos segmentos (l_1, l_2, c, d) bem como as posições de seus centros de massa em relação às articulações proximais (c_1, c_2, a, b), também estão representados na Figura 7. Os ângulos α , β e γ são as coordenadas generalizadas que descrevem a configuração e o movimento dos três segmentos no plano sagital. α e γ são os ângulos formados pelos segmentos da coxa e planta do pé com a horizontal, respectivamente, e β , único ângulo relativo dos três, é aquele formado entre a direção longitudinal da coxa e da tíbia.

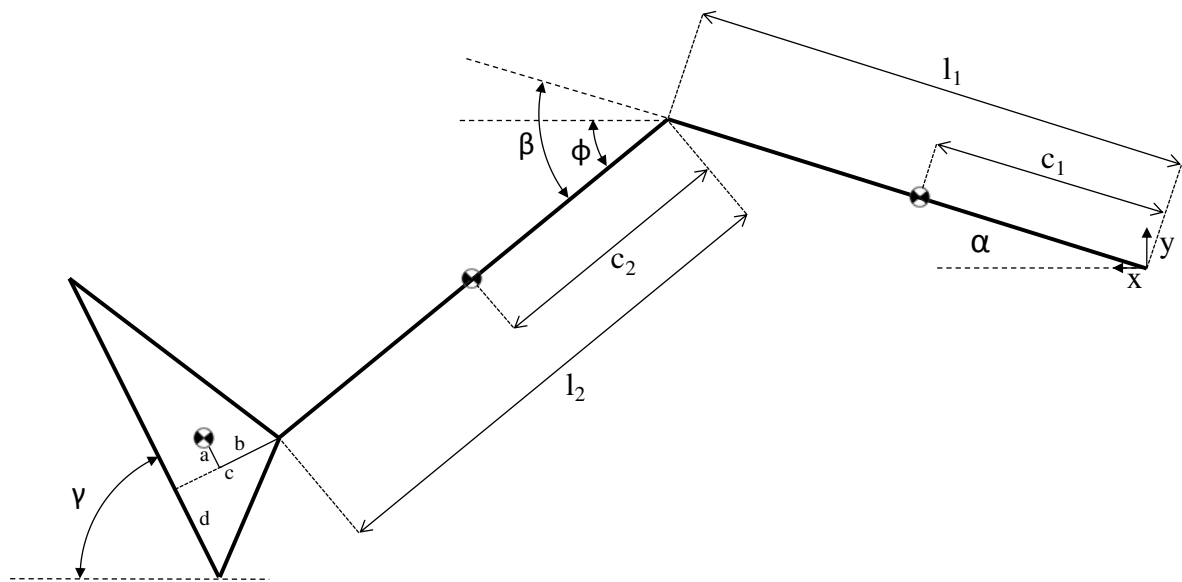


Figura 7 - Modelo multicorpo dos membros inferiores do motorista de veículos de passeio
Fonte: Autora

Os dados antropométricos utilizados neste modelo, como massa, comprimento, momento de inércia, posição do centro de massa dos três segmentos aqui estudados foram retirados de Winter (1990) e de Carhart (2000), e as expressões utilizadas para sua determinação como função da estatura H e massa corporal MT são mostradas na Tabela 4.

Tabela 4 - Dados antropométricos do modelo (WINTER, 1990) (CARHART, 2000 apud YAMAGUCHI, 2001)

Parâmetro	Definição
$m_1 = 0,1 \text{ MT}$	[kg] massa do segmento 1 (coxa) Obs.: de Winter (1990)
$m_2 = 0,0465 \text{ MT}$	[kg] massa do segmento 2 (tíbia) Obs.: de Winter (1990)
$m_3 = 0,0145 \text{ MT}$	[kg] massa do segmento 3 (pé) Obs.: de Winter (1990)
$l_1 = 0,245 \text{ H}$	[m] comprimento do segmento 1 (coxa) Obs.: de Winter (1990)
$l_2 = 0,246 \text{ H}$	[m] comprimento do segmento 2 (tíbia) Obs.: de Winter (1990)
$l_3 = 0,15 \text{ H}$	[m] comprimento do segmento 3 (comprimento representando a sola do pé) Obs.: de Winter (1990)
$J_1 = m_1 (l_1)^2 (0,323)^2$	[kgm ²] momento de inércia do segmento 1 (coxa). Obs.: valor do raio de giração de Winter (tabela 3.1)
$J_2 = m_2 (l_2)^2 (0,302)^2$	[kgm ²] momento de inércia do segmento 2 (tíbia). Obs.: valor do raio de giração de Winter (tabela 3.1)
$J_3 = m_3 (l_3)^2 (0,475)^2$	[kgm ²] momento de inércia do segmento 3 (pé). Obs.: valor do raio de giração de Winter (tabela 3.1)
$g = 9,81$	[m/s ²] aceleração da gravidade
$c_1 = 0,433 l_1$	[m] distância do centro de massa do segmento 1 (coxa) à articulação proximal. Obs.: valor relativo de Winter (tabela 3.1)
$c_2 = 0,433 l_2$	[m] distância do centro de massa do segmento 2 (tíbia) à articulação proximal. Obs.: valor relativo de Winter (tabela 3.1)
$a = 0,0259 \text{ H}$	[m] valor do parâmetro "a" do segmento 3 (pé) Obs.: de Winter e de Carhart (2000)
$b = (0,039 \text{ H})/2$	[m] valor do parâmetro "b" do segmento 3 (pé) Obs.: assumido como a metade da distância vertical entre tornozelo e sola do pé obtido de Winter (1990)
$c = 0,039 \text{ H}$	[m] valor do parâmetro "c" do segmento 3 (pé) Obs.: de Winter
$d = 0,05 \text{ H}$	[m] valor do parâmetro "d" do segmento 3 (pé) Obs.: assumido como uma proporção do comprimento da sola do pé obtido de Winter (1990)

Fonte: Winter, 1990, Carhart (2000 apud YAMAGUCHI, 2001)

As equações de movimento na forma mínima para o modelo de três graus de liberdade mostrado na Figura 7 são dadas por:

$$M\ddot{q} + \bar{k} = k^e, \quad (1)$$

em que q é o vetor de coordenadas generalizadas, M é a matriz de massa, \bar{k} é o vetor de forças generalizadas de Coriolis e giroscópicas e k^e é o vetor de forças generalizadas. Essas equações foram derivadas utilizando o formalismo de Newton-Euler (SCHIEHLEN, 2006), cujo detalhamento é apresentado a seguir.

A partir da Figura 7, desenvolve-se os vetores que representam as posições dos centros de massa (CM) da coxa, tíbia e pé, bem como suas orientações:

Vetores com as posições dos centros de massa:

$$\text{Segmento 1 (coxa): } r_1 = \begin{bmatrix} c_1 \cos \alpha \\ c_1 \sin \alpha \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\text{Segmento 2 (tíbia): } r_2 = \begin{bmatrix} l_1 \cos \alpha + c_2 \cos (\beta - \alpha) \\ l_1 \sin \alpha - c_2 \sin (\beta - \alpha) \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$\text{Segmento 3 (pé): } r_3 = \begin{bmatrix} l_1 \cos \alpha + l_2 \cos (\beta - \alpha) + a \cos \gamma + b \sin \gamma \\ l_1 \sin \alpha - l_2 \sin (\beta - \alpha) + a \sin \gamma - b \cos \gamma \end{bmatrix} \quad (4)$$

Posições angulares (positivas no sentido horário):

$$\text{Segmento1: } \theta_1 = \alpha \quad (5)$$

$$\text{Segmento2: } \theta_2 = \alpha - \beta \quad (6)$$

$$\text{Segmento 3: } \theta_3 = \gamma \quad (7)$$

Com as coordenadas generalizadas apresentadas anteriormente, forma-se o vetor de coordenadas generalizadas:

$$q = [\alpha \quad \beta \quad \gamma]^T \quad (8)$$

O Jacobiano, que corresponde à derivada parcial do vetor de posições e orientações dos corpos (Eqs. 2 a 7) em relação às coordenadas generalizadas, assim como a sua derivada em relação ao tempo são dados por:

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial r_{1x}}{\partial \alpha} & \frac{\partial r_{1x}}{\partial \beta} & \frac{\partial r_{1x}}{\partial \gamma} \\ \frac{\partial r_{1y}}{\partial \alpha} & \frac{\partial r_{1y}}{\partial \beta} & \frac{\partial r_{1y}}{\partial \gamma} \\ \frac{\partial r_{2x}}{\partial \alpha} & \frac{\partial r_{2x}}{\partial \beta} & \frac{\partial r_{2x}}{\partial \gamma} \\ \frac{\partial r_{2y}}{\partial \alpha} & \frac{\partial r_{2y}}{\partial \beta} & \frac{\partial r_{2y}}{\partial \gamma} \\ \frac{\partial r_{3x}}{\partial \alpha} & \frac{\partial r_{3x}}{\partial \beta} & \frac{\partial r_{3x}}{\partial \gamma} \\ \frac{\partial r_{3y}}{\partial \alpha} & \frac{\partial r_{3y}}{\partial \beta} & \frac{\partial r_{3y}}{\partial \gamma} \\ \frac{\partial \theta_1}{\partial \alpha} & \frac{\partial \theta_1}{\partial \beta} & \frac{\partial \theta_1}{\partial \gamma} \\ \frac{\partial \theta_2}{\partial \alpha} & \frac{\partial \theta_2}{\partial \beta} & \frac{\partial \theta_2}{\partial \gamma} \\ \frac{\partial \theta_3}{\partial \alpha} & \frac{\partial \theta_3}{\partial \beta} & \frac{\partial \theta_3}{\partial \gamma} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -c_1 \sin \alpha & 0 & 0 \\ c_1 \cos \alpha & 0 & 0 \\ -c_2 \sin(\alpha - \beta) - l_1 \sin \alpha & c_2 \sin(\alpha - \beta) & 0 \\ l_1 \cos \alpha + c_2 \cos(\alpha - \beta) & -c_2 \cos(\alpha - \beta) & 0 \\ -l_2 \sin(\alpha - \beta) - l_1 \sin \alpha & l_2 \sin(\alpha - \beta) & b \cos \gamma - a \sin \gamma \\ l_1 \cos \alpha + l_2 \cos(\alpha - \beta) & -l_2 \cos(\alpha - \beta) & a \cos \gamma + b \sin \gamma \\ 1 & 0 & 0 \\ 1 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$j = \begin{bmatrix} -\dot{\alpha}c_1 \cos \alpha & 0 & 0 \\ -\dot{\alpha}c_1 \sin \alpha & 0 & 0 \\ \dot{\beta}c_2 \cos(\alpha - \beta) - \dot{\alpha}(l_1 \cos \alpha + c_2 \cos(\alpha - \beta)) & \dot{\alpha}c_2 \cos(\alpha - \beta) - \dot{\beta}c_2 \cos(\alpha - \beta) & 0 \\ -\dot{\alpha}(l_1 \sin \alpha + c_2 \sin(\alpha - \beta)) + \dot{\beta}c_2 \sin(\alpha - \beta) & -\dot{\beta}c_2 \sin(\alpha - \beta) + \dot{\alpha}c_2 \sin(\alpha - \beta) & 0 \\ \dot{\beta}l_2 \cos(\alpha - \beta) - \dot{\alpha}(l_1 \cos \alpha + l_2 \cos(\alpha - \beta)) & \dot{\alpha}l_2 \cos(\alpha - \beta) - \dot{\beta}l_2 \cos(\alpha - \beta) & -\dot{\gamma}(a \cos(\gamma)) + b \sin(\gamma) \\ -\dot{\alpha}(l_1 \sin \alpha + l_2 \sin(\alpha - \beta)) + \dot{\beta}l_2 \sin(\alpha - \beta) & -\dot{\beta}l_2 \sin(\alpha - \beta) + \dot{\alpha}l_2 \sin(\alpha - \beta) & \dot{\gamma}(b \cos(\gamma)) - a \sin(\gamma) \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (10)$$

Dando continuidade ao equacionamento aqui proposto, segue o diagrama de corpo livre dos três segmentos (Figura 8):

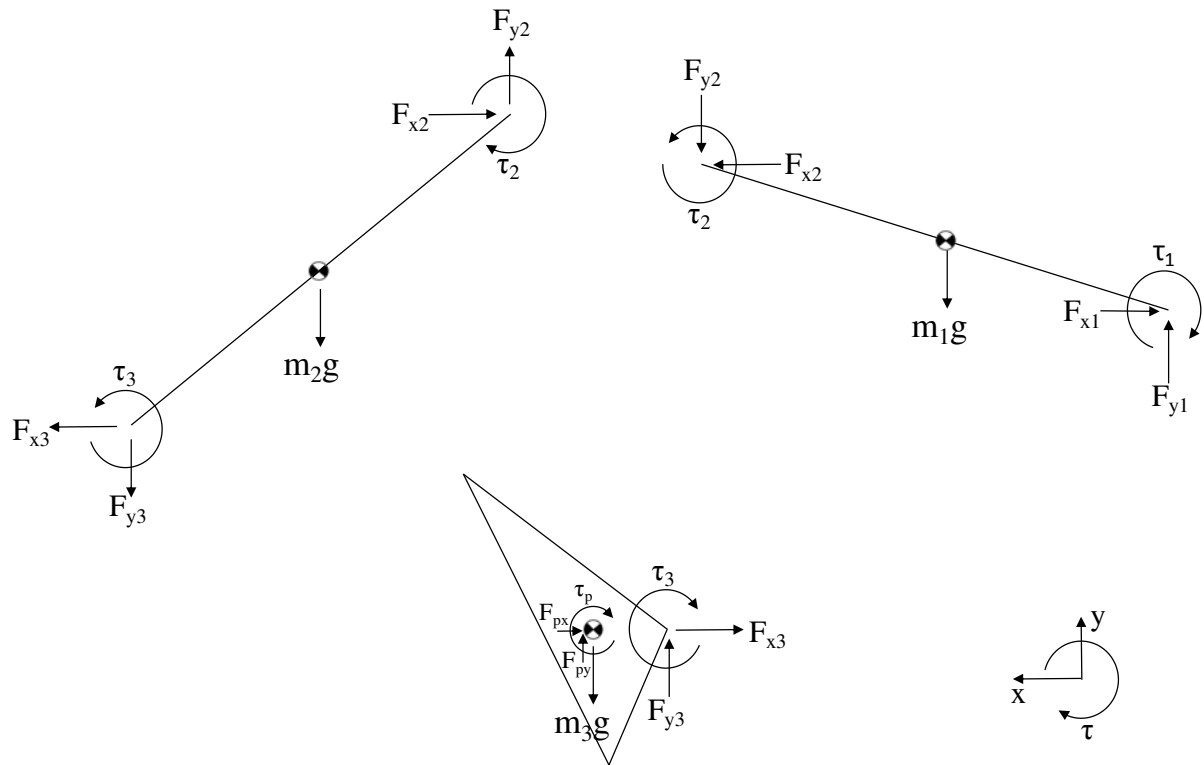


Figura 8 - Diagrama de corpo livre do modelo multicorpo dos membros inferiores do motorista de veículos de passeio
Fonte: Autora

Aplica-se agora o Teorema do Movimento do Baricentro (TMB) para os três segmentos:

$$m_i a_i = \Sigma F_i \quad (11)$$

em que m_i , a_i e ΣF_i são, respectivamente, a massa e a aceleração do segmento i , e a somatória das resultantes das forças externas não vinculares e vinculares agindo no segmento i .

Aplicando-se também o Teorema da Quantidade de Movimento Angular (TMA), temos, para o sistema plano e rotação no eixo normal a esse plano:

$$J_{G,i}\ddot{\theta}_i = \Sigma M_i \quad (12)$$

em que $J_{G,i}$ é o momento de inércia do segmento i em relação ao seu centro de massa, $\ddot{\theta}_i$ é a aceleração angular do segmento i , e ΣM_i é a somatória dos momentos das forças externas não vinculares e vinculares agindo no corpo i em relação ao seu centro de massa.

Com as Eqs. 11 e 12, compõe-se o vetor de forças externas não vinculares, F^e , com as componentes das forças nas direções x e y (horizontal e vertical) e momentos resultantes não vinculares, que para o caso deste modelo fica:

$$F^e = \begin{bmatrix} 0 \\ -m_1g \\ 0 \\ -m_2g \\ -F_{px} \\ -m_3g + F_{py} \\ \tau_1 - \tau_2 \\ \tau_2 - \tau_3 \\ \tau_3 + \tau_p \end{bmatrix} \quad (13)$$

em que F_{px} , F_{py} e τ_p são as forças e momento em relação ao centro de massa do pé causados pelo contato do pé com o pedal do carro, m_1g , m_2g e m_3g as forças peso agindo nos três segmentos e τ_1 , τ_2 e τ_3 os momentos nas articulações do quadril, joelho e tornozelo respectivamente, e representam a soma dos momentos passivos e ativos causados pelos músculos e ligamentos que cruzam essas articulações. A distinção e separação entre os momentos ativos e passivos, no modelo, serão explicadas mais adiante.

Com esses vetores e matrizes determinados, obtém-se a Eq. 14,

$$\bar{M}J\ddot{q} + \bar{M}j\dot{q} + \bar{M}\left(\frac{\partial^2 x}{\partial t^2}\right) = F^e + F^v \quad (14)$$

em que $\bar{M} = \text{diag}([m_1 m_1 m_2 m_2 m_3 m_3 J_1 J_2 J_3])$, J é a matriz Jacobiano, \ddot{q} e \dot{q} são a segunda e primeira derivadas no tempo do vetor de coordenadas generalizadas, respectivamente, F^e é o vetor de forças e momentos resultantes externos não vinculares aplicados nos segmentos, F^v é o vetor de forças e momentos vinculares e $\partial^2 x / \partial t^2$ é segunda derivada parcial em relação ao tempo do vetor de posições e orientações dos segmentos. Como neste modelo todos os vínculos são esclerônomos, de forma que a posição e orientação dos segmentos não dependem explicitamente do tempo, este termo é nulo.

Multiplicando-se, pela esquerda, os membros da Eq. 14 pela transposta da matriz Jacobiano (J^T), o termo que contém o vetor de forças vinculares F^v é eliminado devido ao princípio da ortogonalidade (SCHIEHLEN, 2006), o que resulta na equação:

$$J^T \bar{M} J \ddot{q} + J^T \bar{M} \dot{J} \dot{q} = J^T F^e \quad (15)$$

que corresponde às equações do movimento do modelo na forma mínima, da Eq.1.

O objetivo principal da modelagem matemática apresentada aqui é a obtenção dos valores dos momentos ativos nas articulações (τ_{1a} , τ_{2a} e τ_{3a}) da perna direita do condutor sujeito à alguns parâmetros do carro que ele dirige. Esses momentos ativos, divididos pelos momentos máximos possíveis de serem gerados em cada articulação (a serem apresentados ainda nessa seção), darão os momentos relativos e, portanto, os níveis de ativação dos músculos que geram os momentos em torno do quadril, joelho e tornozelo. Este nível de ativação é o que será relacionado à fadiga muscular e sua minimização é o que se busca com a modelagem aqui apresentada.

Devido à necessidade de se buscar os momentos articulares, a abordagem empregada aqui será a da dinâmica inversa, que significa, em contraposição à dinâmica direta, que os valores da posição, velocidade e aceleração de todos os corpos são conhecidos e deseja-se encontrar as forças responsáveis pelo movimento. Em geral, para encontrar tais forças é necessário resolver simultaneamente as equações da análise cinemática e usar as informações de posição, velocidade e aceleração de todos os corpos nas equações de movimento (SILVA, 2007).

Para tanto, foi necessário, neste trabalho, uma certa manipulação das equações acima apresentadas, para que fosse possível a obtenção dos momentos ativos nas articulações, incógnitas do problema da dinâmica inversa. No caso específico, o vetor de forças externas não vinculares F^e e, conseqüentemente, o último termo da Eq. 15, serão alterados a fim de deixar os momentos ativos em evidência. Para tanto, o vetor F^e definido na Eq. 13 acima, foi rearranjado para:

$$F^e = \begin{bmatrix} 0 \\ -m_1g \\ 0 \\ -m_2g \\ -F_{px} \\ -m_3g + F_{py} \\ \tau_{1pass} - \tau_{2pass} \\ \tau_{2pass} - \tau_{3pass} \\ \tau_{3pass} + \tau_p \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ \tau_{1a} - \tau_{2a} \\ \tau_{2a} - \tau_{3a} \\ \tau_{3a} \end{bmatrix} \quad (16)$$

em que τ_{1a} , τ_{2a} e τ_{3a} são os momentos ativos nas articulações decorrentes exclusivamente da ativação dos músculos que cruzam as articulações e τ_{1pass} , τ_{2pass} e τ_{3pass} são os momentos passivos no quadril, joelho e tornozelo, respectivamente, determinados por expressões extraídas de Riener e Edrich (1999), mostradas abaixo:

$$\tau_{1pass} = \exp(1,4655 - 0,0034\phi_k - 0,0750\phi_h) - \exp(1,3403 - 0,0226\phi_k + 0,0305\phi_h) + 8,072 \quad (17)$$

$$\tau_{2pass} = \exp(1,800 - 0,0460\phi_a - 0,0352\phi_k + 0,0217\phi_h) - \exp(-3,971 - 0,0004\phi_a + 0,0495\phi_k - 0,0128\phi_h) - 4,820 + \exp(2,220 - 0,150\phi_k) \quad (18)$$

$$\tau_{3pass} = \exp(2,1016 - 0,084\phi_a - 0,0176\phi_k) - \exp(-7,9763 + 0,1949\phi_a + 0,0008\phi_k) - 1,792 \quad (19)$$

Essas equações foram determinadas pelos autores através de avaliações experimentais, e foram modeladas por eles de maneira que o momento em uma articulação fosse influenciado pela posição angular das articulações adjacentes, um reflexo do fato de existirem músculos bi articulares nos membros inferiores, como o reto femoral e o gastrocnêmio, que cruzam duas articulações. Desta maneira, por exemplo, para um dado ângulo do joelho, o momento nesta articulação foi influenciado pelo ângulos do quadril e tornozelo.

O termo momento passivo nas articulações é usado para descrever o momento nas articulações devido a deformações de todos os tecidos que cruzam a articulação quando os músculos que cruzam essa articulação estão inativos, ou seja, sem ativação muscular (YOON; MANSOUR, 1982), e, segundo Mansour e Audu (1986), não considerar esses momentos nas análises das forças musculares pode levar a erros nas estimativas dessas forças e a previsões incorretas de quando um músculo está ativo.

Assim esses momentos são considerados no presente trabalho e, devido a uma diferença na definição dos ângulos das articulações entre o trabalho de Riener e Edrich (1999) e o modelo aqui apresentado, há a necessidade de adaptação das posições angulares, como abaixo:

$$\varphi_h = \alpha \left(\frac{180^\circ}{\pi} \right) - \psi_t + 90^\circ \quad (20)$$

$$\varphi_k = \beta \left(\frac{180^\circ}{\pi} \right) \quad (21)$$

$$\varphi_a = \alpha \left(\frac{180^\circ}{\pi} \right) - \beta \left(\frac{180^\circ}{\pi} \right) - \gamma \left(\frac{180^\circ}{\pi} \right) + 90^\circ \quad (22)$$

em que φ_h , φ_k e φ_a são, respectivamente, o ângulo relativo entre o tronco e a coxa, o ângulo relativo entre coxa e o membro inferior da perna e o ângulo relativo da planta do pé com a reta perpendicular ao eixo da tíbia, todos positivos no sentido anti-horário, definidos em Riener e Edrich (1999), e ψ_t é o ângulo de inclinação do tronco em relação à vertical, que será detalhado mais adiante (Figura 9).

Portanto, como resultado final, as equações a serem utilizadas neste modelo representando os momentos passivos no quadril, joelho e tornozelo são as Eqs. 23 a 25 mostradas abaixo. Os sinais dos momentos do joelho e tornozelo foram invertidos porque em Riener e Edrich (1999) os momentos positivos foram considerados no sentido anti-horário para essas duas articulações, ao contrário do sentido positivo do momento convencionado no presente trabalho e apresentado na Figura 8.

$$\tau_{1pass} = \exp(1,4655 - 0,0034\varphi_k - 0,0750\varphi_h) - \exp(1,3403 - 0,0226\varphi_k + 0,0305\varphi_h) + 8,072 \quad (23)$$

$$\tau_{2pass} = - (\exp (1,800 - 0,0460\varphi_a - 0,0352\varphi_k + 0,0217\varphi_h) - \exp (-3,971 - 0,0004\varphi_a + 0,0495\varphi_k - 0,0128\varphi_h) - 4,820 + \exp (2,220 - 0,150\varphi_k)) \quad (24)$$

$$\tau_{3pass} = -(\exp(2,1016 - 0,084\varphi_a - 0,0176\varphi_k) - \exp(-7,9763 + 0,1949\varphi_a + 0,0008\varphi_k) - 1,792) \quad (25)$$

Ainda dentro do contexto da aplicação do modelo ao problema da ergonomia veicular dos membros inferiores, fez-se necessária a criação de um vínculo cinemático do tipo junta de revolução entre o calcanhar do motorista e o chão, para investigação das situações em que o motorista encosta o pé no pedal tendo seu calcanhar apoiado no chão (Figura 9), sem que haja escorregamento. Isto resulta em uma cadeia cinemática fechada e na redução do número de graus de liberdade do modelo de três para um, com o correspondente aparecimento de forças vinculares no calcanhar, como ilustrado na Figura 9.

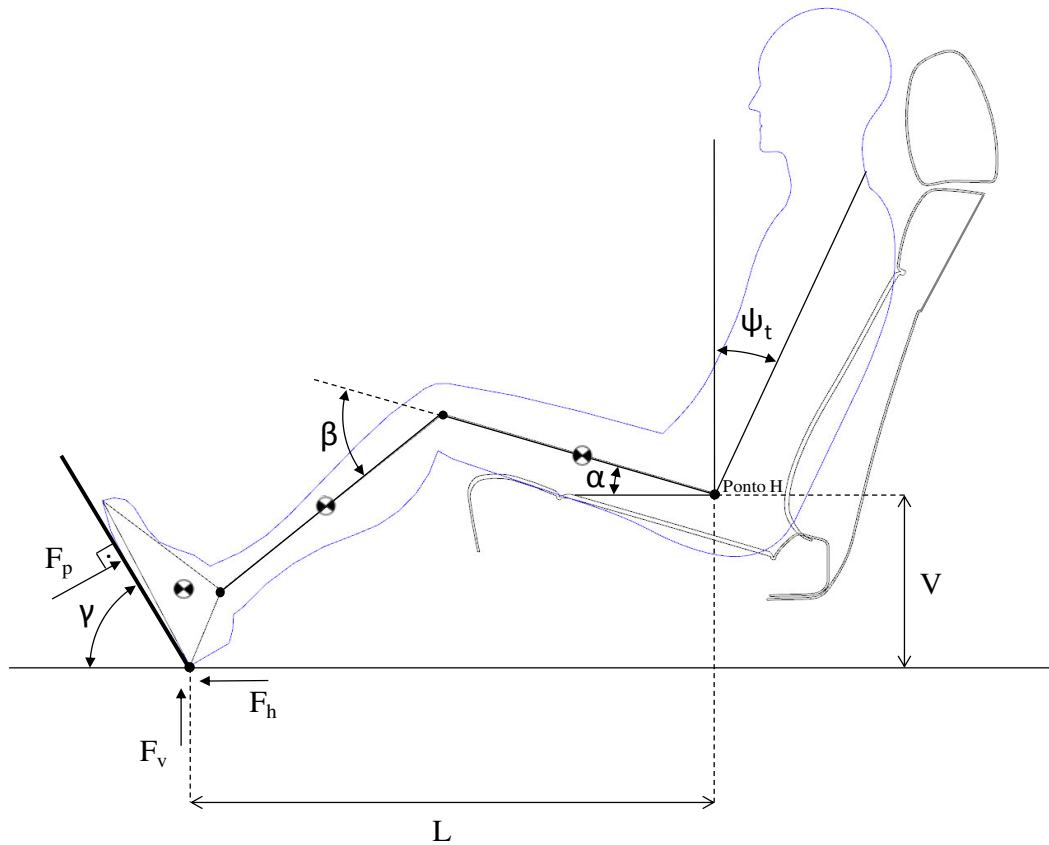


Figura 9 - Modelo do membro inferior do motorista com pé apoiado no pedal e calcanhar encostado no assoalho do carro.

Fonte: Autora

A Figura 9 mostra os parâmetros do carro que serão testados no modelo matemático como forma de avaliar a postura e ergonomia do motorista. V é a distância vertical entre o ponto H referente ao quadril e o ponto de contato calcanhar/chão e L é a distância horizontal entre esses mesmos dois pontos. Ψ_t é a inclinação do tronco em relação a vertical e representa também a inclinação do encosto do banco do motorista. Nas simulações feitas aqui e apresentadas na próxima seção, o valor de inclinação considerado será de 20 graus (MAJID; NOTOMI; RASMUSSEN, 2011), no sentido positivo horário mostrado na Figura 5. A força de contato entre pé e pedal, F_p , responsável pelo momento τ_p no centro de massa do pé e que gera as componentes F_{px} e F_{py} (Figura 8), está sendo aplicada perpendicularmente à planta do pé, primeiramente com valor de 30 N (KROEMER; GRANDJEAN, 2001). Outros valores desta força de contato serão testados e sua influência na região de conforto será avaliada no capítulo que mostrará os resultados. A distância do ponto de aplicação de F_p ao centro de massa do pé foi considerada uma proporção do comprimento da planta do pé de Winter (1990), e tem o valor de $0,0241 * H$, independentemente do ângulo formado pela planta do pé com o assoalho do carro.

Nessas condições, tem-se uma cadeia cinemática fechada com configuração semelhante a de um mecanismo de quatro barras. Quando se fecha a cadeia cinemática encostando o calcanhar no assoalho do carro e mantém-se esse contato sem que se considere o escorregamento do calcanhar, os ângulos articulares deixam de ser independentes, o que significa que as conexões físicas entre os corpos impõem restrições aos seus movimentos relativos. Desta forma, as coordenadas aqui escolhidas passam a ser dependentes umas das outras. Essas restrições físicas são chamadas restrições cinemáticas (SILVA, 2007) e são representadas por um conjunto de equações não-lineares que devem ser respeitadas na resolução do problema.

No caso deste modelo, as duas restrições cinemáticas provenientes do fechamento da cadeia cinemática com a formação de uma junta de revolução entre o calcanhar e o assoalho do carro são representadas por:

$$R = \begin{bmatrix} -L + l_1 \cos \alpha + l_2 \cos(\beta - \alpha) + c \sin \gamma - d \cos \gamma \\ V + l_1 \sin \alpha - l_2 \sin(\beta - \alpha) - c \cos \gamma - d \sin \gamma \end{bmatrix} = 0 \quad (26)$$

Estas equações relacionam as coordenadas α , β e γ , de forma que se pode determinar as outras duas a partir de uma delas. Neste trabalho especificam-se primeiramente os valores da posição angular do pé (γ) possíveis de serem escolhidos durante cada simulação do modelo, e se determinam a partir de cada γ as posições da coxa (α) e do membro inferior da perna com relação à coxa (β) resolvendo a Eq. 26. Para tanto, utiliza-se a rotina “fsolve” disponível no Matlab. Assim, os demais cálculos que dependem destes três ângulos seguem com os valores obtidos nesta análise de cinemática inversa.

Com o fechamento da cadeia cinemática, além das equações de restrição explicadas acima, há o aparecimento de forças de reação causadas pelo contato do calcanhar com o assoalho do carro. Com isso, essas forças devem ser adicionadas ao vetor F^e , que passa a ser

$$F^e = \begin{bmatrix} 0 \\ -m_1 g \\ 0 \\ -m_2 g \\ -F_{px} + F_h \\ -m_3 g + F_{py} + F_v \\ \tau_{1pass} - \tau_{2pass} \\ \tau_{2pass} - \tau_{3pass} \\ \tau_{3pass} + \tau_p - F_v(x_3 - L) + F_h(V - y_3) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ \tau_{1a} - \tau_{2a} \\ \tau_{2a} - \tau_{3a} \\ \tau_{3a} \end{bmatrix} \quad (27)$$

em que F_v e F_h são as forças de reação vertical e horizontal do contato calcanhar/assoalho do carro, e x_3 , y_3 as coordenadas de posição do centro de massa do pé.

Após um novo rearranjo, o vetor F^e fica:

$$F^e = \begin{bmatrix} 0 \\ -m_1g \\ 0 \\ -m_2g \\ -F_{px} \\ -m_3g + F_{py} \\ \tau_{1pass} - \tau_{2pass} \\ \tau_{2pass} - \tau_{3pass} \\ \tau_{3pass} + \tau_p \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ +F_h \\ +F_v \\ 0 \\ 0 \\ -F_v(x_3 - L) + F_h(V - y_3) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ \tau_{1a} - \tau_{2a} \\ \tau_{2a} - \tau_{3a} \\ \tau_{3a} \end{bmatrix} \quad (28)$$

(I) (II) (III)

Substituindo a Eq. 28 na Eq. 15 e realizando mais alguns rearranjos, tem-se de um lado da equação os valores que queremos determinar por meio da dinâmica inversa, ou seja, momentos ativos e forças de reação no calcanhar, multiplicados pelas matrizes resultantes dos arranjos que foram feitos, e, do outro, o vetor $k^{e'}$, que é a porção (I) da Eq. 28 multiplicada pela esquerda pelo Jacobiano transposto (J^T). As matrizes AB e Q (Eqs. 30, 31 e 32) resultam do rearranjo feito para que os momentos ativos e forças de reação no calcanhar aparecessem isolados na Eq. 29 após as porções II e III na Eq. 28 terem sido multiplicadas pela esquerda pelo Jacobiano transposto.

$$[AB \quad Q] \begin{bmatrix} \tau_{1a} \\ \tau_{2a} \\ \tau_{3a} \\ F_h \\ F_v \end{bmatrix} = -k^{e'} + \bar{k} + M\ddot{q} \quad (29)$$

em que:

$$A = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (30)$$

$$B = \begin{bmatrix} 1 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & -1 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (31)$$

$$Q = \begin{bmatrix} -l_2 \sin(\alpha - \beta) - l_1 \sin \alpha & l_1 \cos \alpha + l_2 \cos(\alpha - \beta) \\ l_2 \sin(\alpha - \beta) & -l_2 \cos(\alpha - \beta) \\ b \cos \gamma - a \sin \gamma & a \cos \gamma + b \sin \gamma \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} [d \sin \gamma + (c - b) \cos \gamma + a \sin \gamma \quad -d \cos \gamma - a \cos \gamma + (c - b) \sin \gamma] \quad (32)$$

Como a análise realizada aqui é quase-estática, os termos com \ddot{q} e \dot{q} , que representam aceleração e velocidade, respectivamente, são considerados nulos, resultando na equação:

$$[AB \quad Q] \begin{bmatrix} \tau_{1a} \\ \tau_{2a} \\ \tau_{3a} \\ F_h \\ F_v \end{bmatrix} = -k^{e'} \quad (33)$$

Deve-se observar que a Eq. 33 é composta por três equações algébricas lineares nas 5 incógnitas, os momentos articulares ativos e as forças de reação no calcanhar. Desta forma, como há mais incógnitas que equações, há infinitas soluções para os momentos e forças de reação que satisfazem as equações do movimento, Eq. 33. Estimativa de forças musculares combinadas a otimização estática tem sido praticada há décadas (TSIRAKOS et al., 1997, apud ERDEMIR et al., 2007), uma vez que o corpo humano possui mais músculos cruzando as articulações do que seria necessário para movê-las, causando assim o chamado problema da redundância muscular (GRUJICIC et al., 2010). Desta forma, assim como a literatura utiliza métodos baseados em otimização para resolver o problema dos músculos recrutados para determinado movimento, a solução do presente problema indeterminado foi resolver um problema de otimização, em que se assume que o corpo distribui os momentos articulares de maneira a otimizar algum critério de desempenho, como minimizar a fadiga muscular ou o custo energético da atividade.

O critério de desempenho que se deseja otimizar é quantificado matematicamente pela função custo, ou função objetivo (TAISSUN, 2012), que deve ser apropriadamente selecionada para o movimento sendo investigado (ERDEMIR et al., 2007). Os estudos encontrados, em sua maioria, usam a minimização de alguma função das ativações ou forças musculares como critério de desempenho. Erdemir et al. (2007) mostraram que, para cada atividade (andar, correr, flexionar o joelho, movimentar pescoço, dedos, braço, ombro, cotovelo e outras), existem diversos estudos que usam funções custo diferentes com o intuito de estimar forças nos músculos. Os critérios reportados incluem minimização da soma das

forças nos músculos, minimização da soma dos quadrados de forças nos músculos, minimização da soma dos quadrados das ativações musculares, minimização da máxima atividade muscular definida para cada músculo (o chamado "min/max"), dentre várias outras.

Crowninshield e Brand (1981), por exemplo, na tentativa de prever matematicamente forças musculares para a marcha normal, utilizaram um método baseado na relação não linear entre força de contração do músculo e duração possível desta contração considerando-se a fadiga muscular. Os autores propuseram esse critério sugerindo que a seleção muscular se dá de modo a minimizar a fadiga muscular e, portanto, maximizar o tempo em que aquela atividade pode ser realizada, e mostraram resultados mais próximos de padrões de atividades musculares conhecidos quando comparados aos resultados obtidos utilizando outras funções custo.

No presente trabalho, o critério de desempenho adotado, tendo em vista o objetivo de encontrar menores momentos nas articulações, inclui justamente os momentos ativos que se quer minimizar. Como feito para alguns estudos de forças musculares (ERDEMIR et al., 2007), ele será representado pela soma dos quadrados da razão entre os momentos ativos e os momentos ativos máximos em cada uma das três articulações (Eq. 34). O momento ativo necessário para suportar as cargas impostas pelas forças peso dos segmentos da perna, e neste caso também pela força de contato entre pé e pedal, e manter a postura necessária é uma fração do momento voluntário máximo (GRUJICIC et al., 2010). Portanto, esse momento relativo das articulações é considerado aqui um importante parâmetro ergonômico a ser otimizado, no sentido de que sua minimização é associada a menores ativações musculares, menor porcentagem de fibras musculares ativadas e, portanto, menor fadiga. Entende-se que a posição do banco do carro em que esse critério é minimizado será percebida pelo usuário como mais confortável sob o ponto de vista do conforto associado à redução da fadiga muscular.

A elevação dos termos ao quadrado foi feita para que houvesse uma distribuição mais uniforme das forças musculares geradoras dos momentos em torno das articulações, o que não acontece quando se utiliza funções custo que minimizam somas lineares de propriedades musculares. Neste último caso, a contribuição de um músculo mais efetivo, por exemplo, que possua maior braço de momento, é máxima e a dos demais músculos é mínima, quando se busca a minimização da força muscular total (BOLHUIS; GIELEN,1999). A escolha do

expoente dois garante que as contribuições dos músculos seja mais distribuída o que é mais consistente com observações experimentais.

Além disso, tomando por base a investigação feita por Erdemir et al. (2007), nota-se que, embora o uso do expoente dois seja mais comum nas investigações de cargas musculares da extremidade superior do corpo, muitos dos estudos que avaliam forças musculares dos membros inferiores durante diversas atividades optaram por esse expoente, como Collins (1995) apud Erdemir et al. (2007) e Glitsch e Baumann (1997) apud Erdemir et al. (2007). Ambos utilizaram, na tentativa de estimar as forças musculares durante caminhadas e no caso deste último também em corridas, funções objetivo compostas pela soma dos quadrados das forças musculares. Já Forster et al. (2004 apud ERDEMIR et al., 2007), em seu estudo voltado à flexão do joelho, elevou ao quadrado a soma das ativações musculares, que é também bastante utilizada em funções objetivo voltadas à análise de padrões de recrutamento muscular.

Neste caso, portanto, a função custo é dada por:

$$J = \left(\frac{\tau_{1a}}{\tau_{1a_max}} \right)^2 + \left(\frac{\tau_{2a}}{\tau_{2a_max}} \right)^2 + \left(\frac{\tau_{3a}}{\tau_{3a_max}} \right)^2 \quad (34)$$

em que τ_{1a_max} , τ_{2a_max} e τ_{3a_max} são os momentos ativos máximos, que são utilizados para obtenção dos momentos relativos nas articulações e serão explicados a seguir.

Para a obtenção dos momentos relativos nas três articulações, foi utilizado neste trabalho o modelo matemático de momento ativo máximo proposto por Anderson, Madigan e Nussbaum (2007), representado pelas expressões abaixo, que fornecem um método para estimativa do máximo torque voluntário nas articulações dados seu ângulo e velocidade angular.

$$T_A = C_1 \cos(C_2(\theta - C_3)) \left(\frac{2C_4C_5 + \dot{\theta}(C_5 - 3C_4)}{2C_4C_5 + \dot{\theta}(2C_5 - 4C_4)} \right) \text{Para } \dot{\theta} \geq 0 \quad (35)$$

$$T_A = C_1 \cos(C_2(\theta - C_3)) \left(\frac{2C_4C_5 - \dot{\theta}(C_5 - 3C_4)}{2C_4C_5 - \dot{\theta}(2C_5 - 4C_4)} \right) (1 - C_6\dot{\theta}) \text{Para } \dot{\theta} < 0 \quad (36)$$

A Eq. 35, com a velocidade positiva, representa movimento concêntrico (quando há a diminuição no comprimento das fibras musculares) dos músculos, e a Eq. 36 é indicada para os casos em que há o movimento excêntrico, o aumento no comprimento dos músculos. Os

valores dos parâmetros C_1 a C_6 são tabelados pelos autores que propuseram esse modelo para cada articulação do membro inferior.

Os parâmetros utilizados são descritos como: C_1 , torque isométrico máximo nas articulações (em Nm), representado como o produto da máxima força muscular e braço de momento ($F_{MAX}r$), o C_2 , representado pela fórmula $\left(\frac{\pi}{\theta_{MAX}-\theta_{MIN}}\right)$, é o π dividido pelos valores limites teóricos de ângulos das articulações nas quais forças ativas musculares estão presentes, C_3 é o ângulo da articulação no qual ocorre momento isométrico máximo (em radianos), C_4 é a velocidade angular (rad/s) quando o torque é 75% do torque isométrico, e C_5 é a velocidade angular (rad/s) quando o torque é 50% do torque isométrico.

A modelagem proposta pelos autores levou em conta a propriedade força-comprimento dos músculos, resultando no modelo de torque isométrico máximo, que combinado às expressões que utilizaram a também propriedade muscular de força-velocidade gerou as equações finais de momento ativo máximo. Além disso, foram incluídas nos cálculos a força máxima produzida pelos músculos, representadas pelos autores como uma única força, e braço de momento constante. Essas considerações foram definidas nos parâmetros descritos acima, em C_1 que multiplica a máxima força muscular pelo braço de momento r e em C_2 , que delimita a região em que forças musculares ativas estão presentes, tornando a força dependente do comprimento muscular (relação força-comprimento) e, por consequência, do ângulo formado pela articulação em questão.

Todos os valores dados acima são constantes e tabelados, e foram estimados experimentalmente nas duas direções de movimento possível de cada articulação para grupos específicos de pessoas, representados por homens e mulheres de 18 a 25 anos, de 55 a 65 anos e acima de 65 anos (ANDERSON; MADIGAN; NUSSBAUM, 2007). Desta forma, o modelo matemático (Eqs. 35 e 36) consegue prever o torque máximo para grupos de idades diferentes, dados o ângulo na articulação e a velocidade angular.

Para utilização desse modelo de momento ativo máximo, também foi necessária uma adaptação das orientações angulares dos segmentos, e, da mesma maneira como foi feito com relação ao trabalho do Riener e Edrich (1999), as Eq. 37 a 39 representam essas transformações angulares.

$$\theta_{m1} = \alpha - \psi_t \left(\frac{\pi}{180^\circ} \right) + 90^\circ \left(\frac{\pi}{180^\circ} \right) \quad (37)$$

$$\theta_{m2} = \beta \quad (38)$$

$$\theta_{m3} = -\alpha + \beta + \gamma - 90^\circ \left(\frac{\pi}{180^\circ} \right) \quad (39)$$

em que θ_{m1} , θ_{m2} e θ_{m3} são os ângulos das articulações do quadril, joelho e tornozelo, em radianos, definidos em Anderson, Madigan e Nussbaum (2007), em relação aos ângulos definidos no presente estudo.

As Eqs. 40 a 42, utilizadas neste trabalho, são as expressões resultantes das Eqs. 35 e 36. Como a abordagem aqui é quase-estática, a velocidade angular, ou seja, o termo $\dot{\theta}$, é nulo, e por isso as equações tomam a forma abaixo, para cada uma das articulações. A escolha dos parâmetros C_1 , C_2 e C_3 foi feita considerando-se um homem com idade entre 18 e 25 anos, e os valores utilizados nessas equações foram tirados da tabela de Anderson, Madigan e Nussbaum (2007), na seção que representa a escolha feita.

$$\tau_{1a_max} = C_{1maxq} \cos \left(C_{2maxq} (\theta_{m1} - C_{3maxq}) \right) \quad (40)$$

$$\tau_{2a_max} = C_{1maxj} \cos \left(C_{2maxj} (\theta_{m2} - C_{3maxj}) \right) \quad (41)$$

$$\tau_{3a_max} = C_{1maxt} \cos \left(C_{2maxt} (\theta_{m3} - C_{3maxt}) \right) \quad (42)$$

Os valores de C_{1maxq} , C_{2maxq} e C_{3maxq} são os parâmetros do quadril, e foram estimados em Anderson, Madigan e Nussbaum (2007) como 0,161, 0,958 e 0,932, respectivamente, para movimentos de extensão do quadril e 0,113, 0,738 e -0,214 para flexão do quadril. Já para a articulação do joelho, os valores de C_{1maxj} , C_{2maxj} e C_{3maxj} são 0,163, 1,258 e 1,133 para extensão e 0,087, 0,869 e 0,522 para flexão. Por fim, para o tornozelo, os valores correspondentes à flexão plantar de C_{1maxt} , C_{2maxt} e C_{3maxt} são 0,095, 1,391 e 0,408, e para dorsiflexão 0,033, 1,510 e -0,187. Os valores C_{1max} são informados na tabela dos autores normalizados para peso e altura da pessoa, e portanto, nos cálculos da modelagem proposta, para as três articulações, esse valor foi multiplicado pelo peso e altura do motorista sendo considerado na simulação.

Dando continuidade à modelagem matemática para simular as regiões de ajustes de banco confortáveis a várias estaturas de motoristas, prossegue-se com o problema de otimização do modelo com a função custo proposta e representada pela Eq. 34. Para tanto,

são necessárias estimativas iniciais de momentos ativos e forças de reação, as quais são obtidas através da expressão abaixo (Eq. 43). Aplica-se a chamada pseudo-inversa, implementada pela rotina “pinv” do Matlab, que resolve a Eq. 33 minimizando a soma dos quadrados dos momentos ativos e forças de contato no pé. A escolha da pseudo-inversa para fornecimento das estimativas iniciais das variáveis de otimização do problema foi feita para que a otimização se aproximasse mais rapidamente da solução ótima, pois é considerado um método que usa o mínimo possível de recursos computacionais (YAMAGUCHI, 2001), além de ser uma das opções matemáticas disponíveis quando se deseja resolver o problema da escolha de uma solução possível de padrões musculares para os movimentos das articulações sem a necessidade de se resolver um problema de otimização (BOLHUIS; GIELEN, 1999).

Além disso, por se tratar de um problema quadrático com restrições lineares, a utilização da pseudo-inversa para determinar o chute inicial para a otimização aumenta a chance de que esta encontrará o mínimo global ao invés de um mínimo local, ou seja, o ponto em que a função objetivo tem o menor valor dentre todos os pontos possíveis resultantes da resolução do problema de otimização (NOCEDAL; WRIGHT, 2006).

Portanto, a solução inicial (chute inicial) para o problema de otimização é dada por

$$\text{solução} = \text{pinv}([AB \quad Q])(-k^{e'}) \quad (43)$$

O problema de otimização consiste na procura por valores dos momentos articulares ativos e das forças de reação no calcanhar que satisfaçam as equações de movimento, Eq. 33, para uma abordagem quase-estática, e minimizem a função custo, Eq. 34. O problema de otimização formulado foi resolvido através da utilização do algoritmo de otimização disponível na função “fmincon” do Matlab. Os termos $[AB \quad Q]$ e $-k^{e'}$ resultantes do equacionamento apresentado (Eq. 33) são as matrizes e vetor de restrições de igualdade utilizados como argumentos para a função “fmincon”. O diagrama (Figura 10) ilustra a modelagem matemática e o problema de otimização descrito neste capítulo. Os dados de entrada são os parâmetros do banco, força de contato entre pé e pedal, o ângulo formado pela planta do pé com o assoalho do carro e os parâmetros da pessoa, e o resultado final da otimização são os momentos ativos nas articulações. Os resultados e discussão da modelagem apresentada neste capítulo serão discutidos nas próximas sessões.

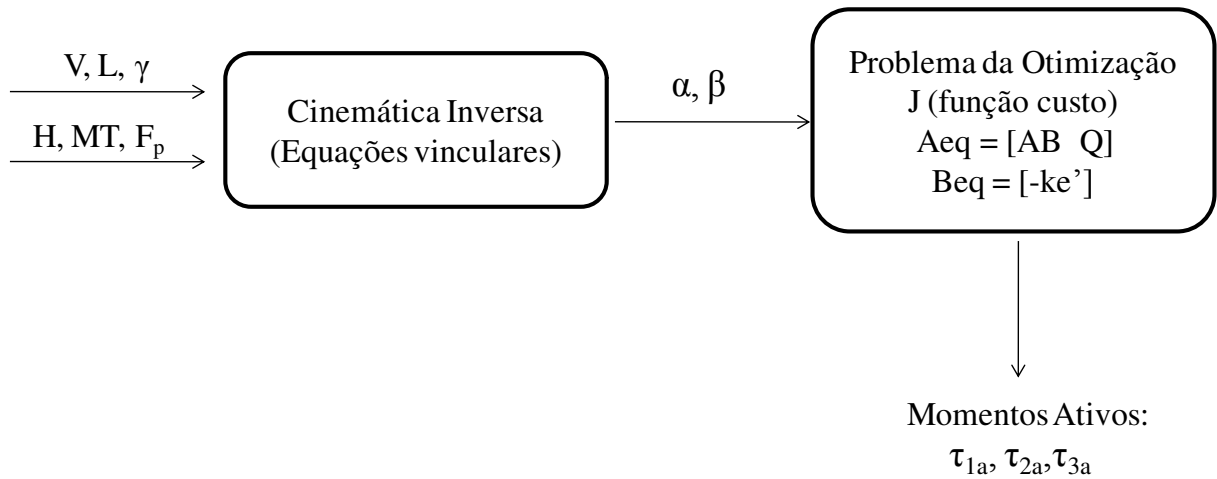


Figura 10 - Diagrama da otimização do modelo proposto, em que V é a altura do banco, L a distância horizontal do pedal do acelerador à articulação do quadril do motorista, γ o ângulo entre pé e assoalho do carro, H e MT a altura e massa corporal do usuário do veículo e F_p a força de contato entre pé e pedal. Os valores de V , L , γ , H e MT serão especificados no próximo capítulo.

Fonte: Autora

5 RESULTADOS

A abordagem apresentada pelo presente trabalho e descrita no capítulo anterior não encontrou métodos equivalentes de análise de conforto de motoristas na literatura especializada. Ainda assim, a metodologia sistemática adotada permite que o modelo seja utilizado como ferramenta para o estudo da ergonomia dos membros inferiores, pois possibilita a determinação de faixas de valores mais confortáveis, em termos de menores valores de momentos articulares, de altura do banco automotivo e sua distância horizontal ao pedal do acelerador, para posicionamento do membro inferior de motoristas de determinada estatura.

Assim, este capítulo mostrará uma análise detalhada dos valores assumidos pelos momentos ativos e passivos em cada uma das três articulações da perna para as situações de altos e baixos valores de função custo, ou seja, regiões a serem consideradas de desconforto e conforto, respectivamente.

Outros resultados serão dados em termos de comparação dos ângulos de conforto com aqueles reportados pela literatura especializada, assim como a utilização de outro valor da força de contato entre pé e pedal, além da apresentação das regiões de ajustes de banco que favorecem ou não a biomecânica da perna de motoristas de diferentes estaturas.

5.1 Resultados para um motorista de 1,78 m de altura e 77,9 kg de massa corporal

Essa seção apresenta os resultados da primeira simulação, realizada para uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg. Embora outras estaturas serão testadas e terão seus resultados apresentados aqui, essa primeira escolha foi feita porque Carhart (2000) apud Yamaguchi (2001) fornece dados de comprimento e parâmetros inerciais de segmentos corporais para uma pessoa com essa altura e massa, e, apesar de neste trabalho a maioria dos parâmetros antropométricos terem sido retirados de Winter (1990) (Tabela 4), esses valores foram entendidos como bons pontos de partida para as análises, uma vez que já foram estudados pelo autor mencionado acima.

Os valores escolhidos para V (altura do banco) e L (distância horizontal) variam de 200 a 400 mm e de 400 a 900 mm, respectivamente, e foram retirados de dados reais pesquisados na literatura representando valores de diversos tipos de veículos, como os chamados hatches e sedans pequenos ou médios, pick-ups e veículos SUV.

Limites inferiores de altura do banco foram testados, porém, além de não representarem medidas realistas dos tipos de veículos automotivos estudados neste trabalho, eles não alteraram as regiões de maiores e menores valores de função custo. Desta forma, os valores mencionados são os que foram considerados em todas as análises que se seguem.

O ângulo da planta do pé com o assoalho do carro γ , dado de entrada da cinemática inversa (Figura 10), tem seu valor variando entre 30 e 70 graus, valores limite estimados para o ângulo do pé apoiado no pedal conforme configurações representadas na Figura 11. A definição de γ como dado de entrada para as simulações se fez necessária a partir do momento em que, na busca por resultados que se aproximem mais da real situação experimentada pelos motoristas, assumiu-se que este também ajusta o ângulo entre seu pé e o assoalho do carro para melhorar sua sensação de conforto. Desta maneira, assim como V e L , γ entra na otimização, tendo como objetivo principal garantir que o ângulo formado pela planta do pé com o assoalho do carro sempre será o que proporciona o menor valor da função custo para cada combinação de ajustes de banco.

Assim, a partir dos valores assumidos para γ , V e L , calculam-se os valores de α e β pela resolução da Eq. 26. Como estimativas iniciais para cálculo de α e β foram estipulados α_0 de 10 graus e β_0 de 60 graus.

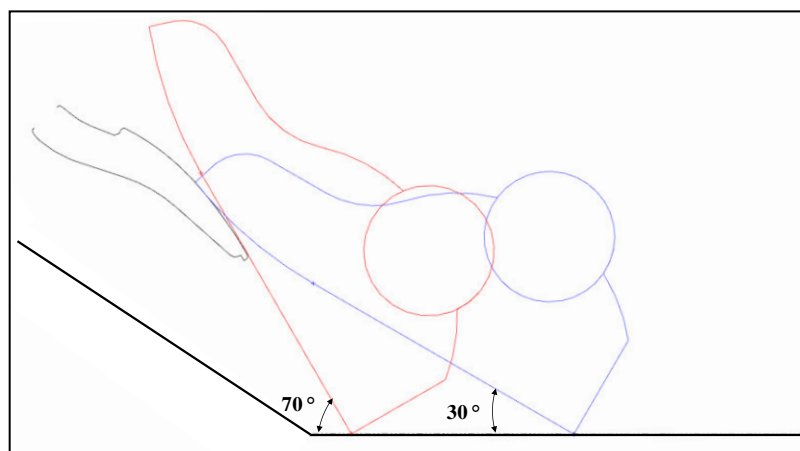


Figura 11 - Configurações limites do ângulo entre planta do pé e assoalho do carro adotadas neste trabalho para simulação, com o pé apoiado no pedal do acelerador e calcanhar no assoalho do carro

Fonte: Autora

Após a determinação dos valores de α e β , resolve-se o problema de otimização explicado anteriormente para a determinação dos momentos articulares e forças de reação no calcanhar para cada combinação dos parâmetros V e L , com a possibilidade da escolha do γ que dê o menor valor da função custo para essa combinação. A Figura 12 mostra o valor da função custo, Eq. 34, que quantifica o critério de desempenho para toda a faixa de valores considerados para V e L . O eixo z , chamado aqui de Custo Mínimo, recebeu esse nome por se tratar do valor mínimo assumido pela função custo para toda a extensão de valores de γ considerada. Para ajudar na visualização da região com valores mais baixos da função custo e na análise dos dados, valores muito altos quando comparados ao custo mínimo resultante da otimização e representados por picos nas figuras foram removidos.

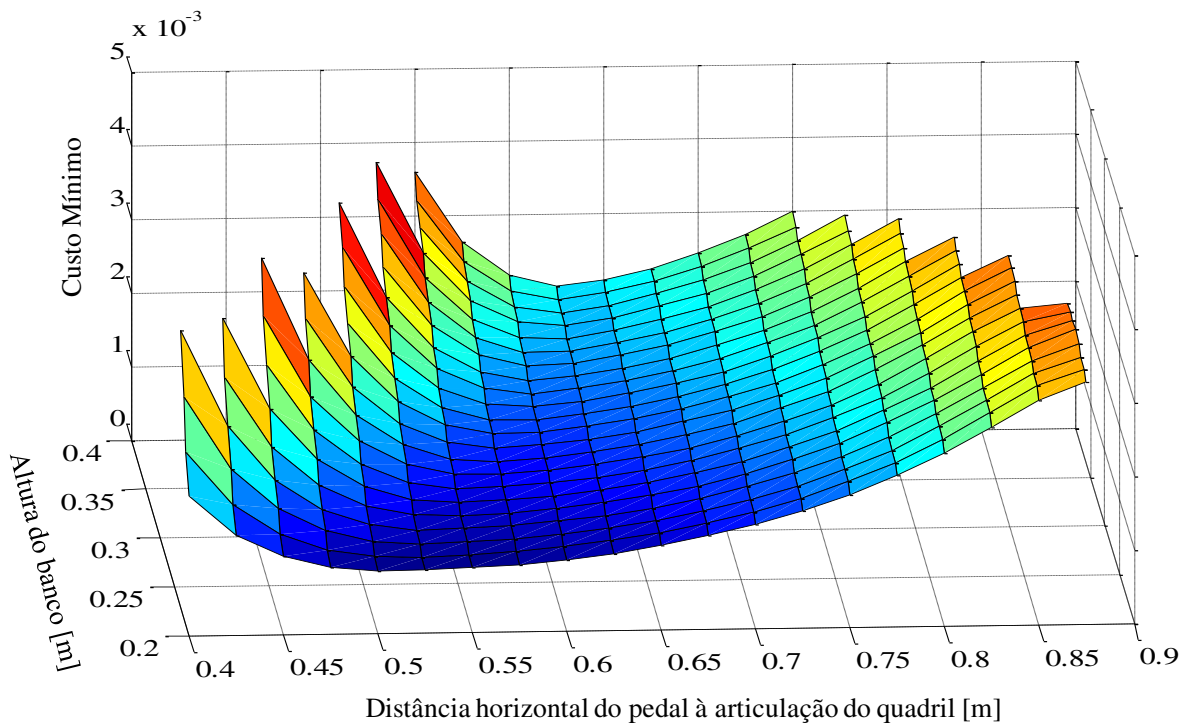


Figura 12 - Resultados da otimização para a função custo adotada, em função das distâncias verticais e horizontais entre banco (articulação do quadril) e pedal do acelerador, para uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.

Fonte: Autora

O gráfico mostra os valores da função custo otimizados para cada combinação de altura do banco e distância horizontal do pedal do acelerador à articulação do quadril. Pela Figura 12, distinguem-se regiões de ajustes de banco que favorecem o conforto por apresentarem valores mais baixos de função custo e regiões que possuem valores mais elevados, por razões que serão mostradas mais adiante, na análise dos momentos articulares. De um modo geral, a combinação de ajustes de banco que mostrou ser mais favorável sob o

ponto de vista de momentos articulares para a pessoa com a estatura sendo estudada aqui se encontra entre alturas de banco de 0,20 m a 0,23 m e distâncias horizontais entre 0,475 m e 0,625 m.

A determinação da região de conforto, no entanto, é subjetiva e poderia, por exemplo, ser definida como a região de valores de distância e altura aparecendo com a cor azul escuro no gráfico. Se pode observar também claramente que as regiões limítrofes correspondentes à combinação de valores elevados de distância e altura do banco e à combinação de valores elevados de altura e reduzidos de distância são de grande desconforto com valores da função custo com ordens de magnitude superiores àqueles observados na região de conforto e, portanto, não mostrados nos gráficos. A região de elevados valores de distância e reduzidos valores de altura também é de desconforto, apresentando valores da função custo elevados.

5.1.1 Comparação dos ângulos de conforto com dados da literatura

Nesta seção, os ângulos dos segmentos do membro inferior correspondentes à região de momentos articulares minimizados serão comparados com os ângulos encontrados na literatura especializada, que costuma reportar configurações de conforto desta forma. Para essa comparação, serão considerados os ângulos da região de valores mais baixos da função custo porque entende-se que esses seriam os ângulos adotados pelo usuário para minimizar seus momentos articulares.

Deve-se neste ponto enfatizar as limitações de uma comparação baseada nos ângulos articulares individuais. A Figura 12 mostra que há combinações de altura e distância confortáveis que não são necessariamente bem representadas pelos ângulos articulares. Por exemplo, um mesmo ângulo do quadril pode ocorrer para duas posições bem distintas neste gráfico, uma de conforto e outra de desconforto, de forma que o valor isolado do ângulo teria pouco a dizer sobre o grau de conforto. Determinar faixas de valores de conforto é igualmente questionável, já que nestas faixas podem ocorrer combinações de desconforto, fato constatado para determinadas alturas e distâncias horizontais de bancos.

Com relação aos ângulos de conforto, Hanson, Sperling e Akselsson (2006 apud SCHMIDT et al., 2013) afirmam que o método de determinação de posturas ótimas para

motoristas com foco nos ângulos articulares é, em sua maioria, feito subjetivamente, enquanto estudos com métodos biomecânicos são difíceis de se encontrar (SCHIMIDT et al., 2013). Por essa razão, há uma necessidade de otimização nas modelagens que visam melhorar o projeto ergonômico dos usuários dos veículos através da utilização de métodos biomecânicos no estudo dos ângulos articulares (KYUNG; NUSSBAUM, 2009).

Em sua investigação sobre similaridades e discrepâncias nos métodos utilizados até hoje nos estudos que fornecem ângulos articulares ótimos de conforto para motoristas, Schmidt et al. (2013) observaram que, do ano 1940 ao ano de 2009, o material publicado apresenta grande variação em seus dados de ângulos de conforto. Em seu levantamento, eles perceberam que os estudos se dividem em avaliações experimentais com modelos bi ou tridimensionais, análises que não utilizam métodos experimentais e foram baseados em dados teóricos e ainda trabalhos que não fornecem dados precisos da origem de seus resultados.

Para realização da comparação com os dados publicados pela literatura, neste trabalho serão utilizadas todas as fontes analisadas por Schmidt et al. (2013), com a devida separação entre os diversos métodos identificados pelos autores, e mais estudos encontrados na literatura. O fato de nenhuma das avaliações citadas aqui ter utilizado o método apresentado neste trabalho, aliado às já mencionadas limitações da comparação isolada de ângulos articulares, faz com que os dados sejam comparados apenas para que se observem as semelhanças ou diferenças entre os resultados proporcionados pelos diversos métodos e o apresentado aqui.

As regiões de ajustes de banco que apresentaram menores valores de função custo serão representadas pela cor azul na Figura 12. Para a comparação proposta aqui serão utilizados os ângulos dos segmentos articulares α , β e γ resultantes nas combinações de altura e distâncias horizontais de regiões que apresentaram valores até 200% superiores ao valor mínimo da função custo. Esse número foi determinado de forma a representar uma região mais abrangente de menores momentos articulares relativos, sem limitar a análise a uma região pequena cuja determinação exata é imprecisa devido às limitações do modelo discutidas adiante.

Assim, os ângulos articulares encontrados na região estimada para análise e comparação com ângulos de conforto se encontram entre 9,6 e 43 graus para a articulação do quadril (ângulo α), 58 a 109 graus para o joelho (ângulo β) e 30 a 50 graus para o tornozelo

(ângulo γ). Pelos ângulos α e β nota-se que segundo a presente abordagem as configurações do quadril e joelho mais flexionados são mais favoráveis.

Os ângulos entre os segmentos reportados na literatura são definidos de um modo diferente do adotado no presente trabalho, e, para fazer a comparação, foi necessário realizar uma adaptação. Assim, com base nas definições dos ângulos mostrados nas Figuras 4 e 7, tem-se as seguintes relações:

$$p = s + 90^\circ - \alpha \quad (44)$$

$$q = 180^\circ - \beta \quad (45)$$

$$r = 180^\circ + \alpha - \beta - \gamma \quad (46)$$

Considerando-se o ângulo s da inclinação do tronco com relação à vertical como 20 graus (MAJID; NOTOMI; RASMUSSEM, 2011) (mesmo valor usado na simulação) e com os valores de α , β e γ da região considerada de conforto como definido acima, uma comparação é mostrada na Tabela 5, também para as outras duas estaturas que terão seus resultados apresentados ainda neste capítulo. Outros ângulos de inclinação do tronco s encontrados na literatura foram testados mas não apresentaram alterações significativas nos resultados finais.

Tabela 5 - Comparação entre ângulos (em graus) posturais de conforto entre os recomendados pela literatura e os determinados como de conforto no presente trabalho (continua)

Referências	Mancira como os dados foram obtidos/gerados (Schmidt et al., 2013)	Ângulo (em graus)		
		Quadril (p)	Joelho (q)	Tornozelo (r)
Rebiffe (1969)	Derivações teóricas, revisões da literatura e dados não especificados	95 - 120	95 - 135	90 - 110
Wallentowitz (1995)		100 - 105	110 - 130	90
Kahlmeier e Marek (2000)		85 - 110	95 - 120	85 - 95
Babbs (1979)		95 - 115	95 - 120	85 - 95
Picard e Wiesner (1961)		85 - 100	100 - 120	85 - 95
Grandjean (1980)		100 - 120	110 - 130	90 - 110
Tilley e Dreyfuss (2002)		95 - 100	110 - 120	90 - 100
Preuschen e Dupuis (1969)		105 - 115	110 - 120	85 - 105
Schmidtke (1989)		110	145	100
Bubb (1992)		107	147	84
Dupuis (1983)	Avaliações experimentais com resultados incluindo dados 2D	105 - 115	110 - 120	-
Keegan (1964)		115	115	-

Tabela 5 – Comparação entre ângulos (em graus) posturais de conforto entre os recomendados pela literatura e os determinados como de conforto no presente trabalho (conclusão)

Referências	Maneira como os dados foram obtidos/gerados	Ângulo (em graus)							
		Quadril (p)		Joelho (q)		Tornozelo (r)			
Porter e Gyi (1998)	Avaliações experimentais com resultados incluindo dados 3D	90 - 115		99 - 138		80 - 113			
Hanson, Sperling e Akselsson (2006)		68 - 99		109 - 157		90 - 111			
Seidl (1994)		99		119		103			
Park et al. (1999)		101 - 127		120 - 151		86 - 116			
Park et al. (2000)		103 - 131		120 - 152		82 - 124			
Andreoni et al. (2002)		83 - 105		123 - 149		-			
Oudenhuijzen et al. (2004)		-		111,5		-			
Kyung e Nussbaum (2009)	Avaliações experimentais com resultados incluindo dados 3D			Grupo 1	Grupo 2	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 1	Grupo 2
		Veículo tipo sedan		83 - 92	112 - 123	93 - 110	123 - 142	68 - 88	92 - 113
		Veículo tipo SUV		85 - 91	120 - 130	97 - 111	136 - 139	73 - 86	102 - 108
Freeman e Haslegrave (2004)	Avaliação computacional com dados 3D		90 - 120		95 - 138		80 - 113		
Ângulos para a considerada região de conforto (regiões com menores valores de função custo) obtidos pelo presente trabalho, considerando parâmetros antropométricos de três grupos de pessoas diferentes, com valores já transformados segundo as Eqs. 44 a 46	Modelo matemático biomecânico, através do software Matlab, para análise da ergonomia dos membros inferiores dos motoristas de veículos de passeio	1,78m e 77,9kg		67 - 100,4		71 - 122		64 - 101,6	
		1,65m e 58kg		68 - 83		72 - 98		80 - 95	
		1,86m e 99kg		64 - 108		68 - 146		60 - 117	

Fonte: Park et al. (2000), Andreoni et al. (2002), Freeman e Haslegrave (2004), Oudenhuijzen et al. (2004), Kyung e Nussbaum (2009), Hanson, Sperling e Akselsson (2006), (REBIFFE, 1969, WALLENTOWITZ, 1995, KAHLMEIER; MAREK, 2000, BABBS, 1979, PICARD; WIESNER, 1961, GRANDJEAN, 1980, TILLEY; DREYFUSS, 2002, PREUSCHEN; DUPUIS, 1969, SCHMIDTKE, 1989, BUBB, 1992, DUPUIS, 1983, KEEGAN, 1964, PORTER; GYI, 1998, SEIDL, 1994, PARK et al., 1999, apud SCHMIDT et al., 2013) e autora.

Pela comparação, verifica-se que, quando os ângulos considerados na região de conforto definidos por este trabalho são convertidos para a forma como a literatura os recomenda, os valores encontram correspondentes entre valores reportados por vários estudos. No entanto, uma inspeção das faixas de valores de conforto determinadas para as articulações do quadril e do joelho mostra que as posturas de conforto previstas neste estudo tendem a ser mais flexionadas que na maior parte da literatura. As possíveis razões para tal divergência são discutidas adiante e incluem possíveis limitações do modelo e da abordagem as quais devem receber atenção em trabalhos futuros.

Por outro lado, como mencionado anteriormente, deve-se mencionar a limitação da comparação direta de ângulos articulares, já que as posturas de conforto dependem de combinações de altura e distâncias horizontais de bancos que podem gerar os mesmos ângulos articulares em regiões de altos e baixos valores de função custo. De fato, foi constatado que, variando-se a altura do banco e mantendo-se uma mesma distância ao pedal, houve a repetição de ângulos do quadril e joelho no que seriam consideradas regiões confortáveis e não confortáveis, evidenciando que os ângulos articulares não podem por si só e isoladamente ser utilizados para medir de maneira inequívoca o nível de conforto do motorista.

5.1.2 Momentos articulares

Com a finalidade de se apresentar os resultados da função custo e relacionar seus valores mais altos e mais baixos ao comportamento dos momentos nas articulações do quadril, joelho e tornozelo do condutor, serão feitos dois cortes na Figura 12, um em $V = 0,2$ m (Figura 13) e outro em $V = 0,371$ m (Figura 18), contendo, respectivamente, o mais baixo e mais alto valor da função custo, ambos ao longo da distância horizontal, L . Vale ressaltar que os resultados obtidos para momentos e ângulos articulares nos dois cortes foram sempre considerando os valores que gerassem o custo mais baixo para cada combinação de V e L . As análises seguem nas próximas seções.

5.1.2.1 Momentos articulares para uma altura de banco $V = 0,2$ m ao longo da distância horizontal L

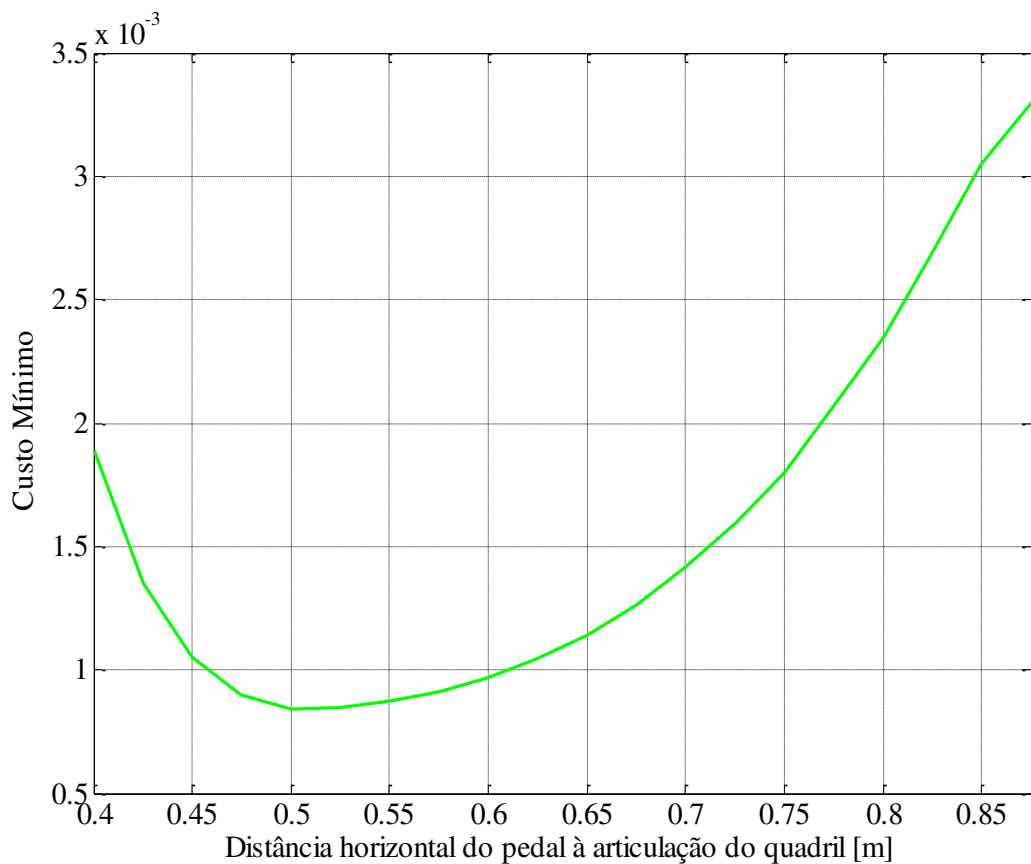


Figura 13 - Corte em $V = 0,2$ m com o valor da função custo (critério de desempenho) em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.
Fonte: Autora

Como se pode observar na Figura 13, em $V = 0,2$ m há uma região entre 0,45 e 0,6 metros de distância horizontal que minimiza os momentos nas três articulações. Para valores menores ou maiores, a função custo assume valores que crescem rapidamente até atingirem os máximos nos extremos mínimo e máximo de distância ao pedal.

A Figura 14 ilustra as posições angulares das três articulações analisadas neste trabalho neste corte específico, e nas Figuras 15, 16 e 17 estão os momentos ativos e passivos nas articulações obtidos para $V = 0,2$ m.

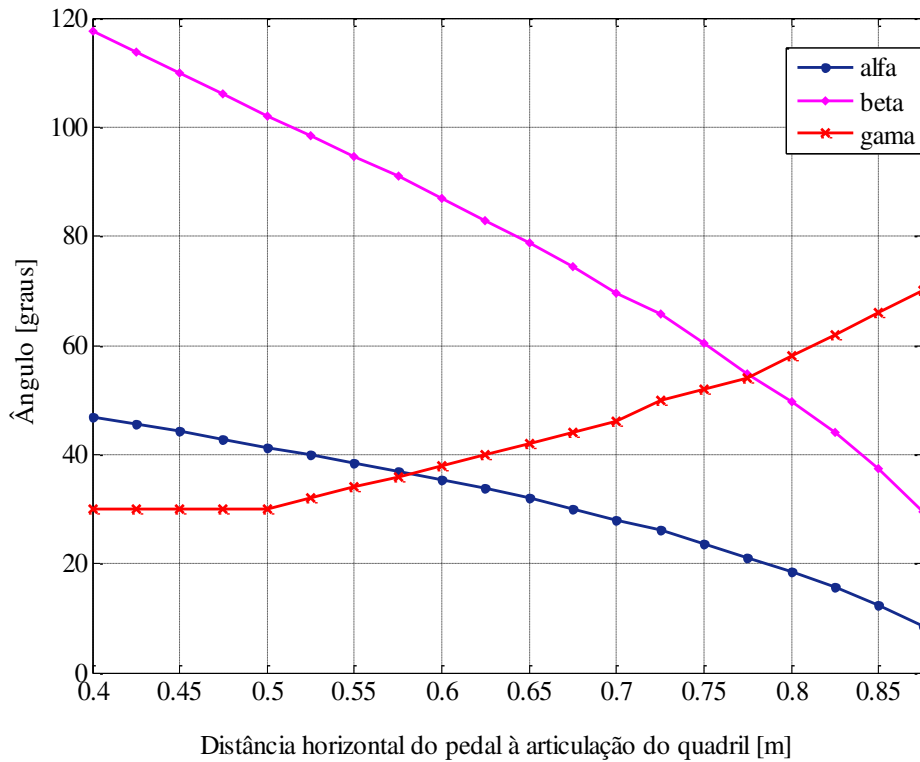


Figura 14 - Posições angulares ótimas para as articulações do quadril (α), joelho (β) e tornozelo (γ), em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,2$ m, e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.

Fonte: Autora

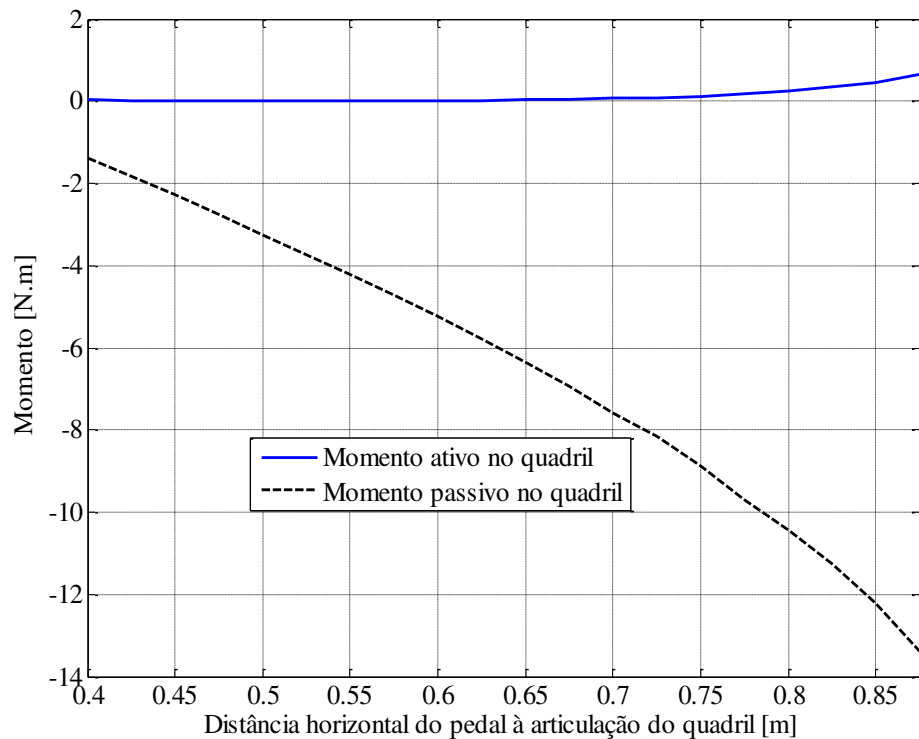


Figura 15 - Momentos ativos e passivos na articulação do quadril em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,2$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.

Fonte: Autora

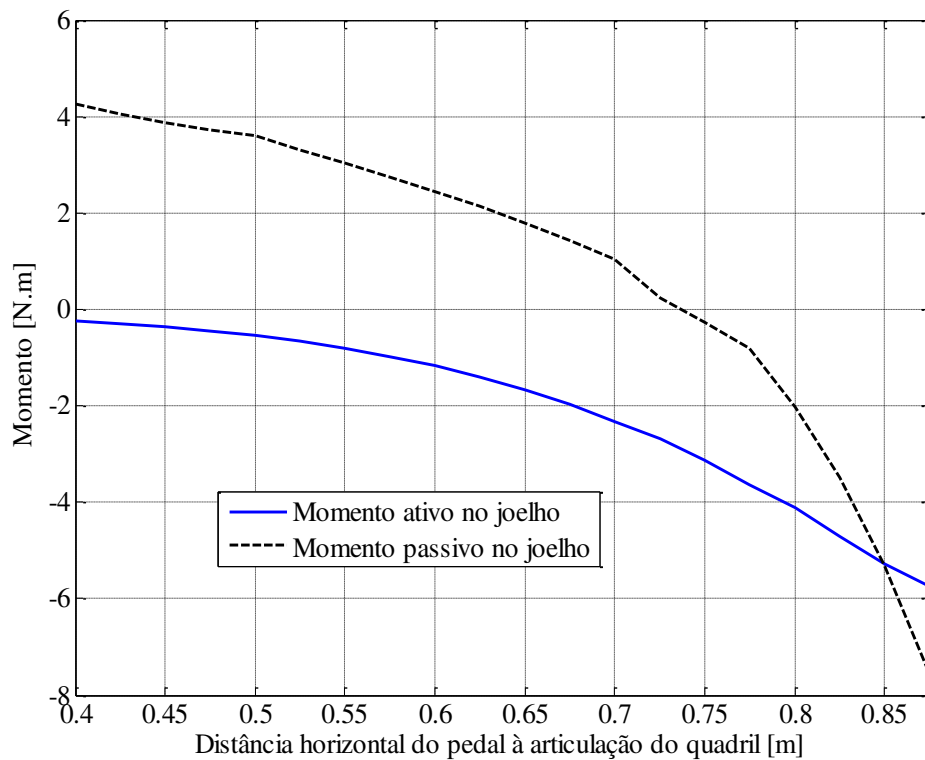


Figura 16 - Momentos ativos e passivos na articulação do joelho em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,2$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.

Fonte: Autora

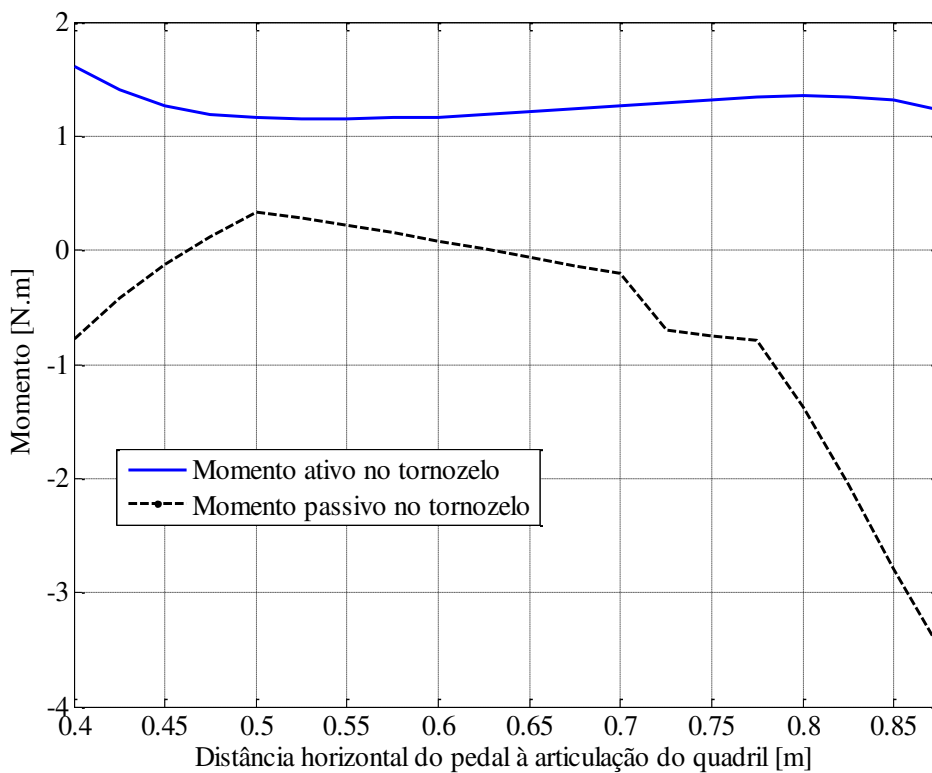


Figura 17 - Momentos ativos e passivos na articulação do tornozelo em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,2$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.

Fonte: Autora

Observando-se os ângulos assumidos pelas articulações do quadril e joelho para cada valor da distância horizontal L (Figura 14), percebe-se que há uma diminuição em seus valores conforme o banco é afastado do pedal, ou seja, uma postura mais estendida, como esperado. Neste caso específico, considerando-se apenas os ângulos associados à região de valores mínimos da função custo nas distâncias horizontais de 0,45 a 0,60 metros, encontra-se valores situados entre 43 e 35 graus para α e 109 e 87 graus para o β , ou seja, quadril e joelho mais flexionados. Já os ângulos γ que minimizam a função custo estão entre 30 e 38 graus.

Com relação aos momentos na articulação do quadril (Figura 15), observa-se que o momento ativo se encontra no sentido da flexão, sentido positivo de movimentação do quadril adotado neste trabalho. Ele se mantém com valores baixos ao longo de toda a distância horizontal, aumentando sua magnitude conforme aumenta-se a distância e os momentos passivos nas articulações. O momento passivo no quadril apresenta valores crescentes no sentido da extensão, atingindo o valor mais alto em bancos a 0,875 metros de distância do pedal do acelerador devido à extensão do joelho nesta posição, o que influencia fortemente o momento passivo no quadril devido ao aumento de comprimento dos músculos biarticulares extensores do quadril e flexores do joelho.

Quanto à articulação do joelho (Figura 16), há uma maior variação no valor do momento ativo quando comparado ao quadril e tornozelo. O momento no sentido da flexão cresce com o aumento da distância horizontal, conforme a articulação do joelho vai assumindo uma configuração mais estendida, e assume seu valor máximo para o banco mais distante do pedal. Já o momento passivo tem seu sentido invertido entre 0,7 e 0,75 m de distância, começando no sentido da extensão e aumentando seu valor quando assume o sentido de flexão. Pode-se observar que o momento ativo segue o padrão de variação do momento passivo o que evidencia a influência do último sobre o primeiro.

Observando-se agora os momentos na articulação do tornozelo (Figura 17), nota-se um pequeno trecho em que o momento ativo, no sentido da dorsiflexão, diminui seu valor, entre 0,45 e 0,6 m. O momento passivo, que age em flexão plantar na maior parte de L , vai aumentando seu valor continuamente a partir de uma distância horizontal 0,65 m, conforme o ângulo γ escolhido pela otimização também aumenta. A partir de 0,65 m, o ângulo entre planta do pé e assoalho do carro adotado pelo motorista assume valores que vão de 44 a 70 graus, na maior distância.

A relação entre os ângulos e momentos mostra que, para quadril e joelho, ângulos maiores estão associados a momentos articulares, ativos e passivos, menores, e os valores dos ângulos que representam uma configuração mais estendida estão associados a momentos articulares maiores. Apenas para o tornozelo não é possível observar essa relação direta entre ângulo e momentos.

5.1.2.2 Momentos articulares para uma altura de banco $V = 0,371$ m ao longo da distância horizontal L

Os valores da função custo na altura do banco $0,371$ m ao longo da distância horizontal seguem representados na Figura 18. É importante perceber que essa altura de banco não permite todas as interações possíveis com a distância horizontal, seja pelos altos valores da função custo assumidos nas regiões de L menores e removidos dessa análise (como já explicado anteriormente), seja pela não convergência da cinemática inversa, indicando que a distâncias maiores que $0,775$ m uma pessoa dessa estatura não alcançaria o pedal do acelerador.

Nessa região de ajustes de banco, o menor valor assumido pela função custo se encontra entre $0,6$ e $0,65$ m.

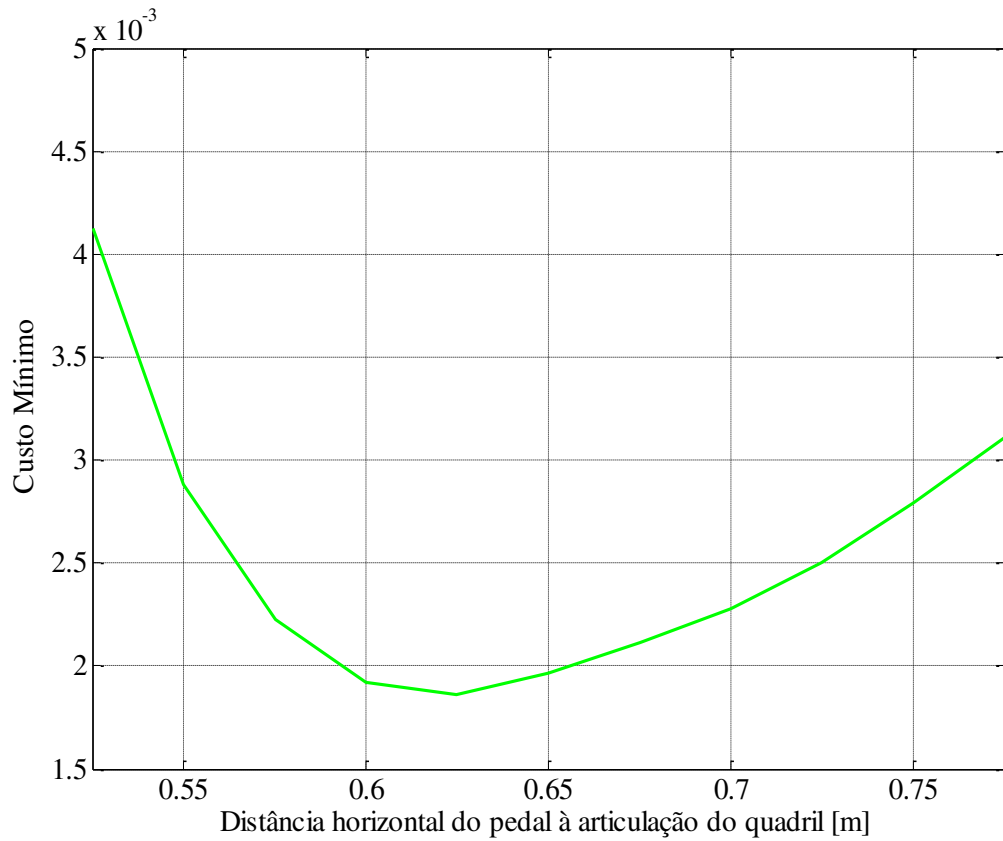


Figura 18 - Corte em $V = 0,371$ m com o valor da função custo (critério de desempenho) em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.
Fonte: Autora

Como na seção anterior, aqui serão mostrados os ângulos e comportamento dos momentos nas articulações do membro inferior do motorista para essa situação (Figuras 19, 20, 21 e 22). Comparações serão feitas entre esta e a situação anterior.

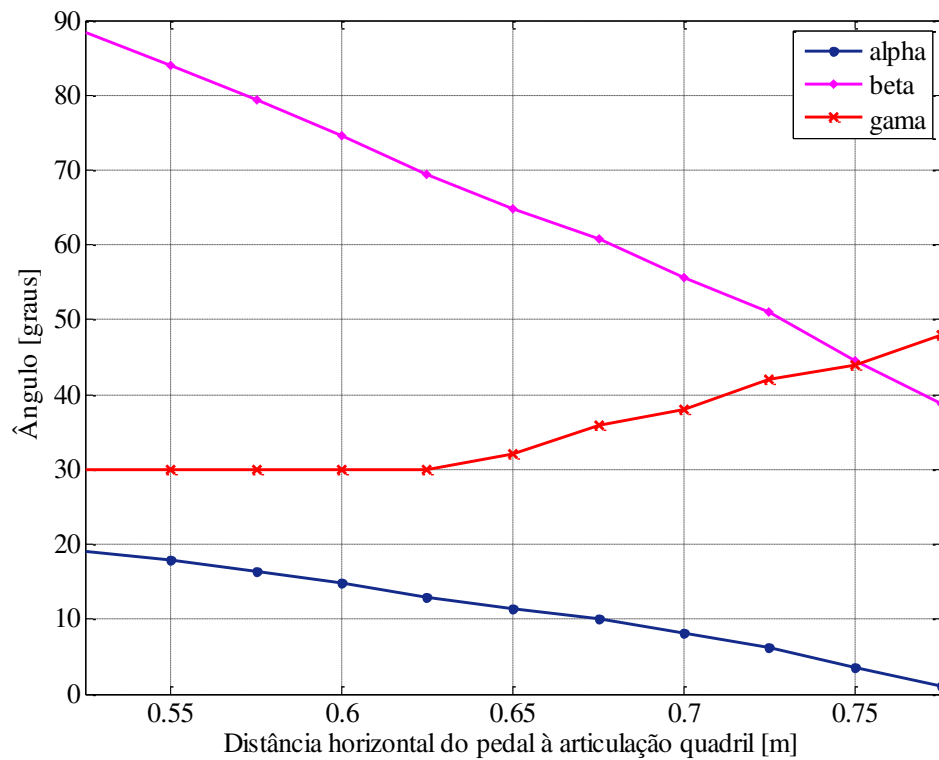


Figura 19 - Posições angulares ótimas para as articulações do quadril (α), joelho (β) e tornozelo (γ), em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,371$ m, e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.

Fonte: Autora

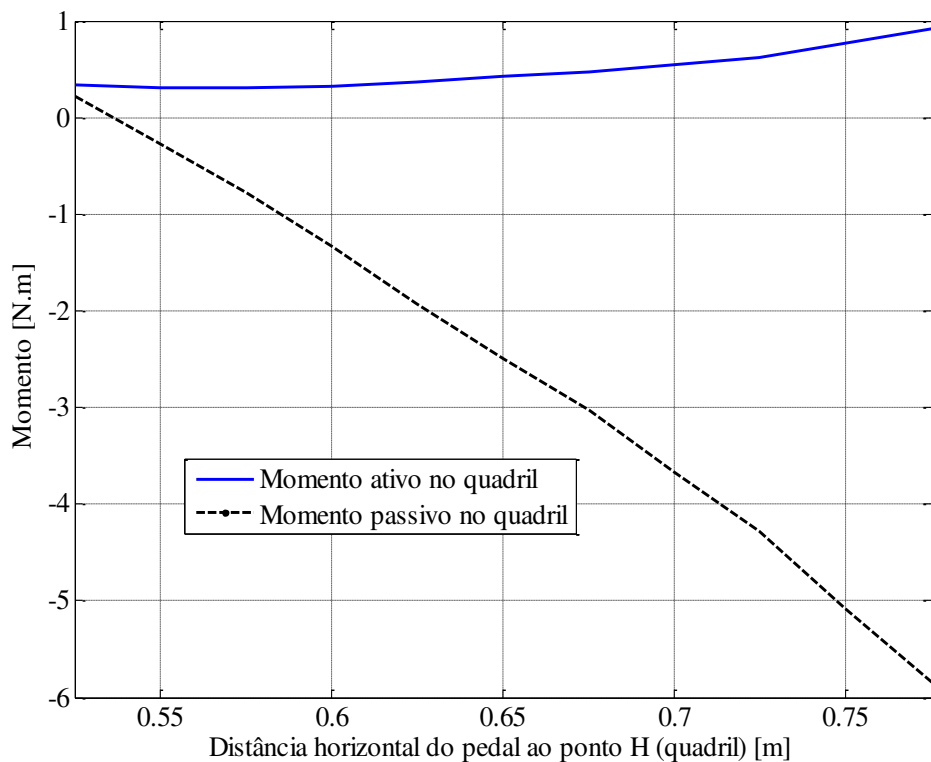


Figura 20 - Momentos ativos e passivos na articulação do quadril em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,371$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.

Fonte: Autora

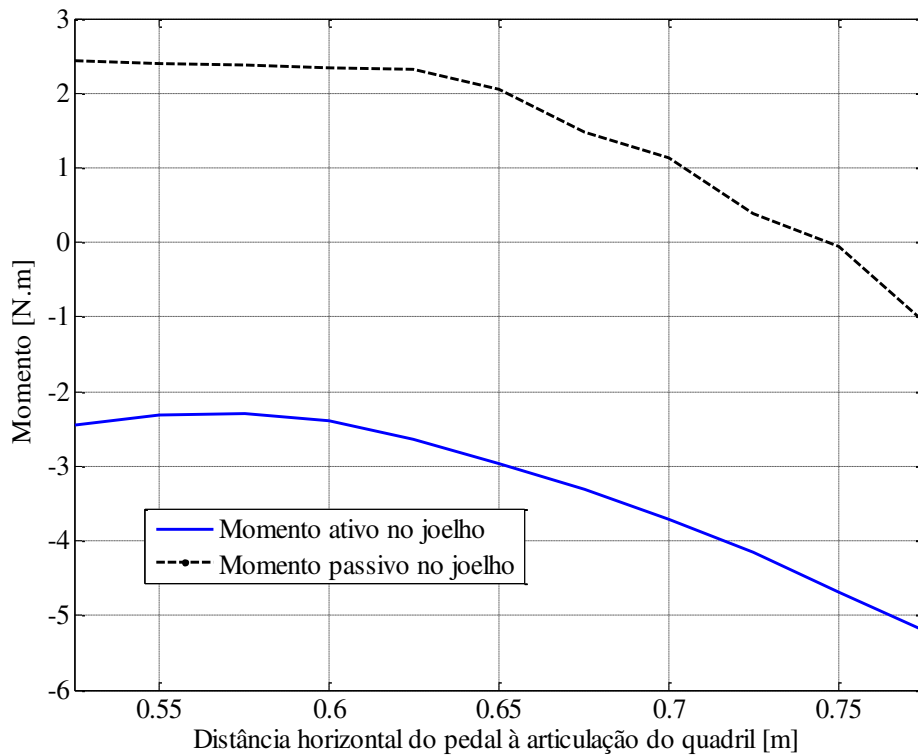


Figura 21 - Momentos ativos e passivos na articulação do joelho em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,371$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.

Fonte: Autora

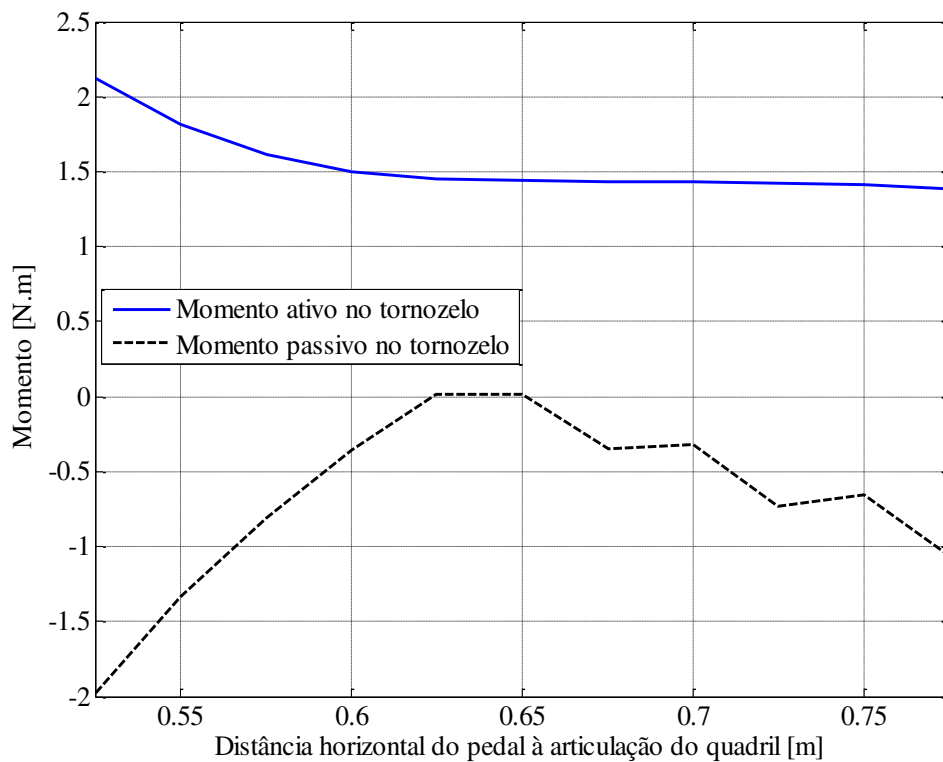


Figura 22 - Momentos ativos e passivos na articulação do tornozelo em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,371$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.

Fonte: Autora

O momento ativo no quadril (Figura 20), como no banco com menor altura, está no sentido da flexão, mas seu valor é maior quando comparado à situação anterior. O momento passivo, no sentido da extensão, também aumenta seu valor com a distância horizontal, embora atinja um valor mais baixo quando comparado a bancos com menor altura (aproximadamente 5 Nm aqui contra aproximadamente 13 Nm em bancos a 0,2 m de altura).

Os momentos na articulação do joelho (Figura 21) mantêm o mesmo comportamento apresentado na seção anterior, momentos ativos na flexão e maior amplitude quando comparado aos momentos ativos das outras duas articulações. O momento passivo inverte seu sentido, começando em extensão e a distâncias maiores se tornando momento de flexão. Também aqui se observa claramente a influência do momento passivo sobre o momento ativo com o padrão de variação do momento ativo seguindo o do passivo.

Com relação aos momentos no tornozelo (Figura 22), o ativo se mantém em dorsiflexão em todas as distâncias horizontais estudadas aqui, e como na situação anterior, tem seu maior valor em bancos mais próximos ao pedal e menor valor em bancos mais afastados. O momento passivo aqui, como o ativo, também apresenta essa relação de valores mais altos em bancos mais próximos ao pedal, com seu sentido de flexão plantar diminuindo até certo ponto e depois aumentando novamente, até bancos a 0,775 metros.

A relação entre ângulos e momentos mostra que menores ângulos articulares do quadril e joelho estão associados a maiores valores de momentos, ativos e passivos, para o quadril, e ativo do joelho. O momento passivo do joelho, ao contrário da situação anterior que mostra os resultados no banco mais baixo, é menor em ângulos β menores.

De uma maneira geral, analisando-se os valores dos momentos nesta e na situação anterior, é possível perceber que, para quadril e joelho, os momentos ativos são mais altos a distâncias de bancos maiores, para banco mais baixo e mais alto, e para tornozelo, maiores momentos ativos acontecem em bancos mais próximos ao pedal. A relação entre esses momentos e o resultado da função custo será discutida na próxima seção. É importante observar que a magnitude dos momentos é muito baixa em comparação com os momentos máximos que estas articulações podem aplicar.

Quanto aos momentos passivos, comparando-os com os valores dos ativos, pode-se afirmar que em todos os casos apresentados houve uma significativa contribuição das estruturas passivas dos músculos que causam momento em torno das três articulações,

principalmente no limite máximo para trás dos bancos a alturas 0,2 m para as três articulações e bancos mais próximos aos pedais para joelho e tornozelo, com $V = 0,371\text{m}$.

As restrições passivas nas articulações promovem fortes momentos restauradores perto dos limites da movimentação (YAMAGUCHI, 2001). O mecanismo desse momento restaurador se dá quando as fibras de músculos responsáveis por determinado sentido de rotação da articulação são esticados além de seu comprimento ótimo, o que gera os momentos passivos no sentido contrário ao movimento da articulação que está causando essa mudança no comprimento do músculo. Por exemplo, Arnold et al. (2010) encontrou, através de seu modelo, mais de 10 Nm de momento passivo, no sentido da flexão plantar, quando o tornozelo se encontrava em 20 graus em dorsiflexão, aumentando o comprimento das fibras de um dos músculos responsáveis pela flexão plantar. O mesmo foi concluído para o joelho e quadril, com altos momentos passivos causados pelos extensores do joelho e quadril quando os mesmos se encontravam bastante flexionados.

Os valores dos momentos passivos foram sempre maiores nas situações extremas, em bancos mais próximos ou mais afastados do pedal, o que se justifica pelo ângulo da articulação mais distante de sua posição angular de conforto e fibras musculares estendidas além de seu comprimento ótimo, o que gera os elevados momentos passivos.

O modelo do momento passivo utilizado neste trabalho (RIENER; EDRICH, 1999) apresenta imprecisões que podem causar erros nas estimativas dos momentos ativos, principalmente pelo fato de, na atividade apresentada aqui, as ativações musculares e as forças musculares associadas serem relativamente baixas. A simulação deste modelo, desconsiderando a atuação das estruturas passivas, levou os momentos ativos a valores bem baixos, muito próximos de zero, o que indica a ação dos momentos ativos no sentido de compensar os passivos quando se considera esses últimos na modelagem e simulação.

Essas imprecisões do modelo de momentos passivos e mais algumas limitações mencionadas adiante dificultam a determinação do real domínio de validade do modelo e a posição de ajuste ótimo do banco com exatidão. Pode-se dizer, entretanto, pelo fato de os modelos de momentos passivos em questão fornecerem estimativas mais consistentes para as regiões limites de movimentação das articulações (RIENER; EDRICH, 1999), que a determinação das regiões de desconforto, em que os momentos passivos são normalmente de maior magnitude, é mais confiável que a determinação da região de máximo conforto.

Para fins de entendimento de sua contribuição no equacionamento e influência de seus valores no resultado final, o modelo de momentos passivos mencionado acima será considerado durante as simulações mesmo sabendo que há uma elevada imprecisão.

5.1.3 Resultados com outros valores de força de contato entre pé e pedal do acelerador

Conforme informado, a simulação inicial foi feita considerando-se uma força de contato entre pé e pedal do acelerador de 30 N, valor retirado dos recomendados por Kroemer e Grandjean (2001). Nesta seção, dois outros valores de forças, 10 e 40 N, também retirados de recomendações e informações da literatura (MORELLO et al., 2011) serão testados e terão sua influência nos momentos articulares avaliada.

A situação em que essa análise está sendo feita corresponde à mesma utilizada na simulação quase estática conduzida com a força igual a 30 N, ou seja, pé apoiado no pedal, calcanhar do motorista apoiado no assoalho do carro e valores dos momentos articulares simulados ao longo da distância horizontal do banco ao pedal do acelerador.

Para as articulações do quadril e joelho, o que foi observado quando simulou-se com 10 e 40 N e comparou-se os dados gerados com os resultados a 30 N, foi um pequeno aumento nos valores dos momentos ativos ao longo de L nos dois cortes analisados neste trabalho, em bancos com alturas de 0,2 e 0,371 m em relação ao assoalho do carro, com força igual a 10 N. Já com a força de contato a 40 N, houve um pequeno decréscimo nos valores dos momentos para cada posição de curso horizontal. Os momentos passivos dessas duas articulações sofreram pouca ou nenhuma alteração quando o modelo foi testado com as forças diferentes.

A articulação do tornozelo foi a que apresentou maiores alterações nos valores de seus momentos ativos a forças diferentes. Com 30 N e no banco com menor altura, o valor mais alto atingido por esta articulação foi 1,61 Nm no banco mais próximo possível ao pedal (Figura 17), e a 10 N, o menor valor do momento ativo encontrado pela simulação foi 1,80 Nm (Figura 23), mostrando o quão sensível os músculos do tornozelo e por consequência seus momentos são à resistência oferecida pelo pedal. Com a força de 40N, os valores dos

momentos ativos foram menores, embora tenham se mantido bem próximos daqueles encontrados para os 30N adotados neste trabalho.

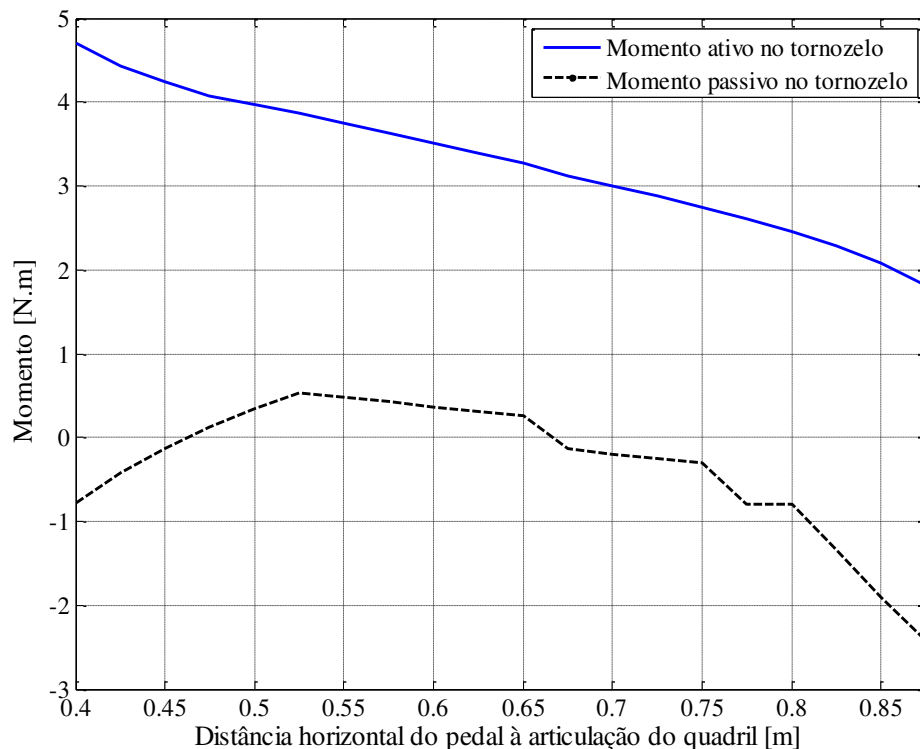


Figura 23 - Momentos ativos e passivos na articulação do tornozelo em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,2$ m, uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg e força de contato entre pé e pedal do acelerador de 10N.

Fonte: Autora

Os maiores valores dos momentos encontrados para a força de contato entre pé e pedal igual a 10 N tornaram os valores da função custo mais altas para essa força. As posições angulares das três articulações para o corte em $V = 0,20$ m com a força 10 N foram analisadas e comparas à Figura 15, e foi observado que não houve variações significativas nas posições angulares das três articulações que justifiquem braços de momentos ou comprimentos musculares (dependentes do ângulo da articulação) diferentes, e, por consequência, expliquem as diferenças no valor dos momentos ativos. Entende-se, portanto, que a principal influência do valor desta força está nas alterações nas ativações musculares decorrentes desta alteração de força no pedal.

5.2 Resultados para motoristas de outras estaturas

Essa seção apresentará as regiões de conforto e desconforto para outras estaturas, utilizando como referência tabelas de medidas antropométricas fornecidas por Kroemer e

Grandjean (2005), que fornecem esses valores para mostrar a grande variabilidade das medidas corporais e o desafio que isso acarreta no projeto de equipamentos, com relação não só a conforto como também segurança (KOVACEVIC et al., 2010).

Para ilustrar e comparar com a estatura de 1,78 m de altura e 77,9 kg de massa corporal adotada como padrão neste trabalho, serão gerados os gráficos, à maneira da Figura 12, que mostram os resultados da otimização e as regiões mais e menos favoráveis sob o ponto de vista biomecânico para dois grupos de dimensões diferentes, uma pessoa de 1,65 m de altura e 58 kg de massa corporal (Figura 24) e outra de 1,86 m e 99 kg (Figura 25). Ambas as medidas foram retiradas de dados antropométricos fornecidos por Kroemer e Grandjean (2005) e, por representarem medidas extremas de homens norte-americanos de 19 a 60 anos de idade (GORDON et al., 1989 apud KROEMER; GRANDJEAN, 2005), servem como valores de análises para questões como condições inadequadas de direção, distância dos pedais, pouco espaço para movimentações em geral (KOVACEVIC et al., 2010). Informações sobre os ângulos posturais de conforto também serão fornecidas e comparadas entre si e com os dados encontrados na literatura (Tabela 5).

5.2.1 Resultados para um motorista de 1,65 m de altura e 58 kg de massa corporal

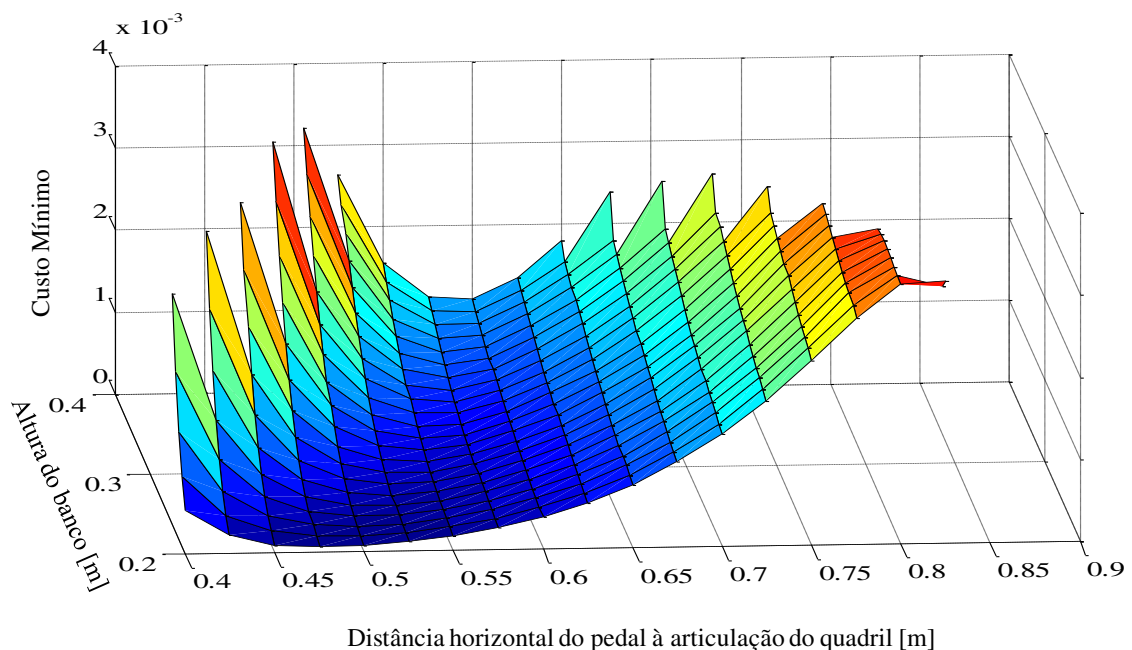


Figura 24 - Resultados da otimização com a função custo adotada, em função das distâncias verticais e horizontais entre banco (articulação do quadril) e pedal do acelerador, para uma pessoa de 1,65 m de altura e 58 kg de massa corporal.

Fonte: Autora

Pela Figura 24, as regiões de ajustes de banco que apresentaram menores valores de função custo para essa estatura se encontram entre alturas de banco de 0,20 e 0,25 m e distâncias horizontais entre 0,42 e 0,55 m. É importante observar que, embora tenha-se seguido o mesmo critério de escolha de região de conforto como aquela que apresenta até 200% do valor mínimo da função custo, para essa estatura a simulação resulta em uma região menor do que para a situação anterior, não correspondendo desta vez a maior parte da área azul da Figura 24, apenas a uma pequena parte dela. Este fato é refletido nos ângulos articulares máximos e mínimos de conforto, que, como pode ser visto na Tabela 5, e faz com que essa estatura seja a que menos encontre correspondentes nos valores da literatura especializada, também porque a maior parte da literatura apresenta dados para grupos de pessoas com estaturas médias.

Além disso, outra diferença entre essa e a situação anterior é que, para estaturas menores, há menos regiões de combinações possíveis entre altura de banco e distância horizontal. Por exemplo, acima de 0,8 m de distância ao pedal, apenas as alturas mais baixas de bancos permitem que o usuário alcance o pedal; bancos mais altos, acima desse valor de L , já não servem como opções de ajuste para a pessoa com a altura de 1,65 m, simulada neste tópico.

Respeitando-se o mesmo critério de combinações de altura e distâncias horizontais de regiões que apresentam valores de até 200% do valor mínimo da função custo, os ângulos articulares de conforto, α , β e γ , encontrados estão entre 27 e 42 graus, 82 e 108 graus e 30 e 34 graus, respectivamente.

5.2.2 Resultados para um motorista de 1,86 m de altura e 99 kg de massa corporal

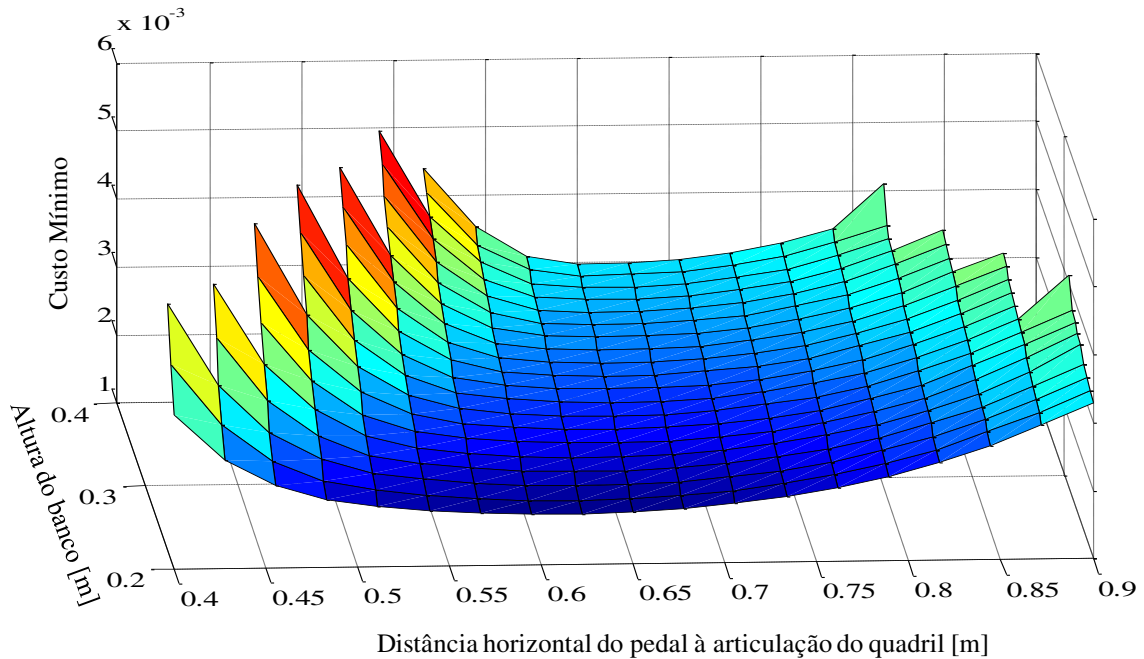


Figura 25 - Resultados da otimização com a função custo adotada, em função das distâncias verticais e horizontais entre banco (articulação do quadril) e pedal do acelerador, para uma pessoa de 1,86 m de altura e 99 kg de massa corporal.

Fonte: Autora

No caso desta estatura, também considerando-se como região de conforto representada pela cor azul na Figura 25, com valores de função custo até 200% superiores ao valor mínimo, os valores dos momentos relativos foram minimizados em uma região mais abrangente, incluindo valores de altura para o banco entre 0,2 e 0,4 m e distâncias horizontais entre 0,4 a 0,8 m. Este caso, para pessoas de altura e massa corporal representando parâmetros antropométricos não ultrapassados por 95% da população (KROEMER; GRANDJEAN, 2005), mostra que várias combinações de ajustes de bancos, mesmo aquelas consideradas desconfortáveis, são possíveis, incluindo distâncias acima de 0,875 m, distância não atingida pelas duas outras estaturas já simuladas anteriormente.

Os ângulos da região de menores valores da função custo, considerados como aqueles que seriam adotados por motoristas com esses parâmetros antropométricos, estão entre 1 e 46 graus para quadril, 34 a 112 para joelho e de 30 a 54 graus para tornozelo, mostrando uma maior amplitude de ângulos para essa estatura quando comparada às outras duas. Há um claro deslocamento da região de conforto em direção a valores de distância horizontal maiores do banco, como seria esperado para pessoas mais altas.

Para os dois parâmetros antropométricos analisados nesta seção, os momentos articulares ativos, passivos e máximos foram verificados em dois cortes distintos que continham o menor e maior valor da função custo à maneira dos parâmetros adotados como

padrão, e, salvo algumas pequenas diferenças nos valores, o comportamento foi o mesmo apresentado e detalhado para a estatura de 1,78 m. Entende-se, então, que as mesmas análises e conclusões válidas para a estatura detalhada servem também para essas em questão.

Também para essas duas estaturas e como foi verificado anteriormente, nas Figuras 24 e 25, pode-se observar que os resultados da função custo referentes aos maiores valores e, portanto, a regiões desconfortáveis de ajustes de banco incluem os extremos de ajustes (bancos mais baixos e mais próximos ao pedal, bancos mais baixos e mais afastados do pedal, bancos mais altos e mais próximos do pedal e bancos mais altos e afastados do pedal), mostrando que, seguindo-se os critérios estipulados pelo presente trabalho, a simulação resultou em uma caracterização clara das regiões desfavoráveis do ponto de vista biomecânico, e que, portanto, devem ser evitadas.

Pela observação das Figuras 12, 24 e 25, e adotando-se o critério de valores até 200% do valor mínimo da função custo que abrange parte da área azul das figuras mencionadas, entende-se que a pessoa de 1,78 m de altura prefere sentar-se em 400 mm a 750 mm de distância do pedal, a pessoa de 1,65 m se sentiria mais confortável entre as distâncias de 400 e 550 mm e por fim o motorista de 1,86 metros de altura escolheria sentar-se entre 400 e 800 mm. Essas medidas indicam que a recomendação de cursos horizontais adequados aos três grupos de motoristas seja limitada pela distância mínima de 400 mm e máxima de 800 mm para satisfazer a todas as pessoas com as estaturas estudadas, embora distâncias de 400 a 550 mm já representem limites dentro da área de conforto para os três grupos.

6 DISCUSSÃO

Neste capítulo serão discutidos os resultados apresentados na seção anterior, decorrentes da metodologia proposta pelo presente trabalho e referentes à estatura adotada como padrão, com a utilização da função custo dada pela Eq. 34. Neste ponto apenas a região que representa o corte com o menor valor da função custo será analisada, uma vez que os resultados entre as duas opções de corte feitas anteriormente são similares.

Com a utilização da função custo dada pela Eq. 34, reduz-se o valor do critério definido como a soma dos quadrados dos momentos relativos nas articulações do quadril, joelho e tornozelo. Os momentos relativos são dados pelos momentos ativos, variáveis de otimização do modelo matemático e incógnitas do problema, divididos pelos respectivos momentos voluntários máximos nas articulações. Esses momentos máximos, conforme explicado anteriormente, foram retirados do modelo de momento ativo máximo proposto por Anderson, Madigan e Nussbaum (2007), que incorporou à sua modelagem a relação força-comprimento dos músculos e, portanto, é função dos ângulos formados pela articulação.

Os momentos máximos acontecem quando os músculos se encontram em seu nível máximo de ativação (HOY; ZAJAC; GORDON, 1990), e são resultado dos produtos destas forças máximas e dos respectivos braços de momento de todos os músculos que podem contribuir para o momento na articulação (ARNOLD et al., 2010). Nas figuras que se seguem é possível verificá-los para cada articulação ao longo das distâncias horizontais de bancos, para $V = 0,371$ m. Os momentos ativos e passivos representados aqui são os mesmos apresentados na seção anterior.

6.1 Momentos articulares e momento ativo máximo para uma altura de banco $V = 0,371$ m ao longo da distância horizontal L para as articulações do quadril, joelho e tornozelo

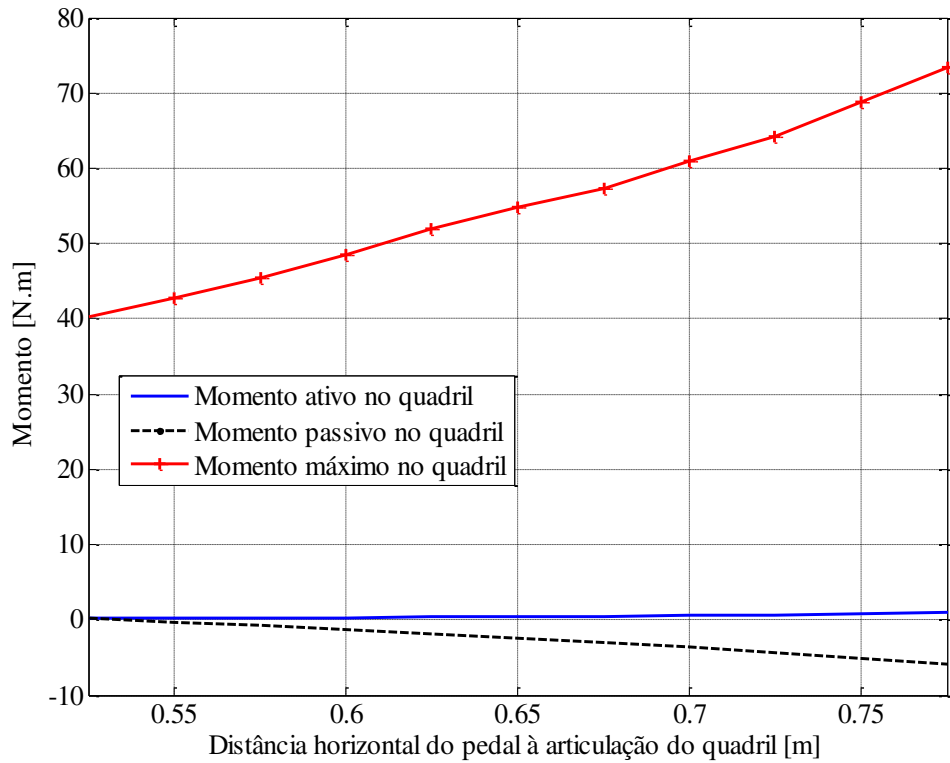


Figura 26 - Momentos articulares e momento ativo máximo na articulação do quadril em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,371$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.

Fonte: Autora

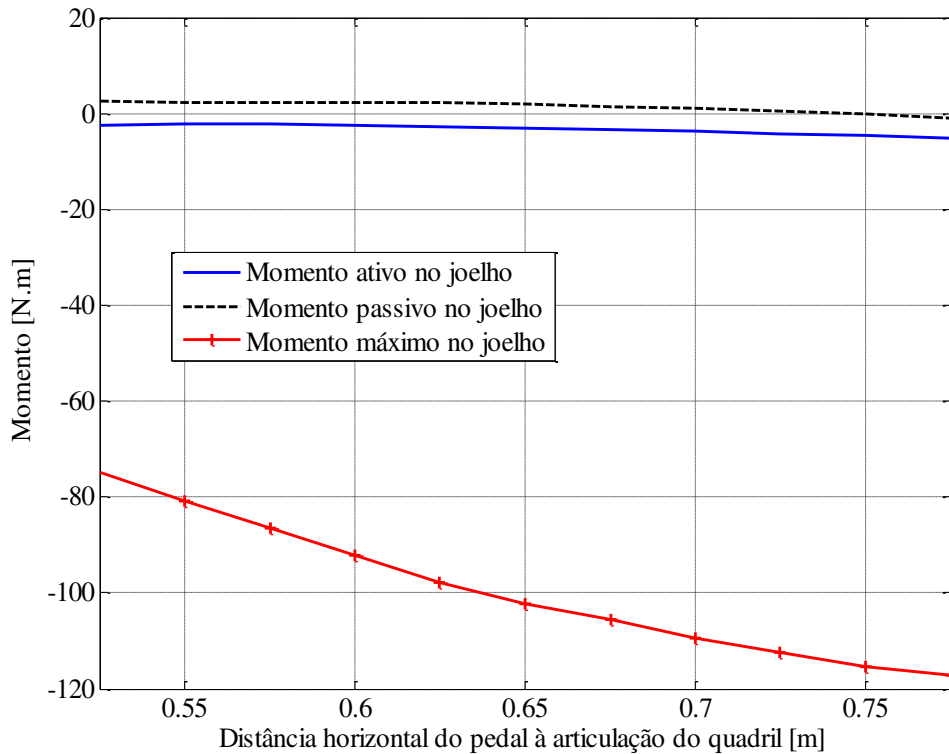


Figura 27 - Momentos articulares e momento ativo máximo na articulação do joelho em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,371$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.

Fonte: Autora

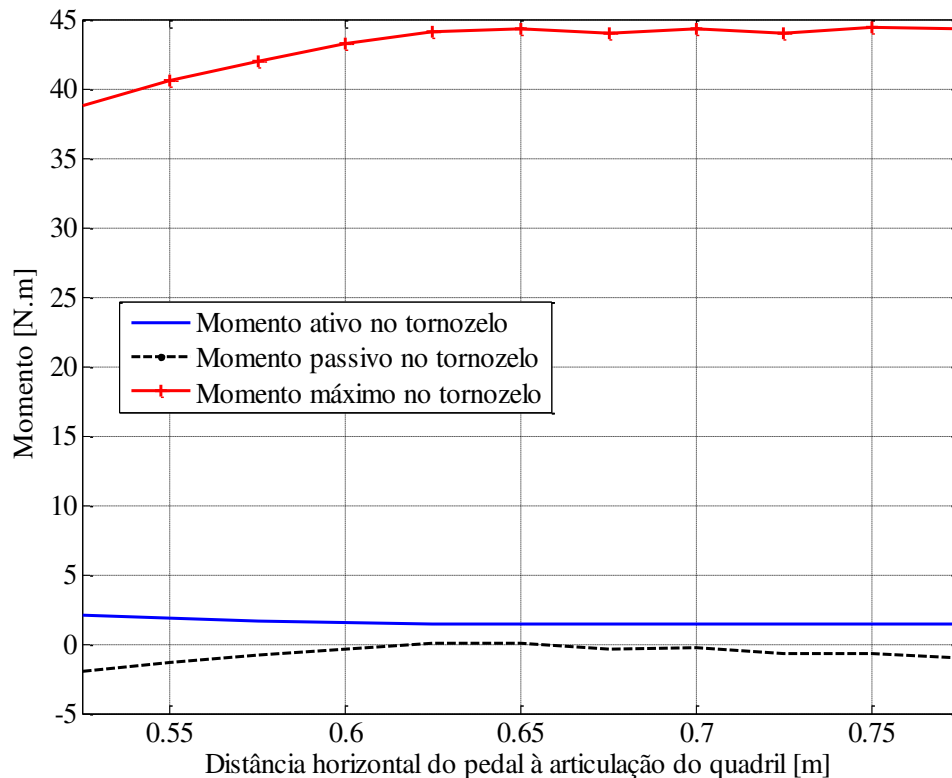


Figura 28 - Momentos articulares e momento ativo máximo na articulação do tornozelo em função da distância horizontal entre banco e pedal do acelerador para uma altura de banco de $V = 0,371$ m e uma pessoa de 1,78 m de altura e massa corporal de 77,9 kg.

Fonte: Autora

Para o quadril (Figura 26), nesta situação de banco mais alto, percebe-se um aumento na capacidade de produção de força e momento máximo, em flexão, conforme o banco se afasta do pedal, alcançando o maior valor, 73,3N, no fim do curso horizontal do banco. Como também evidenciado para banco com menor altura, com banco mais alto o momento ativo cresce ao longo de L , fazendo com que os momentos relativos desta articulação sejam cada vez maiores conforme o banco se encontra mais afastado do pedal.

O momento máximo do joelho, dependente do ângulo β , é menor a distâncias horizontais menores e cresce com L (Figura 27), no sentido da flexão dessa articulação. Nota-se também que essa articulação apresenta menores momentos relativos entre 0,55 e 0,65 metros de distância horizontal, aumentando novamente fora deste trecho.

A articulação do tornozelo é a que apresenta menor diferença entre as condições de banco mais próximo e mais afastado, com seu momento máximo, no sentido da dorsiflexão, começando com menor valor e aumentando com a distância (Figura 28). Essa articulação,

diferentemente das outras duas, tem seu valor de momento relativo diminuindo com o aumento de L .

Conforme já mencionado, há duas maneiras pelas quais o momento ativo nas articulações é dependente do ângulo dos segmentos: pela variação do comprimento do braço de momento com esse ângulo e pela relação força-comprimento dos músculos, uma vez que o comprimento do músculo também é dependente do ângulo (ANDERSON; MADIGAN; NUSSBAUM, 2007). Na situação apresentada pelas Figuras 26, 27 e 28, têm-se, para cada L , um ângulo nas articulações formado pelos seus segmentos e, conseqüentemente, braços de momentos e comprimento dos músculos diferentes também para cada L .

Essas relações e dependência com o ângulo determinam como os músculos aplicarão seus momentos em torno das articulações em que eles atuam, e, como esses momentos são minimizados durante a otimização para obtenção de regiões com menores momentos articulares, há uma relação direta entre eles e os resultados da função custo.

Neste caso, o maior valor da função custo atingida na simulação corresponde aos locais de bancos próximos ao extremo inferior de 0,525 m, em que menores valores dos momentos máximos são encontrados nas três articulações. Por outro lado, para valores maiores de distância, superiores a 0,65 m, o valor da função custo volta a crescer, devido ao fato de que os valores de momentos máximos do quadril e joelho, mesmo crescentes, serem compensados por aumentos proporcionalmente maiores dos seus momentos ativos.

Analisando em detalhe a articulação do tornozelo, verifica-se que a região de valores de momentos relativos mais baixos desta articulação coincide com os valores mais baixos da função custo, entre 0,6 e 0,65 m. A curva de momento máximo dessa articulação (Figura 28), possui uma região com valores mais altos no mesmo local de pontos da função custo mais baixa. Neste trecho de maiores momentos máximos há músculos, neste caso os dorsiflexores (tibial anterior, extensor longo dos dedos, extensor longo do hálux) (ARNOLD et al., 2010) mais próximos de seus comprimentos ótimos e portanto produzindo forças isométricas máximas (como exemplificado para a articulação do joelho, abaixo), o que aumenta a capacidade de produção de momento dos músculos. Soma-se esse fato à situação de pequenos valores de momentos passivos e ativos, tem-se uma redução no custo necessário para manutenção da posição da perna dada a força no pedal. Relacionando esse comportamento aos pequenos valores de momentos relativos na articulação do quadril e joelho, verifica-se

que, quando combinados, os momentos nas três articulações fornecem menores valores relativos dentro desse trecho.

Em termos de ativação muscular, escolhendo por exemplo as distâncias ao pedal de 0,55 e 0,75 m (pontos com diferentes valores da função custo), pode-se verificar que com o banco mais próximo ao pedal é a articulação do tornozelo que possui momento articular ativo mais próximo do máximo permitido nesta articulação, ou seja, é a articulação com músculos mais ativados e com maior momento relativo entre as três, nesta posição específica do banco do carro, que é também onde o momento ativo máximo começa a alcançar seu valor mais alto. Já com o banco a 0,75 m de distância ao pedal, é a articulação do joelho que está mais ativada, o que pode ser atribuído ao fato de que, com pedal mais distante, os músculos da coxa precisam estar mais engajados para manutenção do pé no pedal (GRUJICIC et al., 2010).

As articulações do quadril e joelho possuem seus maiores valores de momentos, ativos e máximos, na maior distância horizontal, $L = 0,775$ m. Por conta do resultado apresentado para momentos passivos e ativos, a mesma associação feita para o tornozelo não pode ser feita para essas duas articulações, uma vez que, embora elas apresentem valores máximos na distância horizontal citada, os momentos ativos resultantes da otimização também aumentam, causando um aumento no momento relativo dessas articulações. Esses maiores momentos relativos que essas articulações apresentam na posição mais afastada do banco ao pedal justificam o valor mais alto da função custo nesta região, caracterizando, portanto, uma região de desconforto.

Os resultados apresentados pela simulação do presente trabalho mostram que os músculos responsáveis pelo movimento das articulações do quadril e joelho possuem os comprimentos de suas fibras e seus braços de momento combinando-se de forma a aumentar o momento máximo causado pelos músculos conforme se estendem seus segmentos, ao longo das distâncias horizontais de bancos.

Para ilustrar as relações entre momentos máximos e ângulos articulares, será tomada como exemplo a articulação do joelho, por ela apresentar maior amplitude de valores de momentos máximos. As relações entre o valores dos momentos encontrados em função dos braços de momento e força muscular serão comparadas com as representações fornecidas pelo OpenSim, um software gratuito de aplicação em simulações biomecânicas desenvolvido com o intuito de permitir análises e testes com modelos de estruturas musculoesqueléticas para grande variedade de movimentos humanos (DELP et al., 2007).

Os músculos possuem parâmetros específicos como força isométrica máxima e comprimento ótimo de suas fibras, e desta forma é possível gerar curvas que representam essas propriedades dos músculos. Serão utilizados nesse exemplo os músculos flexores do joelho, o bíceps da coxa, grácil, porções lateral e medial do gastrocnêmio, sartório, semitendíneo e semimembranoso (WRIGHT et al., 1998). Do OpenSim, para cada um dos músculos citados acima, traçam-se as curvas de forças ativas das fibras musculares, braços de momento e momento em torno da articulação. As duas primeiras curvas (Figuras 29 e 30) mostram as curvas de força máxima e braço de momento em função do ângulo do joelho para cada um destes músculos. A Figura 31, por sua vez, mostra o momento máximo resultante da ação de todos estes músculos como resultado da multiplicação das forças máximas pelos respectivos braços de momento de todos os músculos.

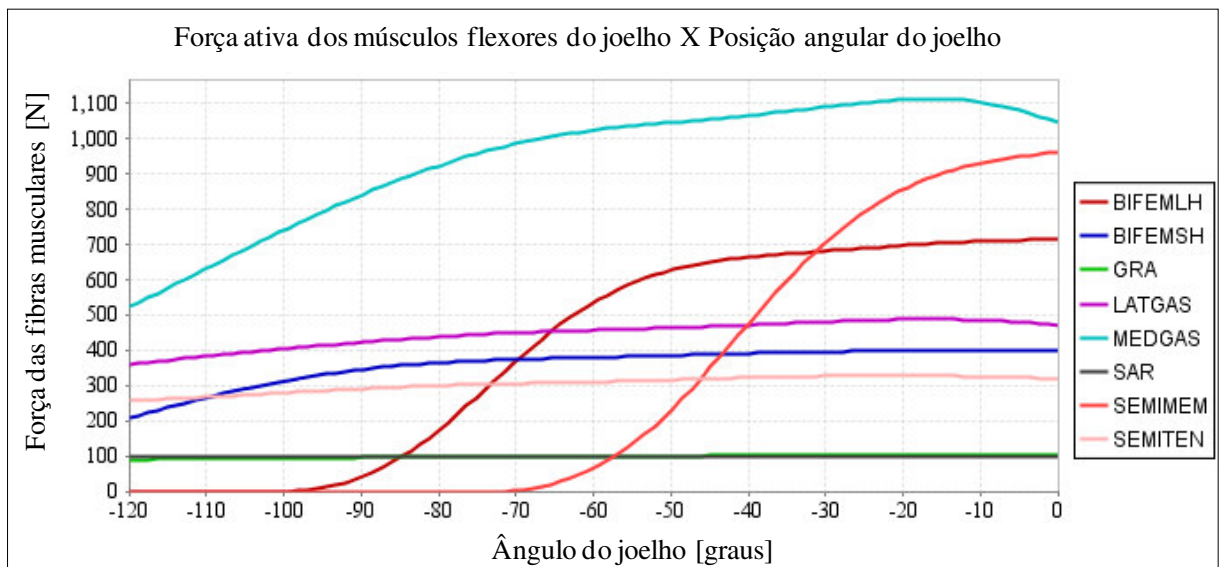


Figura 29 - Gráfico gerado pelo software OpenSim (DELP et al., 2007) ilustrando a magnitude da máxima força muscular em função da posição angular do joelho. Pela convenção das coordenadas adotada pelo software, o 0 graus corresponde à total extensão do joelho e o -120 graus a máxima flexão atingida por esta articulação.

Fonte: Software OpenSim (DELP et al., 2007)

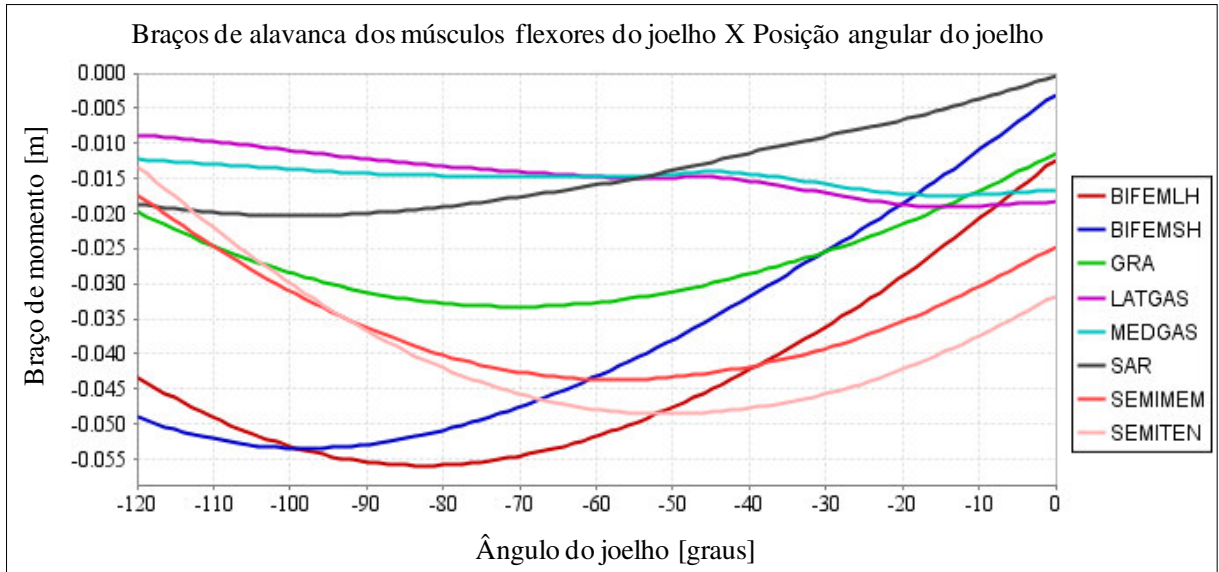


Figura 30 - Gráfico gerado pelo software OpenSim (DELP et al., 2007) ilustrando o braço de momento dos músculos em função da posição angular do joelho. Pela convenção das coordenadas adotada pelo software, as distâncias são representadas com valores negativos. Para a análise proposta neste trabalho, os valores serão considerados em módulo.

Fonte: Software OpenSim (DELP et al., 2007)

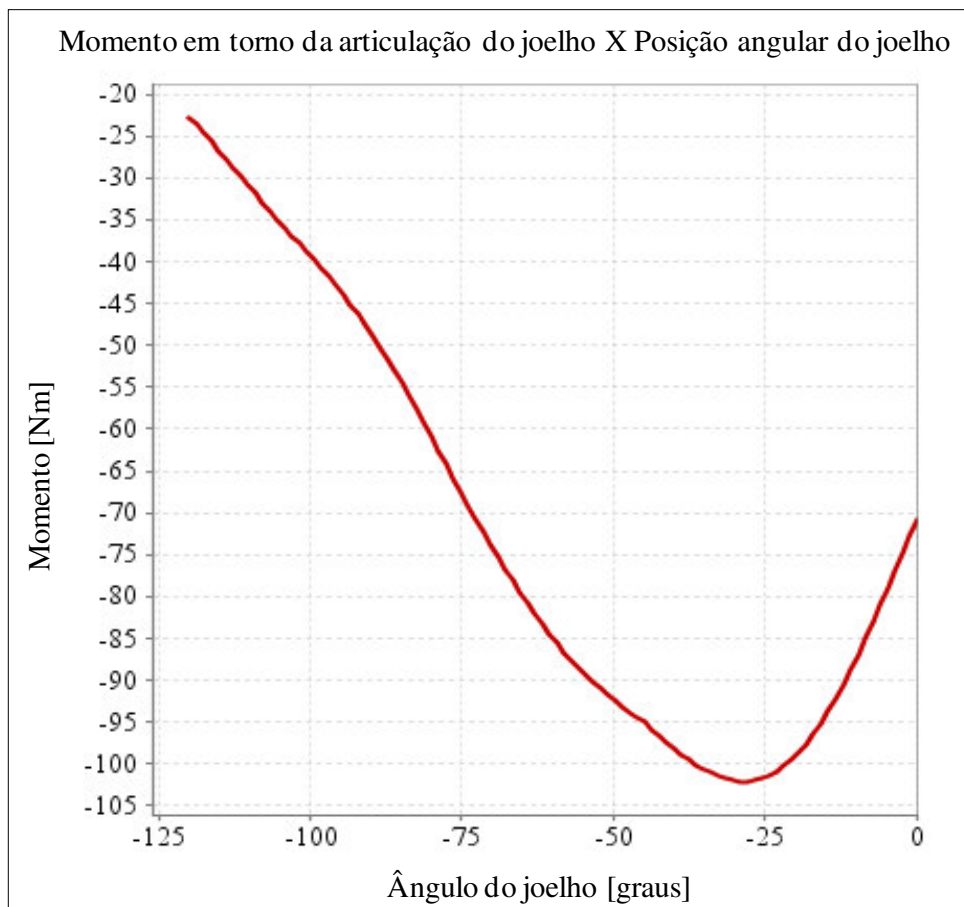


Figura 31 - Gráfico gerado pelo software OpenSim (DELP et al., 2007) ilustrando o momento ativo máximo em torno da articulação do joelho causado pelos músculos flexores que cruzam a articulação.

Fonte: Software OpenSim (DELP et al., 2007)

Correlacionando-se as curvas dos valores padrões tirados do software OpenSim com o presente trabalho, é possível perceber a semelhança nos comportamentos dos momentos máximos no joelho, causado pelos músculos flexores desta articulação e retirados do trabalho de Anderson, Madigan e Nussbaum (2007) (Figura 32). A força ativa gerada pelos músculos e os braços de momento desses músculos, dependentes do ângulo articular, geram os momentos em cada posição da articulação do joelho, com máximo valor, no caso do gráfico do OpenSim e considerando-se diversos músculos flexores, para joelho flexionado em aproximadamente 28 graus. Neste trabalho, para o corte em $V = 0,371$ m, os valores máximos do momento e o ângulo em que ele ocorre são um pouco maiores dos apresentados pelo software (aproximadamente 118 Nm em 38 graus para o presente trabalho e 102 Nm a 28 graus, também aproximadamente, para os dados obtidos com o OpenSim) (Figuras 31 e 32). Porém, a proximidade dos valores de momentos e ângulos mostra que é possível afirmar que com ângulo do joelho a aproximadamente 38 graus (Figura 32) os músculos estejam arranjados de forma a fornecerem suas maiores forças que, multiplicados por maiores braços de momentos, dão os maiores momentos articulares nessa posição angular.

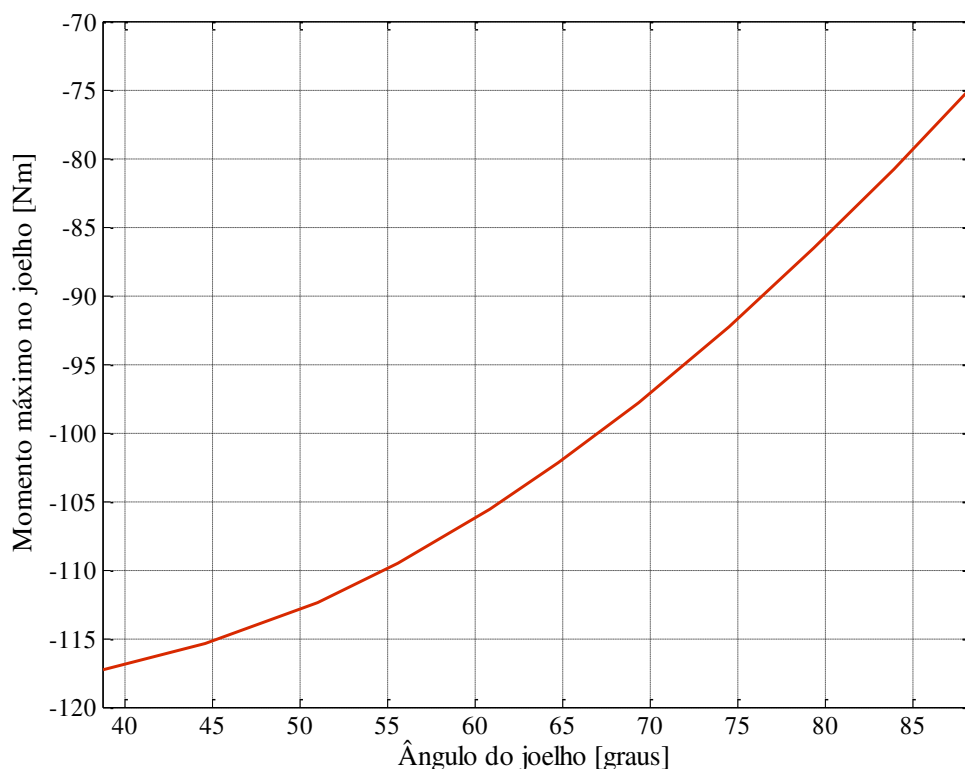


Figura 32 - Momento máximo ativo de flexão em torno do joelho em função da posição articular desta articulação, resultados da simulação do presente trabalho.

Fonte: Autora

Também tomando-se como exemplo a articulação do joelho, o comportamento dos momentos passivos é explicado pelos músculos responsáveis por sua flexão ou extensão. Essa articulação, como já observado, apresenta o momento passivo crescente no sentido da flexão, a partir de um determinado L , com ângulo β diminuindo, para as duas alturas de banco analisadas. Ângulo do joelho diminuindo, significa extensão dessa articulação na medida em que a distância entre banco e pedal aumenta. Conforme há a extensão dessa articulação, os músculos responsáveis por sua flexão, como, por exemplo, o gastrocnêmio (WRIGHT et al., 1998) sofrem alteração no comprimento de suas fibras musculares gerando o momento passivo no sentido de restaurar a posição do joelho, neste caso, sentido da flexão.

Além disso, para um dado ângulo do joelho, o momento passivo é influenciado pelas posições angulares do quadril e tornozelo (MANSOUR; AUDU, 1986) (RIENER; EDRICH, 1999). Assim, o momento passivo resultante no joelho e exemplificado no parágrafo acima também sofre influência das articulações adjacentes a ele. De acordo com Mansour e Audu (1986), a mudança do ângulo do tornozelo, de flexão plantar para dorsiflexão, contribui para o aumento do comprimento do músculo gastrocnêmio, seguido do aumento da força passiva desse músculo e conseqüente aumento no momento passivo no joelho, observado no presente trabalho. Quanto ao quadril, sua extensão provoca o aumento no comprimento do músculo reto femoral, responsável pela extensão do joelho e diminuição no comprimento do grupo muscular dos flexores do joelho, o que novamente influencia o momento passivo nesta última articulação.

Para o trecho em que o momento passivo no joelho se encontra em extensão, principalmente para banco mais próximo possível do pedal, para as duas alturas de banco estudadas no capítulo anterior, entende-se que, como a articulação se encontra em seu valor máximo de flexão determinado neste trabalho, são alguns dos extensores do joelho, como os músculos vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio, que estão esticados além de seu comprimento ótimo, gerando forças passivas e momentos passivos no sentido de levar a articulação a uma posição menos flexionada. Essa força e conseqüente momento vão diminuindo conforme esse grupo muscular volta ao seu comprimento normal. O presente modelo prevê 4,2 Nm de momento passivo gerados pelos extensores do joelho com mais de 115 graus de flexão do joelho para banco mais baixo e 2,4 Nm, com ângulo flexionado em 88 graus para o banco mais alto e mais próximo do pedal.

Portanto, considerando o que foi explicado até agora, pode-se afirmar que os braços de alavanca dos músculos em relação ao eixo de rotação da articulação, a relação força-comprimento dos músculos e a máxima força atingida pelos músculos em uma articulação são fatores que influenciam os momentos máximos ativos e, portanto, junto com os momentos passivos influenciam de maneira importante o conforto do motorista.

Assim, o que torna o valor da função custo mais alta nas distâncias horizontais que incluem a região de maior força muscular para o joelho descrita acima é o valor dos momentos ativos formados em L maiores, que ocorrem principalmente por conta do aumento dos valores dos momentos passivos que crescem à medida que as articulações se aproximam mais de seus limites de movimentação. De acordo com o critério adotado neste trabalho, essas regiões de maiores momentos ativos e, portanto, de maiores ativações musculares e valores mais altos da função custo são as que causam maior fadiga e desconforto, sendo consideradas regiões biomecanicamente desfavoráveis ao motorista de veículos de passeio.

7 CONCLUSÃO

Dado o tempo que, nos dias de hoje, as pessoas têm passado em seus carros e a crescente demanda por veículos automotivos que apresentem, além da eficiência e baixo consumo de combustível, um habitáculo confortável, o conforto de seus usuários vem sendo preocupação cada vez maior para os fabricantes, que buscam nesse conforto uma forma de se tornarem mais competitivos frente à concorrência.

A ergonomia e a interação do homem com a máquina já vem sendo estudada e analisada há tempos, para aplicação de conceitos que melhorem a produtividade na indústria. No ramo automotivo, a preocupação também já existe há alguns anos, e a formulação de normas e procedimentos para projetos de carros que facilitem seu controle e melhorem a segurança dos usuários evidencia esse interesse.

O condutor, por estar no comando da veículo, é o componente principal dos estudos que visam melhorar a interação do homem com a máquina, neste caso melhorando seus acessos e controles, manuais ou dos pés, seu campo de visão, as distâncias entre as várias partes de seu corpo e o espaço em volta, a segurança de suas operações e sua postura na direção.

A postura está relacionada ao conforto, e componentes do carro como volante, banco, pedais, painéis de porta, painel de instrumento devem ser corretamente projetados de modo a garantir que esse conforto seja sentido pelo motorista, que posicionará os segmentos do seu corpo para operar esses componentes. Se os ângulos articulares resultantes não estiverem dentro de limites considerados favoráveis do ponto de vista fisiológico, o motorista sofrerá primeiro com a fadiga, e depois com desordens musculoesqueléticas. Especificamente, tratando dos seus membros inferiores, se a distância entre banco e pedal, por exemplo, não for projetada de forma a levar em conta os parâmetros antropométricos de quem dirige, a atividade e segurança da operação podem estar comprometidas, assim como a saúde do condutor, que será prejudicado por estar exposto a períodos de fadiga muscular. Essa relação entre bancos e pedais, ângulos corporais e momentos nas articulações dos membros inferiores (quadril, joelho e tornozelo) foi o ponto de partida para o que este estudo se propôs a realizar.

Neste trabalho se propôs uma metodologia sistemática para mostrar, por intermédio da modelagem biomecânica, a influência dos parâmetros de ajuste do banco nos momentos nas

articulações, levando em conta parâmetros antropométricos realistas e buscando menores momentos articulares correspondentes a menores atividades musculares, menos fadiga e mais conforto para o usuário. Tendo a ergonomia como foco, a análise foi voltada aos membros inferiores do motorista e sua interação com o banco e o pedal, com a utilização de um modelo que resultou em uma cadeia cinemática fechada pelo fato de o condutor apoiar o calcanhar no chão ao acionar o pedal do acelerador.

Escolhida como função custo para quantificar o critério de desempenho, a expressão que soma os quadrados dos momentos relativos ativos em cada articulação é minimizada de acordo com os valores assumidos pelos momentos, ativos e máximos, em todas as combinações de ajustes de banco e ângulo γ . Como resultado, as regiões de ajustes que apresentam maiores valores de momentos passivos e conseqüentemente ativos apresentaram custos mais elevados, sendo consideradas regiões biomecanicamente desfavoráveis dentro dos critérios estabelecidos, que diz que maiores ativações musculares estão relacionadas a maiores forças e conseqüentemente maiores momentos ativos. Maiores ativações musculares, por sua vez, são relacionadas à fadiga muscular o que é justamente o que se quer minimizar.

O que se tornou evidente frente aos resultados apresentados após a simulação do modelo para os três grupos de parâmetros antropométricos analisados neste trabalho, foi a determinação de uma região de conforto subjetivamente definida como aquela para combinações de ajustes de banco apresentando até 200% do menor valor da função custo, basicamente as regiões azuis das Figuras 12, 24 e 25. Com isso, pode-se notar que as regiões consideradas desfavoráveis sob o ponto de vista de momentos articulares são aquelas correspondentes às situações limites, bancos mais altos associados a bancos mais próximos e afastados do pedal e bancos mais baixos combinados à maior distância ao pedal, sendo que bancos mais baixos apareceram consistentemente como mais favoráveis que bancos mais altos.

A modelagem aqui apresentada também comparou as diferentes regiões consideradas de conforto para estaturas diferentes. Os três casos avaliados, que envolviam parâmetros relacionados a grupos de pessoas com medidas diferentes retirados de dados tabelados de Kroemer e Grandjean (2001), mostraram o mesmo padrão de resultados, com extremos de ajustes de banco sempre com custos mais altos e uma região referente a bancos mais baixos com valores de momentos articulares menores. Em relação às distâncias, observando as curvas das figuras 12, 24 e 25, se pode notar claramente que a região de mínimo desloca-se

para valores maiores de distância entre pedal e banco na medida em que aumenta a estatura do motorista, o que seria esperado. Tais ajustes de bancos definem a posição angular do segmento, o que, conseqüentemente, define a geometria e comprimento dos músculos, fatores responsáveis pelo valor dos momentos que cruzarão a articulação, no caso deste trabalho, para manter a perna do motorista posicionada no pedal do acelerador, em uma situação quase estática, como se dirigindo longas distâncias, mantendo o pé constantemente neste pedal.

Os momentos articulares, dependentes dos ângulos dos segmentos e representados como a soma dos momentos ativos e passivos causados pelos músculos que cruzam as articulações, foram analisados em função da distância horizontal entre pedal e banco para uma altura de banco contendo os maiores valores da função custo, e foi constatado um aumento nos valores dos momentos ativos em função do aumento nos passivos, conforme a distância do banco ao pedal se tornava maior, principalmente nas articulações do quadril e joelho. Esse comportamento, somado ao apresentado pelo tornozelo e relacionado ao momento máximo ativo possível em cada articulação também modelado na presente análise, explica os valores apresentados pela função custo resultante da simulação.

A articulação do tornozelo pode ser considerada como a mais influente nas regiões que apresentam resultados otimizados mais baixos, pois seus momentos relativos são sempre menores neste trecho, indicando menor ativação muscular, maiores momentos máximos e menor custo necessário para manutenção da perna no pedal. De fato, como mostrado, as regiões da distância horizontal referentes a menores valores da função custo correspondem aos pontos de L da parte das curvas de resultados do tornozelo que apresentam momentos relativos menores.

Os músculos responsáveis pelo movimento das articulações não foram incluídos na simulação, mas a influência de suas características nos resultados obtidos foi analisada e discutida, mostrando como sua propriedade força-comprimento e seu braço de momento em relação às articulações influenciam a curva de momento máximo em torno das articulações.

Como forma de comparar os resultados obtidos, uma vez que valores de momentos articulares na situação específica apresentada neste trabalho não foram encontrados na literatura, os ângulos formados pelas articulações nessas regiões de custo menores associadas a menor ativação muscular e fadiga foram comparados a diversos estudos que tratam dos ângulos posturais de conforto. Seguindo-se o critério de se considerar ângulos formados pelos segmentos correspondentes a regiões que possuem valores de até 200% do valor mínimo da

função custo, a comparação, principalmente com os dados fornecidos no estudo de revisão da literatura realizada por Schmidt et al. (2013), mostrou ângulos que correspondem às poucas recomendações da literatura especializada. A principal característica observada nesta comparação foi com relação à configuração das articulações do quadril e joelho, recomendadas pela literatura com posições angulares em média mais estendidas do que os ângulos de conforto determinados no presente estudo.

Essas diferenças residem principalmente nos diferentes métodos de obtenção utilizados em todos os trabalhos. Avaliações subjetivas e experimentais com resultados que incluem a utilização de modelos bi ou tridimensionais tornam a comparação entre os dados, embora possível, difícil de ser realizada. De uma maneira geral, a maioria dos trabalhos que trata de conforto do motorista o faz considerando um ou outro aspecto tratado como um todo aqui; as análises foram feitas em termos de observações dos movimentos dos membros inferiores, medições e leituras das mudanças de posições de voluntários, tratamentos estatísticos de dados subjetivos a respeito da melhor postura para se dirigir. Houve estudos que incluíram parâmetros antropométricos em suas avaliações de conforto com relação a algum parâmetro específico do carro, e outros cujas avaliações eram feitas subjetivamente, considerando-se apenas o banco e seus ajustes, ou apenas os pedais e suas características.

Ainda como ponto importante a ser considerado nessa comparação, foi constatado que, como indicadores de nível de conforto atingido pelos motoristas, os ângulos articulares isolados não são necessariamente bons parâmetros, pois a simulação resulta em regiões de ajustes de banco que podem causar configurações do membro inferior com os mesmos ângulos de quadril, joelho ou tornozelo para regiões com valores de função custo muito diferentes. Assim, a comparação dos ângulos articulares de maneira isolada serve apenas como fonte de informação e referência inicial a respeito dos valores fornecidos por diferentes estudos e métodos e não deve ser utilizado, na opinião desta autora, como padrão para comparações.

Outro ponto a ser considerado é a ausência na literatura especializada, de trabalhos que sigam a metodologia adotada por esse estudo. As avaliações que analisaram o conforto dos bancos em conjunto com pedais, em sua maioria, o fizeram através de análises experimentais e sem o desenvolvimento de modelos matemáticos com os quais pudessem avaliar objetivamente seus resultados. Da mesma forma, os estudos computacionais apresentados por alguns trabalhos não foram satisfatórios durante a busca de dados concretos que pudessem

servir de referência para o presente trabalho, por estarem incompletos ou por adotarem modelos extremamente simples. A inclusão de músculos, quando envolvidos na análise, foi relacionada a poucos parâmetros e ajustes possíveis do carro, como inclinação do encosto, altura do banco ou nível de ativação muscular para operação do pedal, e, apesar de conterem informações sobre o comportamento e ativações de alguns grupos de músculos, não houve a modelagem específica da tarefa de dirigir.

Mesmo com a verificação de regiões de ajustes de banco que minimizam momentos nas articulações do membro inferior do motorista razoavelmente condizentes com dados sobre ângulos de conforto disponíveis na literatura, as divergências encontradas, como a determinação de posturas confortáveis em média mais flexionadas que as encontradas na literatura, indicam a necessidade de considerar algumas limitações do modelo e da abordagem propostos. Um deles é relacionado ao modelo dos momentos passivos adotados neste trabalho (RIENER; EDRICH, 1999), que apresenta imprecisões associadas às baixas ativações musculares apresentadas pela situação proposta por este trabalho. Estes modelos costumam dar bons resultados nas regiões limite de movimentação das articulações, onde os momentos passivos são geralmente elevados, mas são mais imprecisos nas regiões centrais, em que os momentos passivos são reduzidos. Como as condições estudadas neste trabalho envolvem ativações e momentos relativamente reduzidos, mesmo pequenas imprecisões no modelo de momentos passivos pode levar a erros significativos na determinação dos momentos ativos e, portanto, variações na localização das regiões de maior conforto.

Outro fator não considerado no presente trabalho é a possibilidade de escorregamento do calcanhar, apoiado no assoalho do carro, e da articulação do quadril, apoiada no assento. A possibilidade de escorregamento nestes dois pontos, não prevista no modelo desenvolvido, pode levar a grandes variações nos momentos ativos necessários para se manter uma postura de equilíbrio e devem ser melhor investigadas em trabalho futuros.

Apoio para a coxa, inclinação do assento e a influência da inclinação do encosto nas forças causadas na espinha dorsal são aspectos que, além de influenciar na sensação de conforto do usuário de veículos automotivos, certamente trariam resultados diferentes se adicionados à modelagem, influenciando os ângulos do quadril e joelho e o balanço de forças no membro inferior do motorista. Tais aspectos também não foram considerados nesta abordagem, e precisam ser incluídas, assim como os itens citados acima, para que se

observem melhorias no modelo e este possa ser utilizado de maneira mais confiável na previsão de regiões de conforto e desconforto.

7.1 Trabalhos Futuros

Como continuidade do estudo apresentado aqui, pode-se sugerir o envolvimento detalhado dos músculos da perna na simulação para obtenção das melhores posições dos membros inferiores do condutor dos veículos em termos das suas atividades musculares. As ativações dos principais músculos envolvidos na atividade de direção, podem ser analisadas em detalhes e suas características modeladas de forma a permitir a visualização de possíveis fontes musculares de desconforto.

Além disso, a investigação de outros modelos para momentos passivos e a adição da possibilidade de escorregamento do calcanhar no assoalho do carro e do quadril no assento podem ser apontadas como pontos de partida para a continuidade e uso desse modelo, visando a diminuição dos erros nas estimativas dos momentos ativos e, conseqüentemente, nos resultados relativos às regiões de conforto.

A influência dos aspectos físicos do banco automotivo como a inclinação do assento e a real influência da inclinação do encosto nas forças aplicadas na espinha dorsal nos resultados finais também podem ser considerados fatores importantes a serem adicionados ao modelo. Estes fatores influenciariam, por exemplo, a distribuição de pressões na coxa do motorista e a tendência de escorregamento e causariam, portanto, mudanças nos momentos otimizados gerados nas articulações do membro inferior.

Sugere-se também que o problema da otimização seja resolvido para funções custo diferentes, que incorporem outras formas de quantificar a fadiga muscular e outros critérios de desempenho tais como forças e ativações musculares, carregamento da coluna vertebral e distribuição de pressões entre o banco e os membros.

Outro importante aspecto a ser considerado futuramente é o desenvolvimento de um simulador, baseado no modelo matemático e metodologia sistemática propostos, que possa servir principalmente à indústria automotiva como ferramenta na análise mais detalhada do nível de conforto que seus veículos estão proporcionando aos motoristas.

REFERÊNCIAS

- ALESSANDRO, N; SANDRO, M. Postural comfort inside a car: development of an innovative model to evaluate the discomfort level. **SAE Int. J. Passeng. Cars - Mech. Syst.**, v. 2, n. 1, p. 1065 – 1070, 2009, doi: 10.4271/2009-01-1163.
- ANDERSON, D.E; MADIGAN, M.L; NUSSBAUM, M.A. Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 14, p. 3105 – 3113, mai. 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.03.022.
- ANDREONI, G. et al. Method for the analysis of posture and interface pressure of car drivers. **Applied Ergonomics**, v. 33, n. 6, p. 511 – 522, nov. 2002, doi: 10.1016/S0003-6870(02)00069-8.
- ARNOLD, E.M. et al. A model of the lower limb for analysis of human movement. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 38, n. 2, p. 269-279, fev. 2010, doi: 10.1007/s10439-009-9852-5.
- BEHR, M. et al. Posture and muscular behavior in emergency braking: an experimental approach. **Accident Analysis and Prevention**, v. 42, n. 3, p. 792 – 801, mai. 2010, doi: 10.1016/j.aap.2009.04.010.
- BHISE, V. D. **Ergonomics in the automotive design process**. Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2012.
- BINI, R.R. **Avaliação da fadiga no ciclismo por meio da análise dos momentos articulares resultantes**. 2008. 147 f. Dissertação (Mestrado) - Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.
- BOLHUIS, B.M.V.; GIELEN, C. C. A. M. A comparison of models explaining muscle activation patterns for isometric contractions. **Biological Cybernetics**, v. 81, p. 249-261, mar. 1999.
- BROOK, S. et al. Ergonomic data measuring system for driver-pedals interaction. **SAE Int. J. Passeng. Cars - Mech. Syst.**, v. 2, p. 1071 - 1078, 2009, doi: 10.4271/2009-01-1164.
- BUBB, H; ESTERMANN, S. Influence of forces on comfort feeling in vehicles. In: DIGITAL HUMAN MODELING FOR DESIGN AND ENGINEERING CONFERENCE AND EXPOSITION, 2000, Michigan. SAE Technical Paper 2000-01-2171, 2000, doi:10.4271/2000-01-2171.
- BUTI, L.B. In: KARWOWSKI, W. **International encyclopedia of ergonomics and human Factors**. 2 ed. Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2006.
- CROWNINSHIELD, R.D.; BRAND, R.A. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. **J. Biomechanics**, v. 14, n. 11, p. 793 - 801, 1981.

DELP, S.L. et al. OpenSim: Open source software to create and analyze dynamic simulations of movement. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 54, n. 11, p. 1940-1950, 2007, doi: 10.1109/TBME.2007.901024.

DU, X.M; REN, J.D; GAO, Z.H. Automobile Cab Packaging Study Based on Driver Simulation. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON INDUSTRIAL ENGINEERING AND ENGINEERING MANAGEMENT, 18, 2011, Changchun, p. 1651 – 1655, doi: 10.1109/ICIEEM.2011.6035477.

ERDEMIR, A. et al. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 2, p. 131–154, fev. 2007, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005.

FILHO, D.G. **Co-desenvolvimento de produto - um estudo na indústria automotiva**. 2005. 116 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo.

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, 2007, doi:10.4271/2007-01-2487.

FREEMAN, R; HASLEGRAVE, C.M. The determination of optimal pedal positioning for automobiles using Jack. In: DIGITAL HUMAN MODELING FOR DESIGN AND ENGINEERING SYMPOSIUM, 2004, Michigan. SAE Technical Paper 2004-01-2149, 2004, doi: 10.4271/2004-01-2149.

GLASS, S.W.; SUGGS, C.W. Optimization of vehicle accelerator-brake pedal foot travel time. **Applied Ergonomics**, v. 8, n. 4, p. 215 – 218, dez. 1977, doi: 10.1016/0003-6870(77)90166-1.

GRUJICIC, M. et. al. Musculoskeletal computational analysis of the influence of car-seat design/adjustments on long-distance driving fatigue. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 40, n. 3, p. 345 – 355, mai. 2010, doi: 10.1016/j.ergon.2010.01.002.

GYI, D.E.; PORTER, J. M. Interface pressure and the prediction of car seat discomfort. **Applied Ergonomics**, v. 30, n. 2, p. 99-107, abr. 1999, doi: 10.1016/S0003-6870(98)00018-0.

HAHN, D. et al. Knee and ankle joint torque-angle relationships of multi-joint leg extension. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 11, p. 2059 – 2065, 2011, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.05.011.

HALL, M.A.W. Back pain and car-seat comfort. **Applied Ergonomics**, v. 3, n. 2, p. 82 - 91, jun. 1972, doi: 10.1016/0003-6870(72)90057-9.

HANSON, L.; SPERLING, L.; AKSELSSON, R. Preferred car driving posture using 3-D information. **Int. J. Vehicle Design**, v. 42, p. 154-169, 2006.

HARRISON, D.D. et al. Sitting biomechanics, part II: optimal car driver's seat and optimal driver's spinal model. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 23, n. 1, p. 37 – 47, jan. 2000.

HASLEGRAVE, C.M.; HOLMES, K. Integrating ergonomics and engineering in the technical design process. **Applied Ergonomics**, v. 25, n. 4, p. 211-220, ago. 1994, doi: 10.1016/0003-6870(94)90002-7.

HE, J. et al. Evaluation and optimization of driver posture. In: **DIGITAL HUMAN MODELING FOR DESIGN AND ENGINEERING SYMPOSIUM**, 2008, Pennsylvania. SAE Technical Paper 2008-01-1865, 2008, doi: 10.4271/2008-01-1865.

HORIUE, M. et al. A study on design of gas pedal operation. **SAE Int. J. Passeng. Cars**, v. 5, p. 30 – 35, 2012, doi: 10.4271/2012-01-0073.

HOSTENS, I.; RAMON, H. Assessment of muscle fatigue in low level monotonous task performance during. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, n. 3, p. 266-274, jun. 2005, doi: 10.1016/j.jelekin.2004.08.002.

HOY, M.G.; ZAJAC, F.E.; GORDON, M.E. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee and ankle. **J. Biomechanics**, v. 23, n. 2, p. 157-169, 1990, doi: 10.1016/0021-9290(90)90349-8.

JALÓN, J.G.; BAYO, E. **Kinematic and dynamic simulation of multibody systems: the real-time challenge**. New York: Springer-Verlag, 1994.

KOLICH, M. Driver selected seat position: practical applications. In: **SAE 2000 WORLD CONGRESS**, 2000, Michigan. SAE Technical Paper 2000-01-0644, 2000, doi: 10.4271/2000-01-0644.

_____. Automobile seat comfort: occupant preferences vs. anthropometric accommodation. **Applied Ergonomics**, v. 34, n. 2, p. 177–184, mar. 2003, doi: 10.1016/S0003-6870(02)00142-4.

KOVACEVIC, S. et al. Impact of anthropometric measurements on ergonomic driver posture and safety. **Coden Pdbiad, Periodicum Biologorum**, v. 112, n. 1, p. 51-54, 2010.

KROEMER, K.H.E.; GRANDJEAN, E. **Manual de Ergonomia: adaptando o trabalho ao homem**. 5 ed. São Paulo: 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**, v. 52, n. 8, p. 939-953, 2009, doi: 10.1080/00140130902763552.

_____; _____. 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**, v. 38, n. 5-6, p.516-525, mai-jun. 2007, doi: 10.1016/j.ergon.2007.08.010.

LYONS, G.;URRY, J. Travel time use in the information age. **Transportation Research Part A**, v. 39, n. 2-3, p. 257-276, 2005, doi: 10.1016/j.tra.2004.09.004.

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 (ICMSAO), 4., 2011, Kuala Lumpur, 2011, p. 1-6. doi: 10.1109/ICMSAO.2011.5775600.

MANCHIKANTI, L. Epidemiology of low back pain. **Pain Physician**, v. 3, n. 2, p. 167 - 192, 2000.

MANSOUR, J.M; AUDU, M.L. The passive elastic moment of the knee and its influence on human gait. **J. Biomechanics**, v. 19, n. 5, p. 369-373, 1986, doi: 10.1016/0021-9290(86)90013-8.

MARSH, A.P.; MARTIN, P.E.; SANDERSON, D.J. Is a joint moment-based cost function associated with preferred cycling cadence?. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 2, p. 173-180, fev. 1999, doi: 10.1016/S0021-9290(99)00155-4.

MEHTA, C. R. et al. Leg strength of Indian operators in the operation of tractor pedals. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 37, n. 4, p. 283 – 289, abr. 2007, doi: 10.1016/j.ergon.2006.10.025.

MOHAMED, Z.; YUSUF, R. M. Automotive ergonomics: passenger cars interior dimension parameters and comfort. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON ERGONOMICS, 2007, Universiti Malaya, Kuala Lumpur, Malaysia.

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

MOTAVALLI, S; AHMAD, F. Measurement of seating comfort. **Computers and Industrial Engineering**, v. 25, n. 1-4, p. 419-422, set. 1993, doi: 10.1016/0360-8352(93)90310-T.

NA, S. et al. Evaluation of driver's discomfort and postural change using dynamic body pressure distribution. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 35, n. 12, p. 1085 – 1096, dez. 2005, doi: 10.1016/j.ergon.2005.03.004.

NOCEDAL J.; WRIGHT S.J. **Numerical optimization**. 2. ed. USA: Springer, 2006.

OUDENHUIJZEN, A.; TAN, K.; MORSCH, F. The relationship between comfort and knee angles. In: DIGITAL HUMAN MODELING FOR DESIGN AND ENGINEERING SYMPOSIUM, 2004, Michigan. SAE Technical Paper 2004-01-2144, 2004, doi: 10.4271/2004-01-2144.

PARENTEAU, C. S.; SHEN, W.; SHAH, M. The effectiveness of adjustable pedals usage. In: SAE 2000 WORLD CONGRESS, 2000, Michigan. SAE Technical Paper 2000-01-0172, 2000, doi: 10.4271/2000-01-0172.

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

PARK, S.J. et al. Comfortable driving posture for Koreans. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 26, n. 4, p. 489 – 497, out. 2000, doi: 10.1016/S0169-8141(00)00020-2.

_____. et al. Seating physical characteristics and subjective comfort: design considerations. In: INTERNATIONAL CONGRESS AND EXPOSITION, 1998, Michigan. SAE Technical Paper 980653, 1998, doi: 10.4271/980653.

PORTER, J. M.; PORTER, C. S. Occupant accommodation: an ergonomics approach. In: SMITH, J. H. **An Introduction to Modern Vehicle Design**. Great Britain: Butterworth-Heinemann, 2001. p. 233 - 273.

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**, v. 39, p. 52 – 57, 2009, doi: 10.1016/j.ergon.2008.07.008.

REED, M.P. et al. Effects of vehicle interior geometry and anthropometric variables on automobile driving posture. **Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society**, v. 42, n. 4, p. 541 – 552, 2000, doi: 10.1518/001872000779698006.

_____; FLANNAGAN, A.C. Anthropometric and postural variability: limitations of the boundary manikin approach. In: DIGITAL HUMAN MODELING FOR DESIGN AND ENGINEERING CONFERENCE AND EXPOSITION, 2000, Michigan. SAE Technical Paper 2000-01-2172, 2000, doi: 10.4271/2000-01-2172.

_____; SCHNEIDER, L.W. Lumbar support in auto seats: conclusions from a study of preferred driving posture. In: INTERNATIONAL CONGRESS AND EXPOSITION, 1996, Michigan. SAE Technical Paper 960478, 1996.

RIENER, R.; EDRICH, T. Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 5, p. 539-544, mai. 1999.

SOCIETY OF AUTOMOTIVE ENGINEERS. **Motor vehicle dimensions**. SAE J1100. Warrendale, Jul. 2002.

SOCIETY OF AUTOMOTIVE ENGINEERS. **Devices for use in defining and measuring vehicle seating accommodation**. SAE J826. Warrendale, Nov. 2008.

SOCIETY OF AUTOMOTIVE ENGINEERS. **Positioning the H-point design tool – seating reference point and seat track length**. SAE J4004. Warrendale, Ago. 2008.

SCHEER, S.; MITAL, A. Ergonomics. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 78, p. 36-45, 1997.

SCHIEHLEN, W. Computational dynamics: theory and applications of multibody systems. **European Journal of Mechanics A/Solids**, v. 25, n. 4 p. 566-594, 2006, doi: 10.1016/j.euromechsol.2006.03.004.

SCHMIDT, S. et al. A literature review on optimum and preferred joint angles in automotive sitting posture. **Applied Ergonomics**, v. 45, n. 2, p. 1-14, 2013, doi: 10.1016/j.apergo.2013.04.009.

SCOTT, P.A.; CANDLER, P.D.; LI, J.C. Stature and seat position as factors affecting fractionated response time in motor vehicle drivers. **Applied Ergonomics**, v. 27, n. 6, p. 411 – 416, dez. 1996, doi: 10.1016/S0003-6870(96)00028-2.

SILVA, O. L. **Solução da dinâmica inversa de mecanismos de cadeia fechada com atuadores redundantes através de controle ótimo**. 2007. 198 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro.

TAISSUN, B. A. **Modelagem e simulação da marcha do tipo pendular com muletas convencionais e elásticas**. 2012. 146 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Centro Universitário da FEI, São Bernardo do Campo.

TANAKA, Y. et al. Mechanical and Perceptual Analyses of Human Foot Movements in Pedal Operation. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON SYSTEMS, MAN AND CYBERNETICS, 2009, San Antonio, p. 1674 - 1679, doi: 10.1109/ICSMC.2009.5346943.

TROUP, J.D.G. Driver's back pain and its prevention: a review of the postural, vibratory and muscular factors, together with the problem of transmitted road-shock. **Applied Ergonomics**, v. 9, n. 4, p. 207-214, dez. 1978, doi: 10.1016/0003-6870(78)90081-9.

VINK, P.; HALLBECK, S. Editorial: comfort and discomfort studies demonstrate the need for a new model. **Applied Ergonomics**, v. 43, n. 2, p. 271 – 276, mar. 2012, doi: 10.1016/j.apergo.2011.06.001.

WANG, X. et al. Experimental investigation and biomechanical analysis of lower limb movements for clutch pedal operation. **Ergonomics**, v. 43, n. 9, p.1405 – 1429, 2000, doi: 10.1080/001401300421833.

WANG, X.; GADEGBEKU, B.L.B.; BOUZON, L. Biomechanical evaluation of the comfort of automobile clutch pedal operation. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 34, p. 209 – 221, abr. 2004, doi: 10.1016/j.ergon.2004.04.007.

WEAVER, B. et al. Normal pedal activation in real world situations. **SAE Int. J. Passeng. Cars**, v. 4, n. 1, p. 364 – 368, 2011.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2 ed. New Jersey: Wiley, 1990.

WRIGHT, I.C. et al. Passive regulation of impact forces in heel-toe running. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 7, p. 521-531, 1998, doi: 10.1016/S0268-0033(98)00025-4.

YAMAGUCHI, G. **Dynamic modeling of musculoskeletal motion: A vectorized approach for biomechanical analysis in three dimensions**. United States of America: Springer, 2001.

YOON, Y.S.; MANSOUR, J.M. The passive elastic moment at the hip. **J. Biomechanics**, v. 15, n.12, p. 905-912, 1982, doi: 10.1016/0021-9290(82)90008-2.