CENTRO UNIVERSITÁRIO FEI
EDSON LUCIANO DUQUE

MODELO PARA CÁLCULO E ANÁLISE DAS REAÇÕES HUMANAS DURANTE A TROCA DE MARCHA EM UMA TRANSMISSÃO MANUAL

São Bernardo do Campo
2018

EDSON LUCIANO DUQUE

MODELO PARA CÁLCULO E ANÁLISE DAS REAÇÕES HUMANAS DURANTE A TROCA DE MARCHA EM UMA TRANSMISSÃO MANUAL

Tese apresentada ao Centro Universitário FEI, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica. Orientado pelo Prof. Dr. Plínio Thomaz Aquino Jr.

São Bernardo do Campo

2018

Duque, Edson Luciano.
Modelo para cálculo e análise das reações humanas durante a troca de marcha em uma transmissão manual / Edson Luciano Duque. São Bernardo do Campo, 2018.
161 f. : il.

Tese - Centro Universitário FEI.
Orientador: Prof. Dr. Plínio Thomaz Aquino Jr..
Coorientadora: Prof.ª Dra. Maria Claudia Ferrari de Castro.

1. Transmissões Manuais. 2. Fatores Humanos. 3. Ergonomia. 4. Biomecânica. 5. Eletromiografia Aplicada. I. Aquino Jr., Plínio Thomaz, orient. II. Título.

Elaborada pelo sistema de geração automática de ficha catalográfica da FEI com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

centro universitário FEI

APRESENTAÇÃO DE TESE
ATA DA BANCA EXAMINADORA

Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Engenharia Elétrica

Doutorado

PGE-10

Aluno: Edson Luciano Duque **Matrícula:** 514105-6

Título do Trabalho: Modelo para cálculo e análise das reações humanas durante a troca de marcha em uma transmissão manual.

Área de Concentração: Inteligência Artificial Aplicada à Automação e Robótica

Orientador: Prof. Dr. Plinio Thomaz Aquino Junior

Data da realização da defesa: 20/02/2018

ORIGINAL ASSINADA

Avaliação da Banca Examinadora

São Bernardo do Campo, 20 / 02 / 2018.

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA	
Prof. Dr. Plinio Thomaz Aquino Junior	Ass.: _____
Prof. Dr. Fabio Gerab	Ass.: _____
Prof. Dr. Roberto Bortolussi	Ass.: _____
Prof. Dr. Arturo Forner Cordero	Ass.: _____
Prof.ª Dr.ª Lucia Vilela Leite Filgueiras	Ass.: _____

A Banca Examinadora acima-assinada atribuiu ao aluno o seguinte:

APROVADO ☒ REPROVADO ☐

VERSÃO FINAL DA TESE

ENDOSSO DO ORIENTADOR APÓS A INCLUSÃO DAS RECOMENDAÇÕES DA BANCA EXAMINADORA

_____

Aprovação do Coordenador do Programa de Pós-graduação

_____

Prof. Dr. Carlos Eduardo Thomaz

Aos meus familiares, esposa, filha e amigos, que tem sido minha base e grande razão e incentivo para a realização deste trabalho. Agradeço a todos vocês por mais esta conquista.

AGRADECIMENTOS

Ao meu mestre, Prof. Dr. Plínio Thomaz Aquino Jr., que compartilhou parte do seu tempo, seu conhecimento e sua precisa orientação.

À inestimável co-orientação da Profª. Dra. Maria Claudia Ferrari de Castro pelo seu suporte sobre a aplicação correta das técnicas de eletromiografia e os respectivos equipamentos utilizados.

Aos meus amigos da GM GLOBAL PROPULSION SYSTEMS – SOUTH AMERICA que tanto me auxiliaram na elaboração deste trabalho, aos senhores Edmar Gomes de Souza, Alexander A. Almeida e Marc Thorausch pelas aquisições em testes e discussões técnicas para a melhoria contínua do modelo proposto.

E, aos senhores Roberto Camargo, Paulo Alexandre Riedel, Mark Maher e Mathias Reinartz, também da GM PROPULSION SYSTEMS – SOUTH AMERICA, pelo seu imenso suporte, com a disponibilização de recursos materiais e, principalmente, humanos para a execução desse trabalho.

Aos meus pais, esposa e filha pelo eterno suporte e infinita paciência.

E mais uma vez a Deus, por me proporcionar muita vida, saúde e condições para vencer mais este desafio.

”Não te assustarás do terror noturno, nem da seta que voa de dia, nem da peste que se propaga nas trevas, nem da mortandade que assola ao meio-dia.
Caiam mil ao teu lado, e dez mil, à tua direita; tu não serás atingido.
Somente com os teus olhos contemplarás e verás o castigo dos ímpios.
Pois disseste: O Senhor é o meu refúgio. Fizeste do Altíssimo a tua morada.
Nenhum mal te sucederá, praga nenhuma chegará à tua tenda.
Porque aos seus anjos dará ordens a teu respeito, para que te guardem em todos os teus caminhos.”

Salmos 91 : 5-11

RESUMO

A sensação do motorista durante a operação de troca de marcha é uma das atividades mais marcantes em termos de percepção de conforto em carros com transmissões manuais. Essa importância tem crescido de forma considerável nos últimos anos devido, principalmente, aos requisitos de qualidade cada vez maiores impostos pelo mercado. Mas, devido à grande interação de todos os subsistemas envolvidos em uma troca de marcha, além da complicação referente a variedade de dimensões, comportamentos e preferências dos motoristas (engates mais suaves ou mais esportivos), analisar esses fatores na fase inicial de conceito de transmissão e projetar os componentes envolvidos se torna uma tarefa extremamente complicada em um programa de desenvolvimento veicular em sua fase inicial. Logo, com o objetivo de antecipar com precisão a percepção de qualidade de troca de um sistema de troca de marchas na fase de projeto de uma transmissão, o desenvolvimento de um modelo que considere além das características construtivas dos subsistemas envolvidos, incluindo também as características dos diversos tipos de motoristas, fatores humanos e apectos ergonômicos e suas respostas musculares durante a troca de marcha aplicando eletromiografia de superfície é o mais completo e adequado para executar tal tarefa. Os resultados mostram um bom potencial no conceito proposto apresentando alta correlação com os dados reais, mostrando que a parcela referente aos fatores humanos têm um peso muito maior do que as variáveis objetivas aplicadas até então para estimar a percepção de qualidade da trocas de marchas em transmissões manuais automotivas.

Palavras-chave: Eletromiografia de Superfície. Transmissões Manuais. Troca de Marchas. Fatores Humanos. Ergonomia.

ABSTRACT

Driver's sensation during a gear shift is one of the most remarkable activities in terms of comfort perception in vehicles fitted with manual transmissions. This importance has grown in a considerable manner in the last years mainly due to the more demanding quality requirements imposed by the market. But, due to a great interaction of all subsystems involved during a gear shift, additionally to the complexity regarding the variaty of human dimensions and driver behavior/preferences (slow or sporty shifts), analyze these factors in the very beginning of the concept phase of a transmission and design the related components is a task extremely complicated in a so early period of the vehicle development program. Therefore, in order to anticipate the dynamic behaviors of the gear shift system with precision earlier during design phase of the transmission, taking into account not just the constructive characteristics of the related subsystems, but also evaluate the characteristics of all kinds of drivers, a model that considers into its formulation human factors and ergonomic aspects and with his/her muscular responses during a gearshiftapplying surface eletromyography may be more adequated to execute such task. The results showed a good potential in the proposed concept with high correlation and showing that the portion regarding human factors has a bigger impact than the objective variables applied nowadays to predict gearshift quality perception in automotive manual transmissions.

Key words: Surface Electromyography. Manual Transmission. Gearshift. Human Factors. Ergonomics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Escala subjetiva de avaliação ATZ 22

Figura 2 – Comparativo da avaliação do motorista versus modelo de Pinnekamp 23

Figura 3 – Tipos de transmissão manual 30

Figura 4 – Transmissão automática GM da família GF6 31

Figura 5 – MTA GM da família F1X-5 31

Figura 6 – Ilustração da DCT da GM 32

Figura 7 – Ilustração da CVT 32

Figura 8 – Sistema de mudanças de marchas a varão 33

Figura 9 – Sistema de mudanças de marchas a cabo 34

Figura 10 – "H" de marchas de uma transmissão manual de 5 velocidades 35

Figura 11 – Cabos do sistema de troca de marchas 36

Figura 12 – Conexões dos cabos de seleção e engate na alavanca de mudanças 37

Figura 13 – Conexão dos cabos na torre de mudanças 38

Figura 14 – Torre de mudanças do sistema a cabo 38

Figura 15 – Conjunto de haste e garfo e luva de engate 39

Figura 16 – Configurações de elementos internos em transmissões manuais 39

Figura 17 – Representação de um sistema de sincronização de triplo cone 40

Figura 18 – Representação do esforço de seleção pelo deslocamento da manopla da alavanca de mudanças 42

Figura 19 – Esforço de engate pelo deslocamento da manopla da alavanca de mudanças 43

Figura 20 – Gráfico comparativo de forças de engate pelo deslocamento da alavanca de mudanças 46

Figura 21 – Gráficos comparativos de forças de seleção dos veículos "A", "B" e "C" 49

Figura 22 – Posição de engate por marcha dos veículos "B" (azul) e "C" (rosa) 50

Figura 23 – Dimensões gerais da disciplina de ergonomia 53

Figura 24 – Domínios das disciplinas de medicina, psicologia e fatores humanos 54

Figura 25 – Tópicos mais específicos para o estudo de fatores humanos 55

Figura 26 – Modelo de processador humano de informações 58

Figura 27 – Visão expandida das relações humano-tecnologia 59

Figura 28 – Modelo de HFE para sistema pessoa-tarefa-equipamento 60

Figura 29 – Posição do ponto "H" 63

Figura 30 – Bancadas de teste de alcance 63

Figura 31 – Representação da somatória dos sinais de um grupo de fibras 68

Figura 32 – Representação do sinal de sEMG devido às variações no tipo e condições do tecido 69

Figura 33 – Orientação das forças de engate F_x e de seleção F_y 72

Figura 34 – Representação gráfica da força total efetiva F_t 73

Figura 35 – Detalhes do Fêmur 75

Figura 36 – Detalhe da posição do Flexor Superficial dos Dedos 76

Figura 37 – Lista de variáveis para o modelo linear proposto 79

Figura 38 – Instalação do equipamento de aquisição Ricardo 83

Figura 39 – Projeto CAD da torre de mudanças modificada 84

Figura 40 – Conjunto montado da torre de mudanças modificada 85

Figura 41 – Instalação do equipamento de aquisição à cabo dos sinais de sEMG 86

Figura 42 – Instalação do equipamento de aquisição sem fio (*wireless*) dos sinais de sEMG. 87

Figura 43 – Grupos musculares selecionados para a aquisição dos sinais de sEMG 89

Figura 44 – Exemplo de retificação do sinal de sEMG do Tríceps Cabeça Longa – seleção de 1ª./2ª. 93

Figura 45 – Intervalo de tempo considerado para o cálculo do RMS 95

Figura 46 – Análise do comportamento dos máximos valores de F_x e F_y com baixa e alta inércias da torre de mudanças 98

Figura 47 – Sumário de resultados da regressão com as variáveis objetivas 99

Figura 48 – Matriz de componentes rotacionadas das variáveis Antropométricas 101

Figura 49 – Matriz de componentes rotacionadas das variáveis Demográficas..... 102

Figura 50 – Lista de variáveis para a regressão..... 103

Figura 51 – Coeficientes beta padronizados da 4ª iteração 105

Figura 52 – Comparativo dos modelos..... 108

Figura 53 – Gráfico de resíduos 109

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dados dos voluntários.....88

Tabela 2 – Definições da escala ATZ traduzida e detalhada.....91

Tabela 3 – Velocidade do veículo por troca de marchas.....92

Tabela 4 – Quantidade de sinais de sEMG sem artefatos.....96

Tabela 5 – Dados dos voluntários considerando os sinais de sEMG sem artefatos.....97

Tabela 6 – Distribuição das trocas de marchas com sEMG sem artefatos.....97

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DCT Dual Clutch Transmission (transmissão de dupla embreagem)

TCM Transmission Control Module (módulo de controle da transmissão)

ECM Engine Control Module (módulo de controle do motor)

PID Proporcional, Integral e Derivativo

DBR Double Bump Ratio (Razão entre a força do segundo esforço e a força máxima)

CPCA Campo de Provas da Cruz Alta

GMB General Motors do Brasil

SQAT Shift Quality Analysis Tool

HFE Human Factors Ergonomics (fatores humanos e ergonomia)

sEMG Surface Electromyography (eletromiografia de superfície)

GPS Global Propulsion Systems (divisão da General Motors)

CEP Comitê de Ética em Pesquisa

MTA Manual Transmission Autoshifted (transmissão manual automatizada)

CVT Continously Variable Transmission (transmissão continuamente variável)

SoD Start of Disengagement (início do desengate)

PrS Presynchronization (pré-sincronização)

SoS Start of Synchronization (início da sincronização)

EoS End of Synchronization (fim da sincronização)

BkR Blocker Release (liberação do anel sincronizador)

TpC Tip Contact (contato da luva de engate e engrenagem)

FuE Full Engagement (engate completo)

IEA International Ergonomics Association

IHS Interface Humano-Sistema

MHP Model Human Processor (processador humano modelo)

CAN Controller Area Network (rede de controladores)

OBD On-Board Diagnosis (sistema de diagnose a bordo)

VPE Virtual Prototyping Environment (ambiente de prototipagem virtual)

ADAS Advanced Driver Assistance Systems (sistemas avançados de assistência ao motorista)

MUAP Motor Unit Action Potencial (potencial de ação da unidade motora)

MVC Maximum Voluntary Contraction (máxima contração voluntária)

GSQA Gear Shift Quality Analysis

AJ Acromioclavicular Joint (junta acromioclavicular)

IJ Incisura Jugularis (incisura jugular)

TCLE Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

RMS Root Mean Square

LISTA DE SÍMBOLOS

Letras Maiúsculas

F_y	Força de seleção (N)
F_x	Força de desengate ou engate (N)
Y_{knob}	Deslocamento de seleção (mm)
X_{knob}	Deslocamento de engate (mm)
F_{bump}	Pico de força do segundo esforço (N)
$F_{máx}$	Máxima força durante a fase de sincronização (N)
PHR	Avaliação humana prevista ou *Predicted Human Rating* (-)
X_i	Variáveis da regressão linear (-)
F_t	Força total na manopla (N)

Letras Minúsculas

x_k	Índice de conforto de Pinnekamp (-)
t_s	Tempo entre o fim da sincronização e o engate completo (s)
n_p	Número de picos total após o primeiro pico e antes do segundo esforço (-)
s_r	Retorno da alavanca (mm)
$\bar{x}_k$	Índice de conforto de Pinnekamp equivalente (-)

e	Resíduo da regressão linear (-)

Letras Gregas

β_i	Estimadores da regressão (-)
φ	Ângulo da direção da força total na manopla F_t (rad)
$\text{sen}\varphi$	Fator de efetividade (-)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 18
1.1 OBJETIVO 23
1.2 METODOLOGIA 24
1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO 26
2 A TRANSMISSÃO AUTOMOTIVA E A TROCA DE MARCHAS 28
2.1 A TRANSMISSÃO AUTOMOTIVA 28
2.2 O SISTEMA DE TROCA DE MARCHAS DE TRANSMISSÕES MANUAIS 33
2.3 FORÇAS GERADAS DURANTE UMA TROCA DE MARCHAS 41
2.4 A QUALIDADE DA TROCA DE MARCHA 44
3 ERGONOMIA E FATORES HUMANOS 53
3.1 INTERAÇÕES HUMANO-SISTEMA 56
3.2 IHS APLICADO À TROCA DE MARCHAS 60
4 A TÉCNICA DE ELETROMIOGRAFIA 67
5 O MODELO PROPOSTO: PREDICTED HUMAN RATING (PHR) 71
6 INSTRUMENTAÇÃO E O PROTOCOLO DE TESTES 81
6.1 A INSTRUMENTAÇÃO UTILIZADA 81
6.2 O PROTOCOLO DE TESTES 87
7 RESULTADOS 96
8 DISCUSSÃO 106
9 CONCLUSÃO 112
REFERÊNCIAS 115
APÊNDICE A – APROVAÇÃO DO PROTOCOLO JUNTO AO CEP 122
APÊNDICE B – COMPONENTES DA TORRE DE MUDANÇAS MODIFICADA 123
APÊNDICE C – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO 124
APÊNDICE D – PRÉ-QUESTIONÁRIO 129
APÊNDICE E – PÓS-QUESTIONÁRIO 130
APÊNDICE F – MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS 131
APÊNDICE G – SCRIPTS FEITOS EM MATLAB 132
APÊNDICE H – RESULTADOS DO SPSS PARA O MODELO COMPLETO COM 40 VARIÁVEIS APÓS O PROCESSO DE ELIMINAÇÃO RETROATIVO 145
APÊNDICE I – MATRIZES DE CORRELAÇÃO 150
APÊNDICE J – RESULTADO DAS ANÁLISES FATORIAIS 153

APÊNDICE K – RESULTADO DAS REGRESSÕES LINEARES.....156
ANEXO A – DETALHAMENTO DA MUSCULATURA DO TORAX.....161

1 INTRODUÇÃO

Um ponto muito interessante levantado por Tideman, Voort e Houten (2004) é que os consumidores (motoristas) de veículos automotivos nos dias atuais não desejam mais ter um carro que atenda apenas requisitos como beleza, confiabilidade e segurança. Os consumidores que compram veículos automotivos demandam também que o carro desejado atenda seu comportamento na direção atingindo suas preferências e, porque não, suas expectativas.

A sensação do motorista durante a operação de troca de marcha é uma das atividades mais marcantes em termos de percepção de conforto em carros com transmissões manuais. Essa importância tem crescido de forma considerável nos últimos anos devido principalmente aos requisitos de qualidade cada vez maiores impostos pelo mercado (BARBOSA, 2007; OLIVEIRA et al., 2009; HAU, 2010; HANNEMANN, 2012; DUQUE e AQUINO JR., 2015; 2016).

Diversos fatores afetam a qualidade da troca de marchas, como por exemplo o "arranhar" sentido durante a fase de engate e/ou seleção, esforço, aspereza, precisão, ruído, entre outros. Esses fatores devem ser analisados durante a fase de projeto e desenvolvimento de uma dada transmissão manual (KIM et al., 2003).

Mas, devido à grande interação de todos os subsistemas envolvidos em uma troca de marcha, além da complicação referente à variedade de dimensões corpóreas, comportamentos e expectativas dos motoristas (engates mais suaves ou mais esportivos), analisar esses fatores na fase inicial de conceito de transmissão e projetar os componentes envolvidos se torna uma tarefa extremamente complicada em uma fase tão avançada de um programa de desenvolvimento veicular (HOSHINO, 1999).

O estudo aprofundado do sistema de troca de marcha e, mais especificamente, do sistema de sincronismo foi iniciado de forma pioneira por M'Ewen (1949) para as transmissões manuais de tanques de guerra, logo após o fim da Segunda Grande Guerra.

Como a grande maioria dos sistemas disponíveis para carros de passeio nessa época foram criados usando o método de tentativa e erro, e nenhuma literatura estava disponível na época explicando e/ou exemplificando o projeto do sistema, M'Ewen (1949) se dedicou a estudar os fenômenos durante as trocas de marcha e definir a teoria básica para dimensionamento de sincronizadores de transmissões manuais.

Na realidade, as equações diferenciais e algébricas desenvolvidas pelo autor são encontradas nos dias de hoje em diversos trabalhos sobre o assunto, sendo a base fundamental dos desenvolvimentos atuais que tentam melhorar a representação dos processos dinâmicos do sistema de sincronização.

Em trabalhos feitos após o de M'Ewen (1949), e até mais recentes, como os apresentados por Socin e Walters (1968), Abdel-Halim et al. (2000), Kim et al. (2003), Abel, Schreiber e Schindler (2006), Liu e Tseng (2007), Razzacki e Hottenstein (2007), Gong et al. (2008), Sporleder, Mohlin e Olsson (2008), Hau (2010), Hannemann (2012) e Pingale (2014) expõem uma abordagem muito mais voltada para se determinar de forma mais precisa o comportamento do sistema para melhorar a durabilidade ou aprimorar as estratégias de controle de transmissões automatizadas e transmissões de dupla embreagem ou *Dual Clutch Transmission* (DCT). Essas estratégias foram aplicadas no módulo de controle da transmissão ou *transmission control module* (TCM) para melhorar o controle da troca de marcha em conjunto com o módulo de controle do motor ou *engine control module* (ECM).

Somente um único trabalho foi encontrado que, além da dinâmica do sistema de sincronizadores, levou em consideração um modelo de motorista impondo a velocidade da alavanca durante uma troca de marchas. Kim et al. (2003) apresentaram todo o detalhamento matemático do sistema de sincronismo e do sistema de acionamento, e fizeram uso de um controlador proporcional, integral e derivativo (PID) para representar o motorista.

Mas, mesmo esse trabalho não considera o ser humano com mais detalhes, não considerando as variações de altura, tamanho dos braços, posição do banco, muito menos considerações sobre a posição da alavanca de marchas e entre outras características construtivas do veículo ou a composição muscular do motorista. Desta maneira, existem diversos aspectos humanos envolvidos na ação de troca de marchas, considerando fatores ergonômicos e cognitivos que afetam a satisfação e a eficiência do motorista nesta interface com o veículo (BARBOSA, 2007).

Angerilli et al. (2001) e Tideman, Voort e Houten (2004) vão ainda mais fundo afirmando que, apesar dessa interação ser feita através de forças e movimentos na manopla da alavanca de mudanças, quando consideramos o motorista, ou operador do sistema, como mais uma variável uma porção subjetiva deve ser colocada na análise. Em ambos os trabalhos, as equipes de pesquisadores desenvolveram uma bancada que emulava o compartimento do veículo, gerando esforços na alavanca de mudanças semelhantes ao do sistema real, propiciando um retorno para o motorista (ou *haptic feedback*) parecido com a condição de direção.

Entretanto, poucos trabalhos, como o proposto por Kim et al. (2003), Lovas et al. (2006) ou Barbosa (2007), consideram a interação do sistema de troca de marchas com o motorista por gerar dificuldades no momento do projeto e, subsequentemente, no desenvolvimento do sistema de troca de marcha (HANNEMANN, 2012). E, como a transmissão básica de qualquer tipo de veículo é um item de longo tempo de desenvolvimento e a única forma de verificar o desempenho do sistema é com o conjunto físico montado no veículo, mudanças de grande porte nessa fase são extremamente caras e demoradas, o que pode impactar tardiamente o orçamento e até o lançamento de um dado projeto.

Também é válido citar os estudos que Hannemann (2012) efetuou justamente com o objetivo de se definir um modelo que considerasse somente as respostas e aspectos físicos do sistema de engate em uma tentativa de remover a variabilidade existente na diferença natural de perfil antropométrico de uma dada população. Dessa forma, segundo o autor, seria possível estimar a satisfação do motorista com relação ao sistema de troca de marchas considerando somente grandezas físicas, como, por exemplo, impulsos, força, número de picos de esforço, que são gerados na manopla da alavanca durante uma troca.

Mas, mesmo o trabalho realizado por Hannemann (2012) não considera a porção ergonômica do sistema de troca de marchas, muito menos as características dos condutores que realizaram a pesquisa, indo totalmente contra ao trabalho apresentado por Barbosa (2007). Uma alternativa então a ser estudada é incluir a porção relacionada à interface humano-máquina.

Dessa forma, um modelo de todo o sistema envolvendo não somente a dinâmica do sistema de sincronismo e troca de marchas, mas também sua interação com o motorista, é de grande valia durante a fase de projeto da transmissão básica. Assim, seria possível evitar as mudanças tardias que serão então detectadas e corrigidas nas fases iniciais de projeto do programa veicular em questão destinado a um determinado mercado. Esse modelo suportaria também o desenvolvimento de uma transmissão manual durante seu processo de maturação, ajudando a identificar possíveis problemas e indicando potenciais soluções de projeto.

Com base na pesquisa realizada no presente trabalho, a literatura não apresenta muitos modelos que estimem a avaliação subjetiva da qualidade de troca de marchas em sua totalidade cobrindo todas as situações enfrentadas (e.g. comportamento das forças de seleção e engate, impulsos, etc.) pelo motorista durante uma troca de marcha.

Um exemplo de modelo que mais se aproxima desse tipo de análise é representado pela Eq.(1) e foi desenvolvida pelo Dr. Burkhardt Pinnekamp em sua tese de doutorado (HANNEMANN, 2012).

$$x_k = \frac{1}{21}.\left[4.(10.t_s) + 5.n_p^{0,8} + 8.\left(\frac{F_{bump}}{F_{máx}}\right)^{1,2} + 4.\left(2,5.\sum s_r\right)^{1,5}\right] \quad (1)$$

Onde x_k é o índice de conforto de Pinnekamp, t_s é o tempo entre o fim da sincronização ou *End of Synchronization* (EoS) e o engate completo ou *Full Engagement* (FuE), n_p o número de picos no mesmo intervalo de t_s, F_{bump} é a maior força de engate também durante t_s, $F_{máx}$ a força máxima de sincronização e s_r a quantidade de retornos que podem ocorrer durante o engate. A relação entre F_{bump} e $F_{máx}$ é conhecida também como razão do segundo esforço ou *Double Bump Ratio* (DBR), conforme Hannemann (2012).

Entretanto, além de ser o único encontrado, esse modelo cobre somente a porção de conforto da troca (a ser mais detalhado na seção 2.4), ou seja, a Eq.(1) só estima uma nota subjetiva em uma determinada porção do curso de engate, sendo insuficiente para analisar a troca completa, principalmente se houver a fase de seleção para engatar a marcha desejada.

Mesmo com essa limitação é possível realizar uma comparação do desempenho do modelo proposto pela Eq.(1) contra avaliações subjetivas feitas por um motorista treinado. Para a avaliação subjetiva a escala ATZ apresentada na Figura 1 (HAU, 2010) é utilizada, sendo que 1 significa muito ruim e 10 significa que nem avaliadores treinados são capazes de detectar a situação a ser avaliada. Isso leva à necessidade de se usar uma equivalência entre a escala ATZ e x_k, que é chamado daqui para frente de Pinnekamp equivalente ou somente de $\bar{x}_k$.

Figura 1 – Escala subjetiva de avaliação ATZ

	not saleable				border line	saleable				
Rating index	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
distur-bances	unacceptable			uncom-fortable	Improve-ment required	moderate	slight	very slight	traces	not noticeabl e
notice-able by...	all customer	average customers			critical customers			experts		none
customer reaction	"walk home" tow away	"walk home" garage	immedi-ate garage	garage as soon as possible	garage at next oppor-tunity	notify during next inspection	none			
customer perception	extremely upset		upset	strongly disstisfied	slightly diss-appointed	strongly diss-appointed	still satisfied	comple-tely satisfied	positively surprised	enthusi-astic

Fonte: Hau, 2010, p. 40

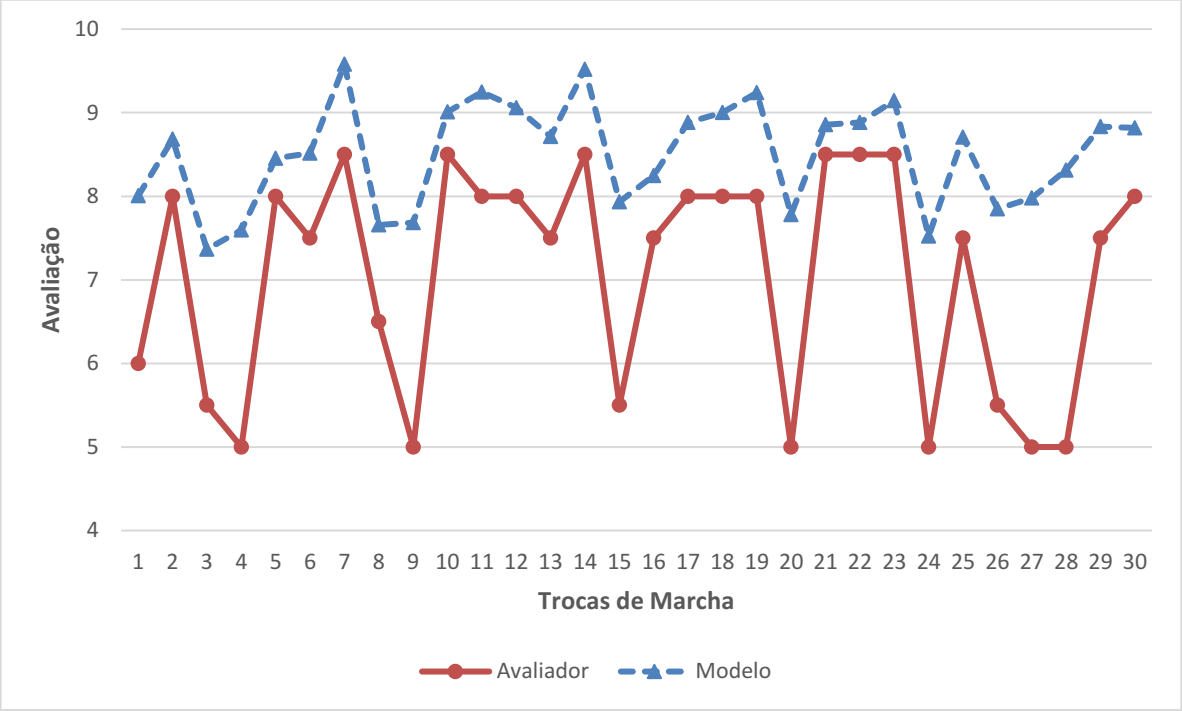
O modelo da Eq.(1) foi aplicado em uma avaliação real com um veículo conhecido do mercado, onde 30 trocas de marchas diversas foram realizadas por um avaliador treinado em uma pista de testes do Campo de Provas da Cruz Alta (CPCA) de propriedade da General Motors do Brasil (GMB). Pode-se observar na Figura 2 que através da análise comparativa das notas estimadas pelo *software* corporativo General Motors chamado *Shift Quality Analysis Tool* (SQAT), que tem como uma das suas possíveis saídas de resultados x_k (para posterior cálculo de $\bar{x}_k$) versus as notas consideradas pelo avaliador foram bem diferentes, mostrando claramente uma tendência de notas mais favoráveis calculadas pelo modelo quando comparado com o condutor real, onde diferenças de mais de 3 pontos em algumas trocas (e.g. trocas número 27 e 28) podem ser observadas.

Em uma análise com relação à estatística das notas, é possível verificar que a média das notas do modelo é quase 1,5 ponto acima da média do condutor, classificando o sistema como de ótimo comportamento, enquanto que a avaliação do condutor real, em média, não está condizente com essa nota.

Outro ponto importante a ser analisado é com relação ao desvio padrão das notas dadas pelo condutor e pelo modelo. O desvio obtido das notas geradas pelo modelo ficou por volta de 0,633, o que significa um valor ótimo de variação. Entretanto, o desvio padrão das notas do condutor apresenta um valor razoavelmente maior de 1,373, o que é mais que o dobro do valor do desvio encontrado pelo modelo. Mesmo considerando que o desvio é bem menor que a média

ou até com relação aos valores de cada avaliação, a variação das notas do condutor vai desde um sistema muito robusto até um sistema não vendável.

Figura 2 – Comparativo da avaliação do motorista versus modelo de Pinnekamp



Fonte: Autor

As médias apresentaram valores satisfatórios em termos de desempenho do sistema, ficando o grande problema por conta do desvio calculado com as notas do condutor. Apesar de que os desvios do modelo e do condutor da amostra utilizada não serem tão expressivos em termos estatísticos, a média das notas do avaliador apresentada leva à necessidade de modificação imediata do produto antes de ser liberada para produção em massa. Assim, claramente, é possível se observar que o modelo usado não tem boa aderência com o contexto de uso real do consumidor.

Portanto, fica claro que os modelos baseados somente em variáveis objetivas, como $F_{máx}$ ou n_p, não parecem ser capazes de ter uma correlação aceitável com os resultados observados no contexto de uso real, e necessitam de mais desenvolvimento ou mudanças mais profundas de conceito.

1.1 OBJETIVO

Este trabalho foi desenvolvido pela necessidade de se antecipar os comportamentos dinâmicos de um sistema de troca de marchas na fase de projeto de uma transmissão manual, levando em consideração não somente as características construtivas dos subsistemas envolvidos, mas também avaliar as características dos diversos tipos de motoristas e os fatores humanos envolvidos.

Logo, a necessidade apontada por todos os autores pesquisados para um modelo que antecipe o comportamento de um dado sistema de troca de marchas e a falta de uma análise mais detalhada dos seus efeitos em um motorista, como por exemplo diferenças antropométricas versus dimensões básicas do compartimento do veículo, um estudo detalhado dessa relação pode ser avaliado. Assim, existem diversos aspectos humanos envolvidos, além de suas relações com a localização espacial das interfaces com o veículo (e.g. volante de direção, manopla da alavanca, pedal de embreagem, etc.) na ação de troca de marcha, considerando fatores ergonômicos e cognitivos que podem afetar a satisfação e a eficiência do motorista com esta interface do veículo.

O objetivo desse trabalho é propor um modelo que estime a avaliação subjetiva da qualidade de troca de marchas em carros equipados com transmissões manuais. Esse modelo considera fatores objetivos do sistema (por exemplo, máximo esforço de engate ou impulsos), como amplamente aplicado pela indústria atualmente, somado a uma parcela relacionada à fatores humanos e ergonomia ou *human factors and ergonomics* (HFE).

E, como objetivo secundário, para apoiar esse desenvolvimento de forma a capturar os impactos dos esforços necessários durante a troca de marchas, é proposto um protocolo de testes inovador utilizando eletromiografia de superfície (sEMG) com aplicação veicular. Esse protocolo também considera um procedimento global da *GM Global Propulsion Systems* (GPS) para medição das respostas de esforços dinâmicos do sistema de troca de marchas já aplicado pela empresa em seus desenvolvimentos atuais, sendo realizado em uma pista de teste controlada para ter repetitividade entre as trocas de marchas.

1.2 METODOLOGIA

A pesquisa apresentada nesse trabalho foi desenvolvida baseada no reconhecimento dos problemas descritos na Introdução, sendo fundamentada nas pesquisas realizadas sobre o tema.

Com a análise de situações reais para entender esses problemas com mais profundidade, foi possível propor uma solução suportada pela pesquisa bibliográfica realizada.

A avaliação da bibliografia objetivou a coleta, análise e entendimento das principais contribuições sobre os diversos assuntos envolvidos nessa pesquisa, o que propiciou ao autor ter contato com o que foi produzido até o momento sobre o tema. Esta atividade foi composta pela análise da literatura existente e a fundamentação dos conceitos de dinâmica dos mecanismos de troca de marcha, a qualidade de troca, HFE relacionados à interface humano-veículo, técnicas de sEMG e análise estatística.

No início do trabalho as atividades se concentraram em se definir os conceitos analisados através de apresentações descritivas e explicativas da teoria discutida na literatura. A utilização de um método exploratório foi necessária pelo fato de ser a primeira abordagem da aplicação de HFE em sua totalidade e sEMG em uso veicular voltadas para análise de percepção de qualidade. Entretanto, a aplicação de sEMG, em geral, já se configura um desafio em si devido às dificuldades reportadas em diversos trabalhos científicos publicados (GANDY et al.,1980; LAMOTTE et al., 1994; GRÖLUND et al., 2005; ROY et al., 2007; BOGERT et al., 2013), podendo ser classificada como uma atividade crítica deste estudo, principalmente devido à aplicação veicular.

E, devido à disponibilidade, para essa pesquisa dois diferentes equipamentos de sEMG são avaliados: um por conexão via cabos e outro sem fio ou *wireless*, onde tanto o desempenho nas aquisições dos sinais e, muito mais importante, os efeitos da sua interação com o motorista avaliador são avaliados.

Após a revisão bibliográfica, o conhecimento adquirido junto com a experiência vivenciada da parte prática foi possível definir novos conceito e protocolo de testes. No escopo desse trabalho há também a criação de um modelo para se estimar a avaliação subjetiva de qualidade da troca de marchas em veículos automotivos montados com transmissões manuais como resultado de uma regressão linear das variáveis propostas relacionadas à HFE, adicionalmente às objetivas.

Com a análise das classificações das metodologias de pesquisa científica apresentada por Ferrari (1982) foi possível concluir que a pesquisa de campo é a metodologia que mais se adequa na aplicação das técnicas e protocolo criados neste trabalho. Para o autor, pesquisa em campo é realizada nas mesmas condições e no contexto que se deseja avaliar, portanto, sendo coletada diretamente no ambiente em que as técnicas serão aplicadas.

Dessa forma, a execução de uma pesquisa em campo requer que a natureza dos estudos, os critérios de representação amostral, os questionamentos, o grupo de voluntários e fatores que serão observados sejam identificados antecipadamente à realização da mesma. Somente assim, uma imagem realística e completa dos fatos que ajudam a caracterizar a situação a se pesquisar é obtida como resultado do estudo de campo. E, por se basear em uma pesquisa com usuários do sistema, é necessário ter a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) antes do início das avaliações.

O processo de pesquisa em campo tem acompanhamento feito através de observação direta para coleta de dados, além de aplicar técnicas de entrevistas individuais e questionários com cada voluntário antes e depois da realização dos testes.

Para a análise estatística de todas as possíveis variáveis a serem consideradas após a revisão bibliográfica é utilizado o software SPSS® Statistics v.19, onde valores de significância menores ou iguais a 0,05 são considerados para os valores p calculados para cada estimador do modelo em análise e para o valor de F na análise de variância ou *analysis of variance* (ANOVA). Com relação ao R^2 ajustado, o objetivo é maximiza-lo com uma menor complexidade, ou com a menor quantidade de variáveis possível, para que tenha a melhor aplicação prática no dia a dia de trabalho do engenheiro e/ou projetista de sistema de troca de marchas veicular.

Com a porção estatística concluída, uma comparação direta é realizada entre o modelo proposto obtido com as propostas encontradas na literatura disponível para se verificar o real desempenho em termos de precisão das notas subjetivas dadas e sua capacidade em explicar em mais detalhes as diferenças humanas encontradas.

1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO

O trabalho está dividido em 9 (nove) seções.

A seção 1 é a Introdução, onde foram apresentadas as informações que são discutidas ao longo do trabalho, além do seu objetivo, caracterizando a sua importância e aplicação no contexto de uso real, e da metodologia de pesquisa utilizada.

Na seção 2 são apresentados os tipos de transmissões existentes no mercado, os tipos de sistemas de troca de marchas e os mecanismos externos e internos da transmissão manual

automotiva responsáveis por essa função. Também são detalhadas as curvas padrão de esforços realizados pelo motorista durante uma troca, bem como uma discussão sobre o que é considerado como qualidade de troca de marchas.

A análise sobre HFE é feita na seção 3 de forma generalizada, incluindo a discussão sobre o uso de HFE em interações humano-sistema. Também nessa seção foi apresentada a aplicação dos conceitos de HFE diretamente no processo de troca de marchas.

A seção 4 apresenta os conceitos e técnicas de sEMG, além de indicar os métodos de pós-tratamento e de normalização dos sinais que serão aplicados nos dados coletados.

O modelo proposto é apresentado e discretizado na seção 5, bem como a discussão sobre as variáveis a serem utilizadas na sua estrutura.

Na seção 6 tem a descrição dos equipamentos e softwares utilizados, além da apresentação do protocolo de testes.

Com as definições e propostas feitas da seção 6, foi realizado um experimento em que os seus respectivos resultados são apresentados na seção 7.

A seção 8 sumariza os resultados da seção anterior, e discute as oportunidades de melhoria no processo de aquisição dos dados e do potencial do modelo proposto contra o que foi encontrado na literatura disponível.

A seção 9, fazendo uso dos resultados obtidos e as discussões apresentadas nas seções 6 e 7, conclui a tese defendida.

Nos apêndices estão as ferramentas de coleta de dados da pesquisa em campo, bem como os *scripts* feitos em Matlab® para auxiliar o pós-tratamento dos sinais de sEMG e os resultados dos estudos estatísticos realizados com os dados coletados durante os experimentos.

2 A TRANSMISSÃO AUTOMOTIVA E A TROCA DE MARCHAS

A transmissão automotiva e sua operação pela ação de troca de marchas é o sistema mecânico alvo neste estudo que é utilizado pelos usuários enquadrados no perfil de motoristas. Nesta seção é apresentado o sistema de troca de marchas de transmissões manuais permitindo a exploração sobre as forças geradas durante uma troca de marchas.

Sendo esse um dos mais importantes subsistemas de um veículo automotivo, a seção 2.1 detalhará os diversos tipos de arquiteturas de transmissões automotivas existentes atualmente, bem como sua conexão física com o habitáculo de passageiros.

2.1 A TRANSMISSÃO AUTOMOTIVA

Lechner e Naunheimer (1999) citam que uma das quatro principais funções de uma transmissão manual automotiva é a equalização de potência ou *power matching*, sendo, nesse tipo de transmissão, uma atividade totalmente dependente da ação do motorista.

Hau (2010) e Hannemann (2012) definem que transmissões automotivas em geral são utilizadas para converter o torque e rotação do motor em "dimensões utilizáveis para as rodas" do veículo.

Relações de transmissão com alto valor, ou também chamadas de relações curtas, para a primeira marcha são geralmente selecionadas para a partida do veículo no plano ou em rampa (HAU, 2010), onde o menor torque e alta rotação do motor nessa condição são transferidos através da relação de transmissão da marcha engatada, gerando como resultado um maior torque e menor rotação nas rodas do veículo. Já para última marcha, como a 5ª marcha ou mais alta, utiliza relações menores que 1, também conhecidas como *overdrive*, com o objetivo de se obter um melhor consumo de combustível.

Vale mencionar que a seleção dessas relações está diretamente relacionada com a aplicação do veículo em questão e os resultados de desempenho e economia esperados para o mesmo, sendo que para a definição das marchas intermediárias entre 1ª e a última marcha são utilizados métodos como o progressivo e o geométrico, com citados por Lechner e Naunheimer (1999).

Mas, além das transmissões manuais (Figura 3), que são o foco dos estudos dessa tese, no mercado mundial automotivo atualmente existem também as transmissões automáticas, as manuais automatizadas/robotizadas ou *Manual Transmission Automated* (MTA), as DCT's e as transmissões continuamente variáveis ou *Countiously Variable Transmission* (CVT)

Nas transmissões manuais, como seu próprio nome já diz, a troca de marchas é feita inteiramente com ação humana, que se inicia na interrupção de torque através do acionamento do pedal de embreagem e posterior seleção e engate da marcha desejada através da alavanca de mudanças instalada dentro do veículo.

As transmissões automáticas, como a mostrada na Figura 4, realizam a troca de marchas através de discos de embreagem múltiplos, cintas e conjunto de planetárias dentro da transmissão, enquanto que o conversor de torque hidrodinâmico substitui a embreagem de disco seco da versão manual, permitindo uma troca de marchas com uma interrupção de torque quase imperceptível.

Já a MTA é uma transmissão manual com disco de embreagem a seco à qual foram instalados atuadores elétricos e/ou eletro-hidraúlicos que realizam tanto acionamento da embreagem quanto na seleção e engate das marchas através de uma calibração contida no TCM. Diferentemente das transmissões automáticas, a MTA de disco único apresenta uma interrupção de torque bem perceptível para os ocupantes do veículo (Figura 5).

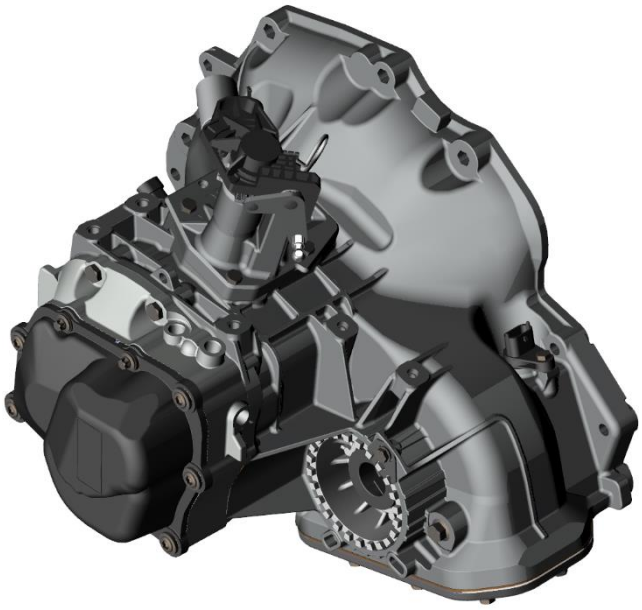
Na Figura 6 é mostrada uma DCT que é uma transmissão automatizada com dois eixos de entrada o que possibilita dois fluxos de potência, sendo que cada eixo possui um disco de embreagem dedicado.

Com as duas embreagens é possível dividir as marchas pares em um eixo e as ímpares no outro, fazendo com que em uma troca de marchas a embreagem da marcha engatada começa a abrir enquanto que a embreagem da próxima marcha inicia seu fechamento simultaneamente. Esse processo de troca propicia uma troca com quase nenhuma interrupção de torque que é pouco notada pelo motorista.

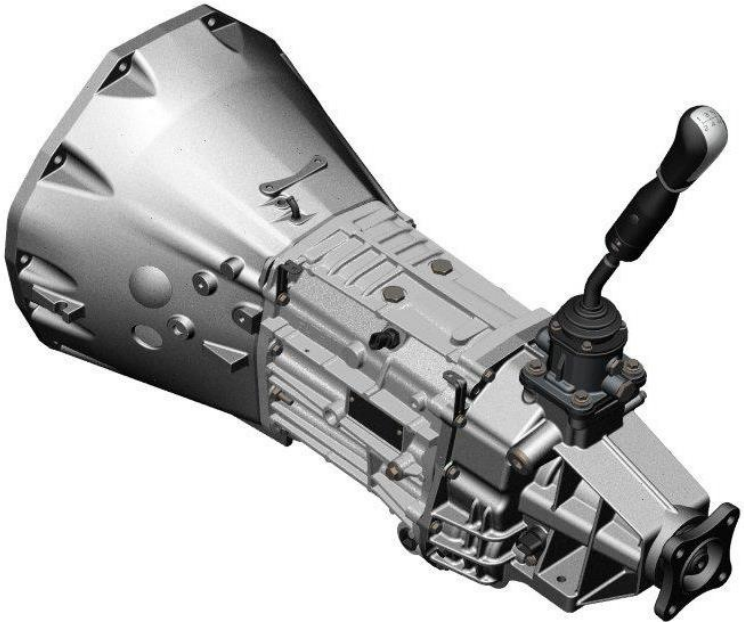
E, por último, na Figura 7 tem-se uma CVT em que através de duas polias é possível se ter uma quantidade infinita de relações de transmissão.

Figura 3 – Tipos de transmissão manual

a)



b)

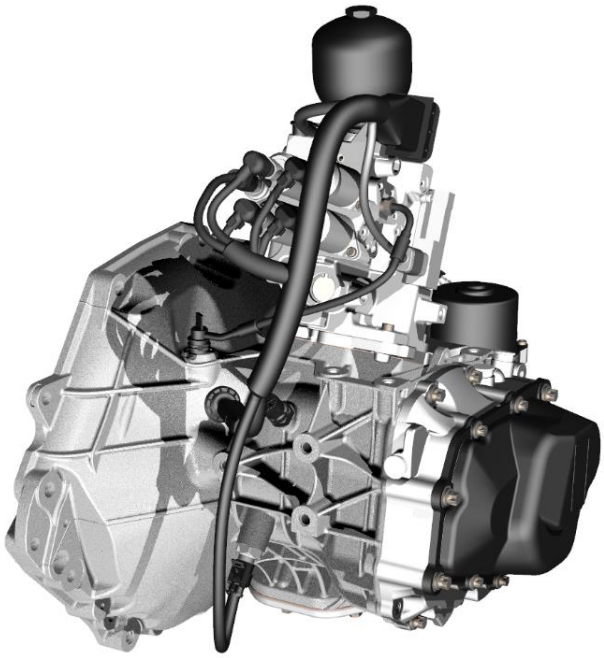


Fonte: Autor
Legenda: (a) tração dianteira e (b) tração traseira

Figura 4 – Transmissão automática GM da família GF6

Fonte: Autor

Figura 5 – MTA GM da família F1X-5



Fonte: Autor

Figura 6 – Ilustração da DCT da GM

Fonte: GM Authority, 2014

Figura 7 – Ilustração da CVT

Fonte: Autor “adaptado de” Car Point News, 2017

Apesar de seu conceito ter sido desenvolvido em 1490 por Leonardo Da Vinci, a CVT tem grande aplicação em *jetskies*, motos e veículos de pequeno e médio portes. Entretanto, essa

situação tem mudado com a adoção dessa arquitetura em vários veículos de passeio na busca por maior eficiência energética e conforto (CAR POINT NEWS, 2017).

Feito esse detalhamento das arquiteturas de transmissões automotivas disponíveis hoje no mercado, o trabalho aqui apresentado foca na transmissão manual da General Motors da família F1X (Figura 3), bem como no seu respectivo sistema de troca de marchas que é melhor detalhado na seção 2.2.

2.2 O SISTEMA DE TROCA DE MARCHAS DE TRANSMISSÕES MANUAIS

O sistema de troca de marchas de transmissões manuais influencia o processo interativo e perceptivo dos motoristas e por esse motivo são apresentadas nesta seção. Conforme Lechner e Naunheimer (1999), o sistema de troca de marchas pode ser dividido em:

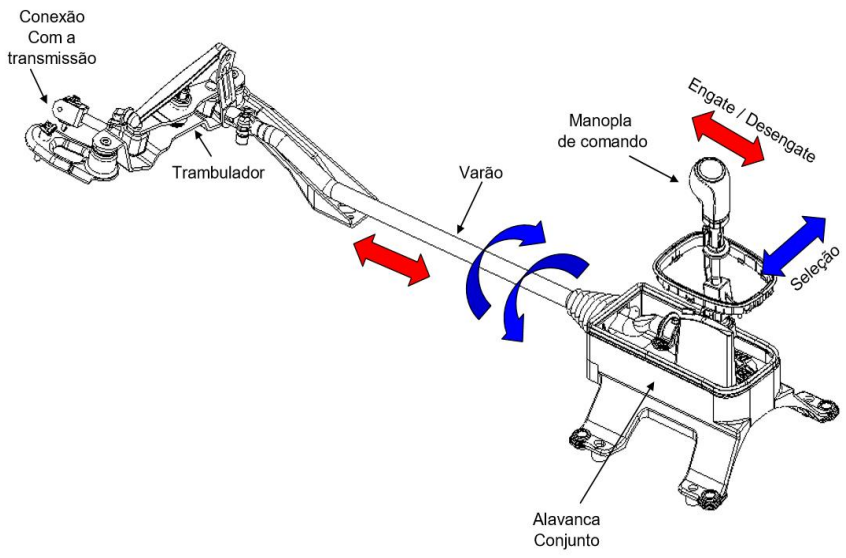
a) Elementos internos: garfos, luvas, anéis sincronizadores, anteparos, barras de seleção, etc.;

b) Elementos externos: cabos, varão, sistemas de compensação e alavanca de mudanças.

Todas essas movimentações e esforços são diretamente transferidos para a mão do motorista através do sistema de mudança de marchas que é composto basicamente pela alavanca de mudanças localizada dentro do habitáculo do veículo. Sua conexão com a torre de mudanças localizada na transmissão é feita por varão (Figura 8) ou cabos (Figura 9), sendo esse último o mais aplicado atualmente devido às suas vantagens de custo e de empacotamento (*packaging*) dentro do cofre do motor.

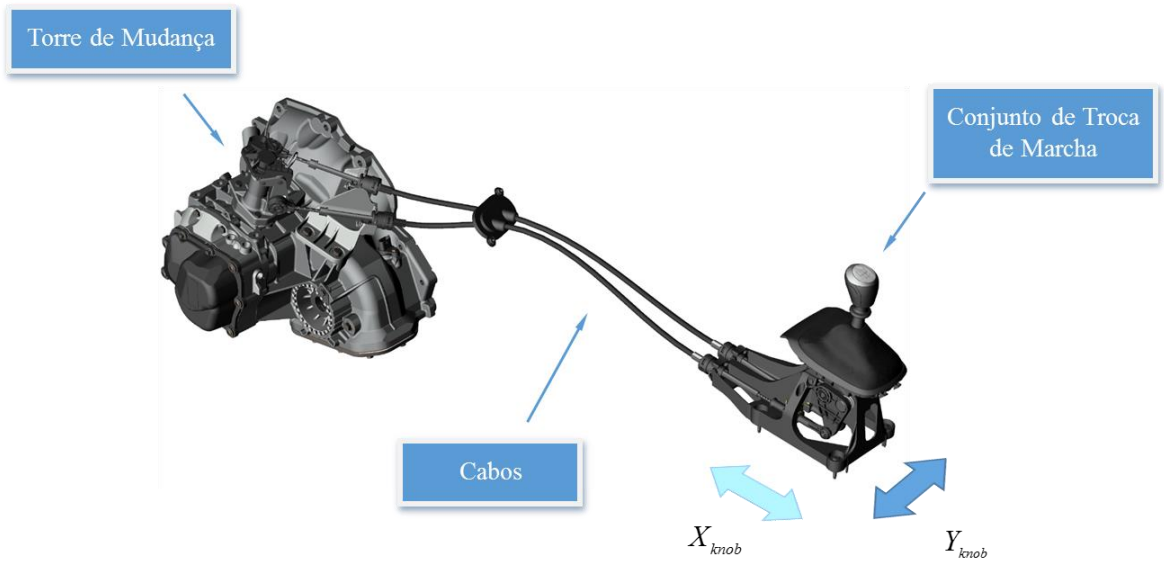
O conjunto de troca de marcha (ou alavanca conjunto) é montado dentro do habitáculo do veículo e, na grande maioria dos modelos disponíveis no mercado, no console central do carro. Contudo, em alguns casos por escolha do tipo de projeto do veículo, pode ser instalada no painel ou junto ao volante de direção (HAU, 2010).

Figura 8 – Sistema de mudanças de marchas a varão



Fonte: Barbosa, 2007, p. 42

Figura 9 – Sistema de mudanças de marchas a cabo



Fonte: Autor

E, como o conjunto é a única interface para o motorista realizar a atividade de troca de marchas, seu projeto, do sistema de troca e do desenho do padrão de troca na manopla são de

extrema importância para a percepção do usuário quando este realiza um movimento de seleção (Y_{knob}) e/ou engate (X_{knob}) mostradas na Figura 9.

O desenho do padrão de troca, também conhecido como "H" de marchas, se encontra na manopla e serve para representar a trajetória para engate e seleção das marchas (Figura 10). E, de acordo com Vettorazzo Neto et al. (2014) seu projeto é determinado por detalhes técnicos da transmissão básica e do sistema de troca como, por exemplo, número de marchas, arquitetura do sistema interno de troca na transmissão, requisitos de mercado e atendimento de itens de segurança relacionados ao processo da troca.

Figura 10 – "H" de marchas de uma transmissão manual de 5 velocidades

Fonte: Autor

O conjunto de troca possui uma relação da alavanca que é definida para propiciar altas forças e cursos reduzidos de seleção e engate, onde mudanças nessa relação e no atrito dos mancais da estrutura afetam diretamente o comportamento dinâmico do sistema e, consequentemente, do esforço e da qualidade da troca de marchas.

Tanto o varão quanto cabos são utilizados para conectar o conjunto de alavanca com a transmissão dentro do compartimento do motor, e ambos podem ser utilizados em transmissões transversais quanto longitudinais.

O sistema a cabo é constituído de dois elementos (Figura 11), sendo um para realizar o engate e outro para a seleção, enquanto que o sistema acionado por varão necessita de somente de um componente para realizar ambos processos. As desvantagens do sistema a varão é a necessidade de uma linha direta até próximo da transmissão, além de transmitir as vibrações geradas pelo *powertrain* e/ou as vibrações provenientes do piso de rolagem do veículo.

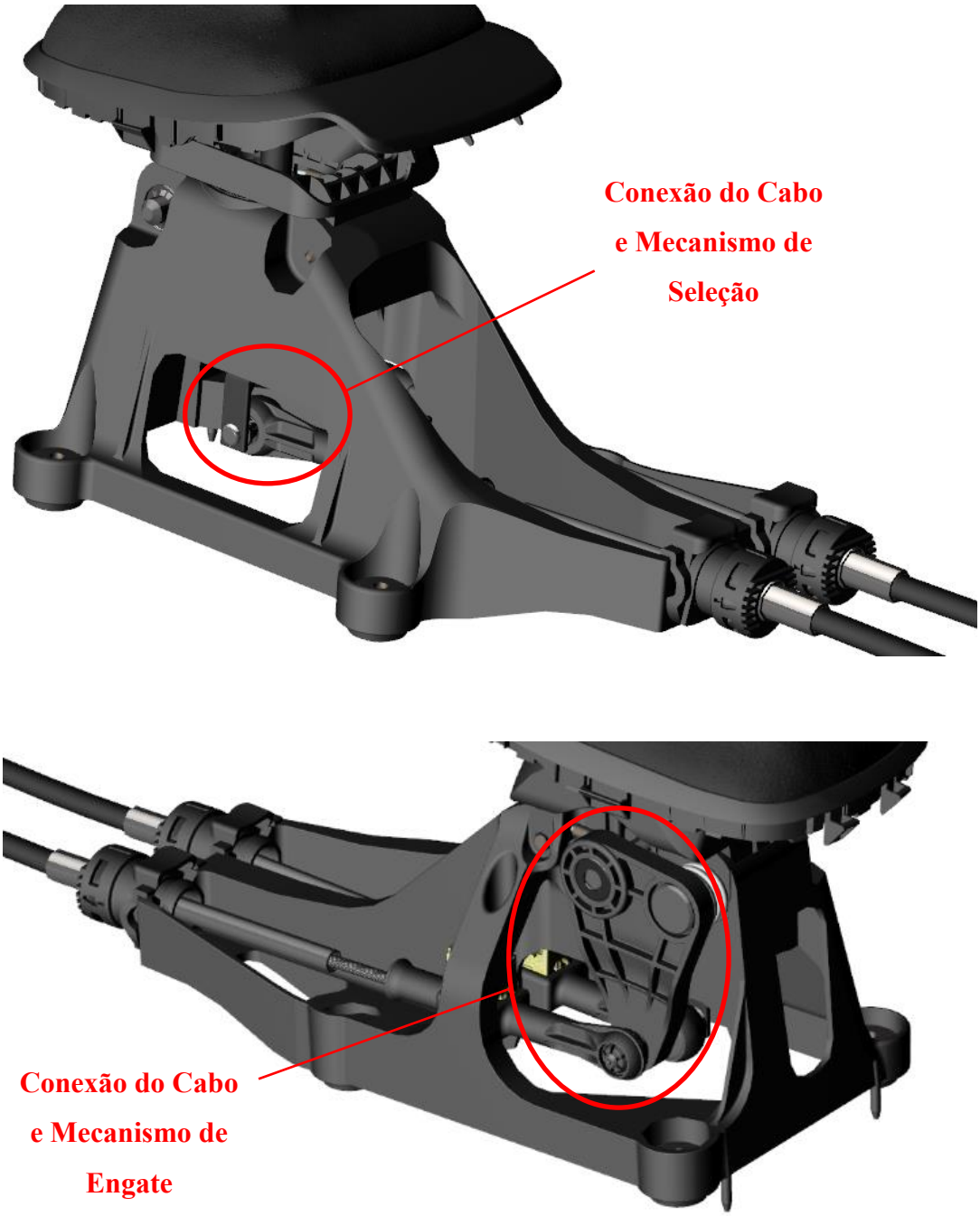
Assim, nos projetos veiculares mais recentes, os sistemas a cabo são os mais empregados devido às vantagens de peso, flexibilidade no empacotamento (ou *packaging*) no compartimento do motor/transmissão e isolação de vibrações.

Figura 11 – Cabos do sistema de troca de marchas

Fonte: Autor

No caso dos cabos, um dos terminais da extremidade localizada dentro do veículo é conectado ao pino de seleção da alavanca, enquanto que o outro terminal é diretamente montado ao pino do mecanismo de engate, conforme mostrado na Figura 12.

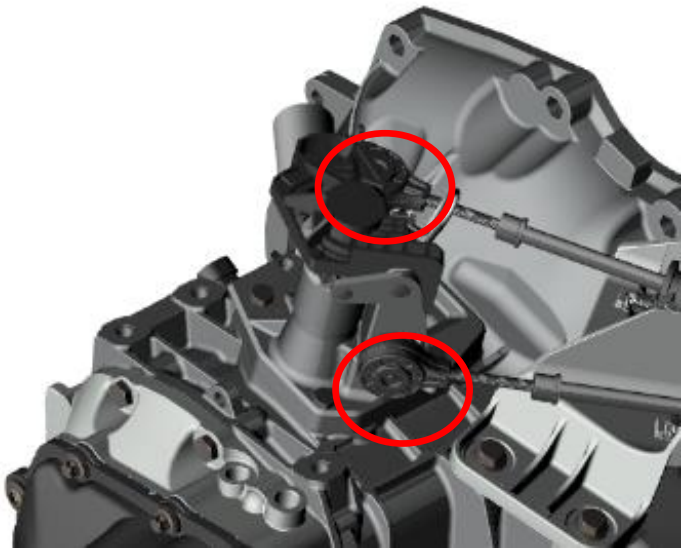
Figura 12 – Conexões dos cabos de seleção e engate na alavanca de mudanças



Fonte: Autor

Já na extremidade que está na parte de dentro do compartimento do motor tem uma montagem simular à extremidade do lado do habitáculo, sendo montada nos mecanismos de seleção e engate da torre de mudanças montada na transmissão, como representado na Figura 13.

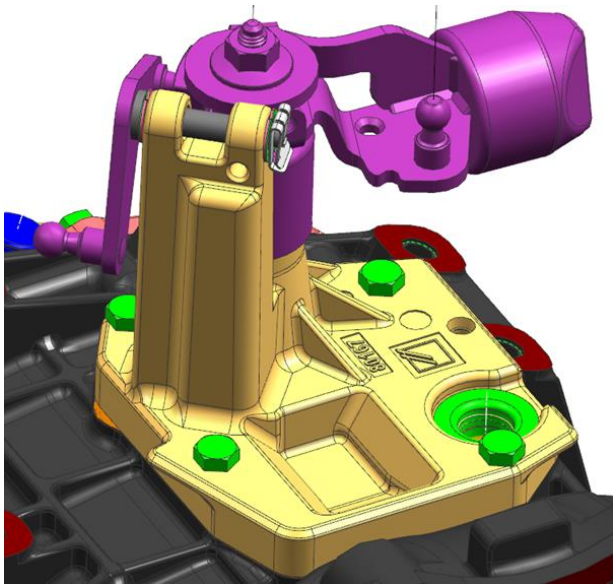
Figura 13 – Conexão dos cabos na torre de mudanças



Fonte: Autor

A torre de mudança de marchas é o mecanismo responsável pela conexão entre o sistema de mudanças externo, representado pelo conjunto de mudanças e os cabos ou varão, e o sistema interno, composto pelos garfos e luvas, sendo montada diretamente na carcaça da transmissão.

Figura 14 – Torre de mudanças do sistema a cabo

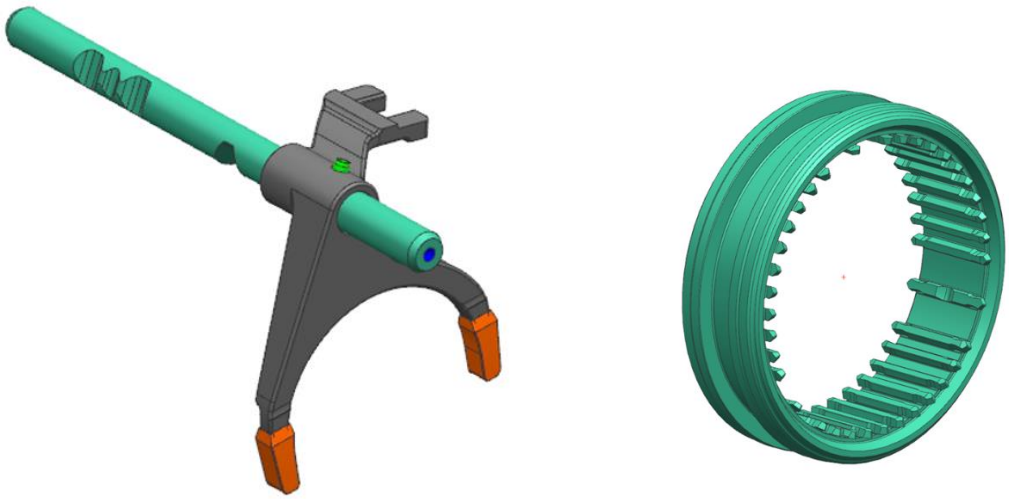


Fonte: Autor

Sendo que o movimento de rotação da torre promove o deslocamento longitudinal do garfo de engate e este empurra a luva contra o(s) sincronizador(es).

Figura 15 – Conjunto de haste e garfo e luva de engate

a) b)

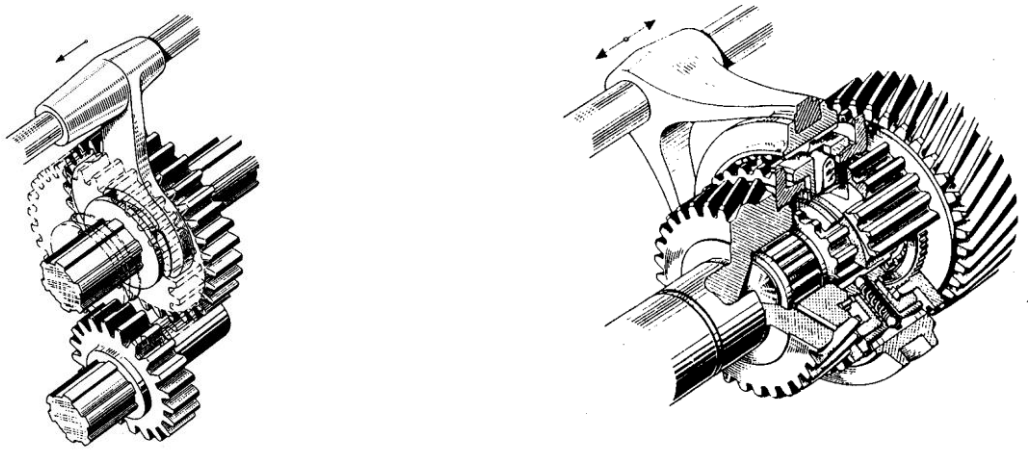


Fonte: Autor
Legenda: (a) conjunto de haste e garfo; (b) luva de engate

Na Figura 16 são apresentados os elementos internos de configurações de sistemas de sincronismo mais comuns em carros de passeio, sendo que o engrenamento por deslizamento é aplicado somente para o engate da marcha à ré e não faz uso de anéis de sincronização, limitando o engate com o veículo totalmente parado. Como para as marchas à frente há a necessidade de se sincronizar as rotações da transmissão, um mecanismo sincronizador com mecanismo de trava é comumente utilizado.

Figura 16 – Configurações de elementos internos em transmissões manuais

a) b)

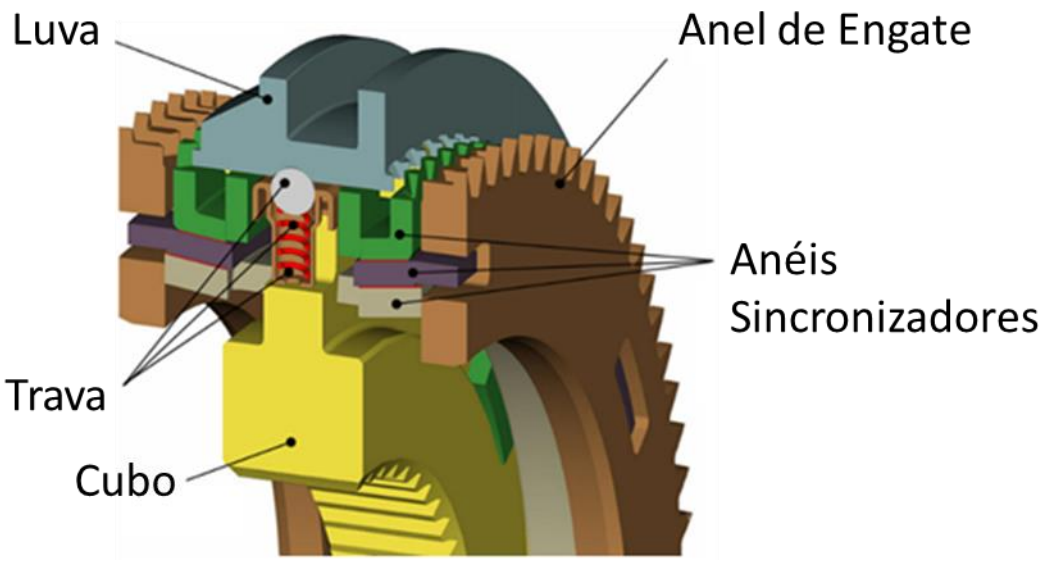


Fonte: Autor “adaptado de” Lechner e Naunheimer, 1999, p. 225
Legenda: (a) engrenamento por deslizamento; (b) sincronizador com mecanismo de trava

Basicamente, o sistema de sincronismo de uma transmissão manual, como o próprio nome diz, tem como função sincronizar a diferença entre as rotações do eixo de entrada com o de saída da transmissão.

Em uma transmissão manual padrão, o cone do anel sincronizador transforma força axial aplicada pelo motorista na alavanca de mudanças em um torque de sincronização gerado por meio de atrito. No caso de um sistema de múltiplos cones, como no caso da Figura 17, a somatória dos torques que cada cone gera o torque de sincronização total (ABDEL-HALIM et al., 2000).

Figura 17 – Representação de um sistema de sincronização de triplo cone



Fonte: Autor

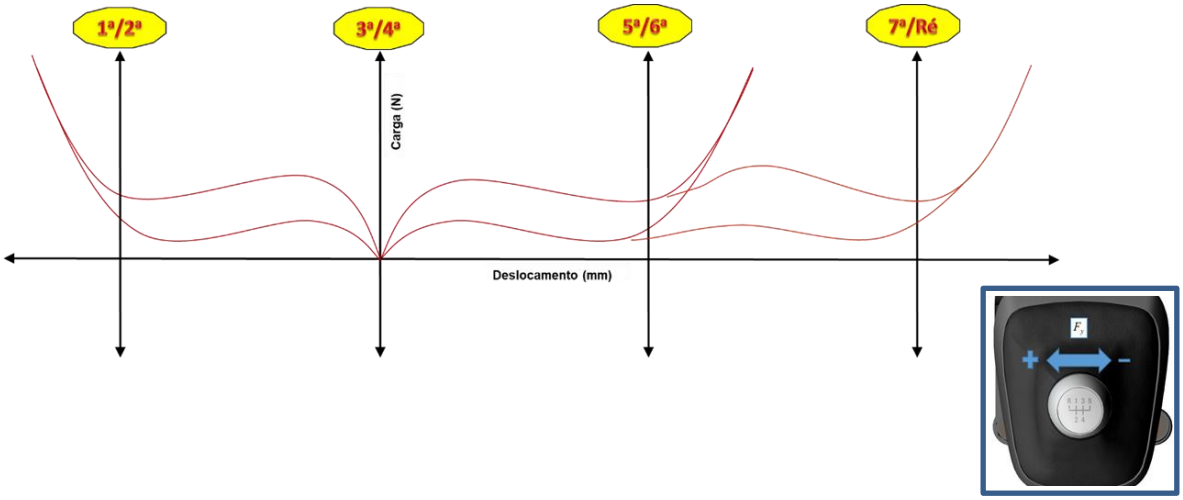
Devido à sua complexa geometria, além da inércia da transmissão/disco de embreagem, o sistema de sincronismo gera forças que variam durante o processo de engate de uma determinada marcha.

2.3 FORÇAS GERADAS DURANTE UMA TROCA DE MARCHAS

As forças envolvidas durante uma troca de marchas são diretamente dependentes da marcha que está engatada e a marcha a qual se deseja mudar. E, basicamente, com exceção do engate da terceira e da quarta marchas em que a alavanca de mudanças está normalmente centralizada e na mesma direção do engate das mesmas, todos os outros movimentos necessários para uma troca requerem um esforço de seleção na direção Y_{knob} e um esforço de engate na direção X_{knob} por parte do motorista conforme exibido na Figura 9 (Documentação GPS, 2013).

Na Figura 18 está representado o comportamento do esforço de seleção F_y pelo deslocamento da manopla de seleção na direção Y_{knob} para o posicionamento na direção de engate das marchas (linhas verticais). Nessa representação é possível observar que a alavanca de mudanças, quando em neutro, está exatamente alinhada na direção de engate da terceira e da quarta marchas, não exigindo assim nenhuma força do motorista para selecioná-las.

Figura 18 – Representação do esforço de seleção pelo deslocamento da manopla da alavanca de mudanças



Fonte: Autor “adaptado de” Documentação GPS, 2013

A Figura 19 é um típico gráfico do comportamento no tempo de F_x que é a força de desengate ou engate e de seu respectivo deslocamento X_{knob}. As marcações verticais são representações dos eventos do processo de desengate e engate, sendo definidas como:

a) Início do desengate ou *Start of Disengagement* (SoD);

b) Pré sincronização ou *Presynchronization* (PrS);

c) Início da sincronização ou *Start of Synchronization* (SoS);

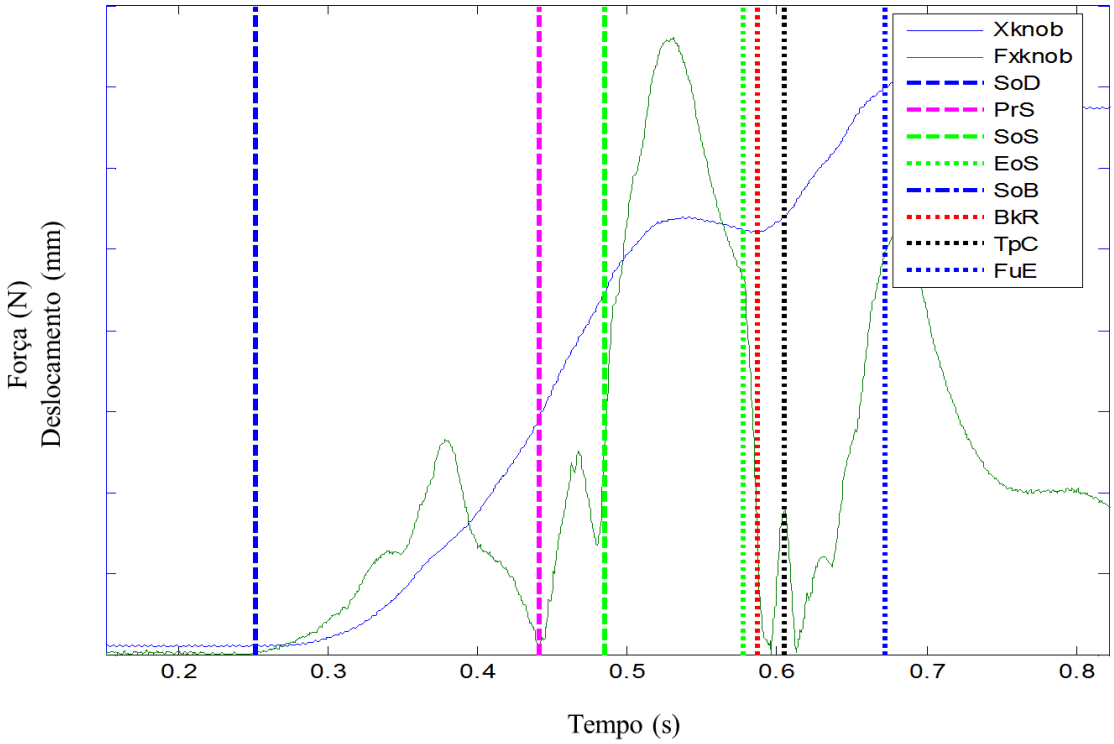
d) Fim da sincronização ou *End of Synchronization* (EoS);

e) Liberação do anel sincronizador ou *Blocker Release* (BkR);

f) Contato luva de engate e engrenagem ou *Tip Contact* (TpC);

g) Engate completo ou *Full Engagement* (FuE).

Figura 19 – Esforço de engate pelo deslocamento da manopla da alavanca de mudanças



Fonte: Autor

Todo o processo de sincronização pode ser dividido em nove estágios (Documentação GPS, 2013), conforme a Figura 19:

a) Estágio 1: primeiro deslocamento livre, que é o deslocamento a partir da posição neutra, onde não se tem transmissão de torque. Esse estágio pode também iniciar de um desengate, isto é, iniciando da linha SoD da marcha anterior;

b) Estágio 2: início do contato do anteparo com o anel sincronizador, dando início ao processo de indexação da luva com o anel ou pré-sincronização PrS;

c) Estágio 3: processo indexação concluído;

d) Estágio 4: início do contado do anel sincronizador com o cone da luva, iniciando a fase de sincronização das rotações SoS;

e) Estágio 5: EoS e início do giro do conjunto anel sincronizador e engrenagem (unidos pelo atrito gerado no cone);

f) Estágio 6: segundo deslocamento livre;

g) Estágio 7: TpC da luva com a engrenagem e, consequentemente, do giro da engrenagem. Também é onde se observa o segundo esforço (ou *second bump*) de engate;

h) Estágio 8: fim do deslocamento angular da engrenagem;

i) Estágio 9: Deslocamento livre final com o engate do entalhado realizado ou FuE.

As definições de cada estágio através dos eventos apresentados facilitam o entendimento de que componentes do sistema de sincronização estão atuando, bem como a analisar as fases de máximo esforço de engate e de conforto da troca que serão detalhados na próxima seção.

2.4 A QUALIDADE DA TROCA DE MARCHA

Nessa seção serão discutidas as características e as definições apresentadas na comunidade com relação ao que se entende como qualidade da troca de marchas percebida pelo motorista durante uma troca manual.

É possível encontrar na literatura várias definições sobre o que se considera como qualidade da troca de marchas, mas definitivamente todos os artigos ou trabalhos encontrados concluem que essa definição pode ser bem abrangente e que tem "evoluído" no passar dos anos devido aos novos requisitos de qualidade demandados pelo mercado (BARBOSA, 2007; HAU, 2010; HANNEMANN, 2012).

Por muitos anos, desde o trabalho pioneiro feito por M'Ewen (1949) com a primeira análise detalhada da dinâmica dos sincronizadores até estudos bem recentes, como os apresentados por Szadkowski (1991) e Szadkowski e McNerney (1993), a preocupação principal estava no estudo da influência do máximo esforço exigido para uma troca de marchas.

Mas, devido aos requisitos mais exigentes do mercado, em trabalhos mais atuais outros parâmetros começaram a ser considerados na avaliação da qualidade da troca de marchas, como mostrado por Santosh e Chekuri (2014). Os autores realizaram as medições das forças de seleção e engate em veículos denominados de "A", "B" e "C", sendo que avaliadores deram notas subjetivas da qualidade de troca para cada um dos três nessas operações.

O veículo "A" era um projeto global, enquanto o veículo "B" era utilizado na Ásia, ambos montados com transmissões de 6 marchas. E, o veículo "C" era líder de mercado na

Índia e estava montado com uma transmissão de 5 marchas. Todos os três veículos tinham sistema de troca à cabos e motores com torque máximo entre 400 a 500 N.m.

O que se observa na Figura 20 é que os veículos “A” e “B” apresentaram esforços máximos no engate (vide ponto 3) muito próximos, mas as respectivas avaliações foram bem distintas, onde o veículo “A” foi melhor avaliado.

Fazendo uma relação direta com o que foi apresentado na seção 2.3 com suporte da Figura 16, a numeração da Figura 20 significa:

a) Desengate da marcha, entre SoD e PrS;

b) Passagem pelo ponto de neutro;

c) Sincronização, entre PrS e EoS;

d) Contato com a engrenagem ou TpC;

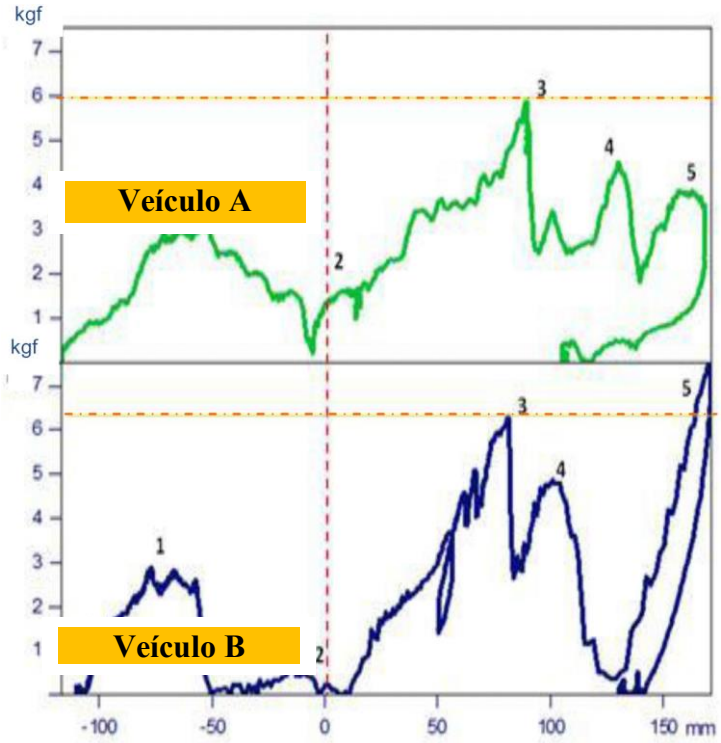
e) Fim de curso ou FuE.

Realizando análises mais detalhadas com os gráficos da Figura 20, Santosh e Chekuri (2014) demonstram que somente o esforço máximo de engate não é a única característica do sistema considerada pelo condutor na sua avaliação quanto à qualidade de troca nessa operação.

Claramente, o veículo “B” mostra um aumento e uma queda no esforço muito agressivos na região do ponto 1 durante o desengate, enquanto que o veículo “A” apresenta um comportamento bem mais suave na sua respectiva região. O veículo “A” também mostrou ter uma percepção bem melhor do início da passagem pelo neutro (ponto 2) com uma redução praticamente até zero na força de engate, indicando de forma bem evidente o fim da fase de desengate, o que não acontece no veículo “B”.

Com relação às fases 3, 4 e 5, o veículo “B” também não mostrou um comportamento muito melhor com relação ao veículo “A”. Apesar do esforço máximo do veículo “B” visto no ponto 3 ser somente 0,3 kgf maior que o veículo “A”, seu aumento acentuado com uma variação pequena de curso antecedido ainda por dois picos menores de esforço levou a notas subjetivas piores para o veículo “B”.

Figura 20 – Gráfico comparativo de forças de engate pelo deslocamento da alavanca de mudanças



Fonte: Autor "adaptado de" Santosh e Chekuri, 2014, p. (4)

Já na fase 4, o intervalo bem definido iniciado desde o fim da fase 3 levou o veículo “A” a uma percepção positiva quanto ao engate, enquanto que o veículo “B” voltou a ser mal avaliado devido à falta desse intervalo, tendo um pico de esforço logo após sua fase 3 gerando golpes na manopla da alavanca de mudanças e na mão do avaliador.

Essa característica também é mencionada em outros trabalhos como o conforto da troca de marchas ou *shift comfort*. Na definição de conforto feita por Sporleder, Mohlin e Olsson (2008) e Hau (2010), é a força necessária para passar pelo segundo esforço e o arranhar durante o período de engate da luva com a engrenagem no ponto 4. Outros autores consideram também o número de picos e a amplitude dos mesmos e sua relação com o pico da sincronização principal no ponto 3 (HAU, 2010; HANNEMANN, 2012).

Logo, conclui-se que, apesar de ter valores de esforço máximo (ponto 3) muito próximos entre os veículos avaliados, Santosh e Chekuri (2014) mostram que diferença de percepção de qualidade não é baseado somente nessa característica do sistema de troca de marchas. Essa

afirmação também já havia sido considerada em trabalhos anteriores e, relativamente, recentes (SPORLEDER, MOHLIN e OLSSON, 2008; OLIVEIRA, 2009; HAU, 2010).

Portanto, apesar de não ser o único, o esforço máximo necessário durante a troca de marchas é um fator importante na avaliação subjetiva e deve ser considerado no processo de desenvolvimento. E, junto ao esforço está o impulso da troca que é a integral do esforço no tempo da troca. Assim, mesmo que a força não seja tão alta, a necessidade de mantê-la por parte do motorista por um longo período pode levar a um desconforto (HANNEMANN, 2012).

E, mesmo não sendo o único, uma vez que é a primeira característica que o condutor tem contato, esse parâmetro é citado em vários trabalhos (SZADKOWSKI, 1991; SZADKOWSKI e MCNERNEY, 1993; YAMAMOTO et al., 2003; OLIVEIRA et al., 2008) como um dos mais críticos na percepção de qualidade da troca de marchas.

Logo, a definição de qualidade da troca não é uma tarefa simples e que pode ser representada por uma única característica do sistema de troca de marchas, envolvendo parâmetros subjetivos e objetivos observados durante todo o processo de troca, sendo dividida em algumas características principais.

Santosh e Chekuri (2014) citam também o esforço de seleção das marchas como outra característica importante para a avaliação da troca de marcha, que pode ser definida como a percepção da seleção das marchas quando o condutor movimenta a alavanca de mudanças lateralmente. Na Figura 21 (que é equivalente ao gráfico padrão da Figura 18), os autores mostram o comportamento do esforço de engate para os veículos “A”, “B” e “C” já citados anteriormente, onde a numeração presente nos gráficos da figura agora definem diferentes posições da alavanca pelo curso de seleção das marchas:

a) Fim de curso à esquerda;

b) Reação de engate da marcha ré;

c) Posição de repouso;

d) Mola de retorno;

e) Fim de curso à direita.

As avaliações feitas mostraram que o veículo “B” apresentou esforços irregulares na seleção e teve notas subjetivas ruins, enquanto os veículos “A” e “C” obtiveram notas boas para a mesma operação.

Comparando a fase 2 dos veículos “A” e “B”, nota-se um pico acentuado para esse último comparados com os picos seguintes (destaque em roxo da Figura 21b). Além disso, o veículo “B” possui um curso muito longo antes da fase 3 dando um retorno negativo quanto à percepção das janelas de engate, enquanto veículo “A” mostra uma transição bem melhor sendo melhor nessa avaliação. Outro ponto observado pelos autores é que o curso de seleção do veículo “A” é bem menor do que o veículo “B”, o que também leva a uma percepção de melhor qualidade de troca para o primeiro.

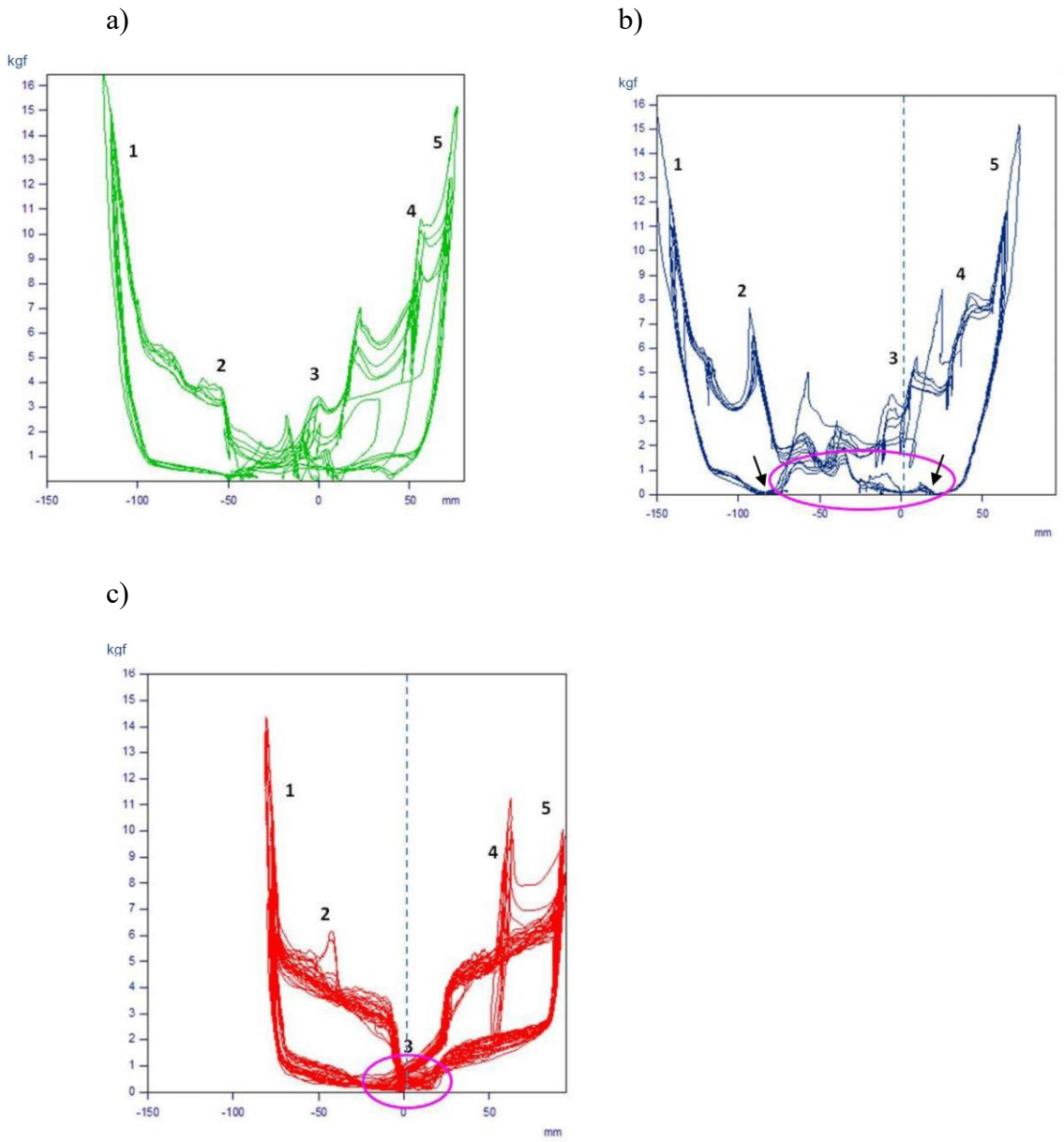
Na Figura 21c que é referente às medições do veículo “C”, observa-se um comportamento ainda melhor em termos de definição das fases, evolução do esforço pelo curso de engate e um curso ainda menor que o do veículo “A”, o que propiciou notas subjetivas iguais ou melhores.

A primeira característica a ser discutida é a precisão do sistema, que compreende a precisão durante a seleção ou no engate de uma dada marcha, sendo separada em diferentes situações observadas pelo motorista. De acordo com Sporleder, Mohlin e Olsson (2008), a precisão do sistema é definida pelos atritos, folgas e rigidez de todo o sistema de troca de marchas.

Sporleder, Mohlin e Olsson (2008) ainda citam que a operação de troca de marchas se inicia com o movimento da alavanca da marcha atual em direção à marcha seguinte. Durante essa fase a força requerida é quase totalmente definida pelos elementos de mola, sendo utilizados para propiciar a sensação de posicionamento do sistema de engate para o motorista, mostrando para o mesmo quando a marcha foi desengatada e está em neutro.

A precisão do retorno autônomo da alavanca na posição central quando em neutro devido à ação de molas, sendo que o retorno direto para essa posição é considerado como boa precisão. Outra situação é a folga da alavanca em neutro e a marcha engatada nas direções de seleção ou engate também é considerada como um critério de precisão do sistema (YAMAMOTO et al., 2003).

Figura 21 – Gráficos comparativos de forças de seleção dos veículos “A”, “B” e “C”



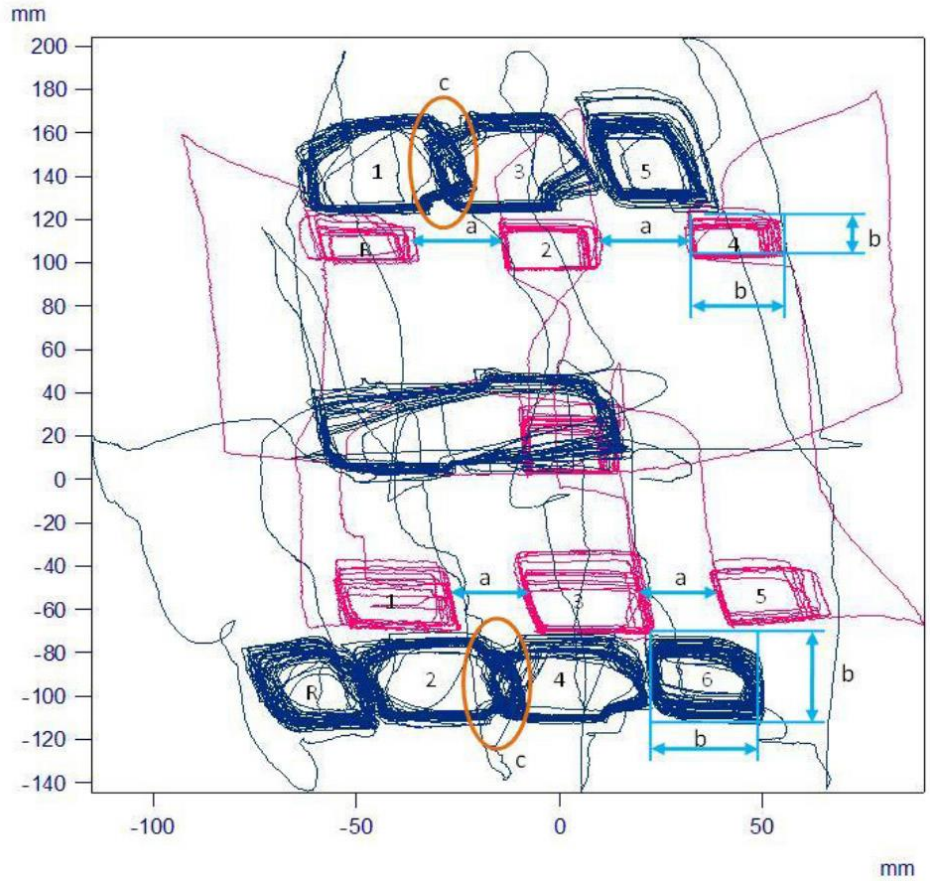
Fonte: Santosh e Chekuri, 2014, p. (3-4)
Legenda: (a) Veículo “A”; (b) Veículo “B”; (c) Veículo “C”

Santosh e Chekuri (2014) classificam essa característica como a dificuldade do motorista em identificar a correta posição de engate da 1ª e 3ª marchas, por exemplo. Outro ponto é a flexibilidade do sistema que leva a movimentos muito amplos da alavanca levando à percepção negativa sobre as posições definidas para cada marcha.

Na Figura 22 é possível ver o comparativo entre os veículos “B” e “C” citados anteriormente nesse trabalho e demonstra claramente que o veículo “C” (em rosa) possui

posições muito bem mais definidas e uniformemente espaçadas do que o veículo “B” (em azul), sendo facilmente observada as “invasões” nas regiões “c” destacadas em laranja, entre as marchas 1ª e 3ª (superior) e 2ª e 4ª (inferior). Essa maior precisão e definição das posições de cada marcha para o veículo “C” propiciou consequentemente notas subjetivas melhores na avaliação nessa característica.

Figura 22 – Posição de engate por marcha dos veículos “B” (azul) e “C” (rosa)



Fonte: Santosh e Chekuri, 2014, p. 2

Já o ruído gerado durante o processo de seleção e engate é outra característica muito relacionada com a qualidade de troca (YAMAMOTO et al., 2003; OLIVEIRA et al., 2009; HANNEMANN, 2012). Esse ruído é gerado basicamente pelas partes mecânicas do conjunto de troca de marchas, como movimentação das molas ou batidas no fim de curso da alavanca. Outra fonte de ruído é proveniente da vibração do motor e/ou da transmissão devido à uma integração não otimizada com o veículo, podendo gerar o ruído de chocalho ou *rattle*, vibração

da alavanca de mudanças e ruídos durante a troca. Esses ruídos são identificáveis durante o engate ou seleção e em qualquer condição de carga ou rotação do motor (SPORLEDER, MOHLIN e OLSSON, 2008; VETTORAZZO et al., 2014).

Outra característica que pode ser percebida pelo motorista é a vibração da alavanca, mesmo que não seja gerada pelo sistema de troca de marchas, podendo ser até observadas a olho nu. Esse tipo de vibração pode ser reduzido com a utilização de elementos de amortecimento, devendo ser utilizados com cautela por aumentar a imprecisão por afetar diretamente a elasticidade do sistema.

Algumas características são dependentes do motorista, como os aspectos ergonômicos do habitáculo do veículo, como por exemplo o acabamento da manopla ou a altura da alavanca, que podem ser irrelevantes em um primeiro momento, mas podem levar a uma percepção negativa. O alcance da alavanca de mudanças, volante e pedal de embreagem deve ser considerado durante o projeto do sistema criando um ambiente ergonômico para o motorista para a execução da troca e será discutido mais em detalhes na seção 2.6.

Como conclusão, a qualidade da troca de marchas pode ser percebida através das seguintes características:

a) Esforço máximo, tanto durante a seleção quanto para o engate;

b) Comportamento dos esforços de seleção e engate em seus respectivos cursos;

c) Impulso gerado pelas forças no tempo, no caso do engate;

d) Quantidade, amplitude e repetições do segundo esforço em relação ao máximo esforço da sincronização principal;

e) Precisão do sistema como um todo, considerando uma clara definição de todas as fases da seleção e do engate;

f) Ruídos durante a seleção e/ou engate, devido a impactos no sistema de trocas de marchas ou provenientes do *powertrain* e transmitidos para dentro do habitáculo do veículo;

g) Vibração da alavanca, gerada pelo próprio *powertrain* ou transmitidos através dele devido a irregularidades no pavimento de rolagem.

Portanto, as sete características acima serão consideradas nessa pesquisa compondo a base inicial para definição das variáveis objetivas a serem incluídas no modelo. O modelo é proposto e discutido na seção 5 desse trabalho.

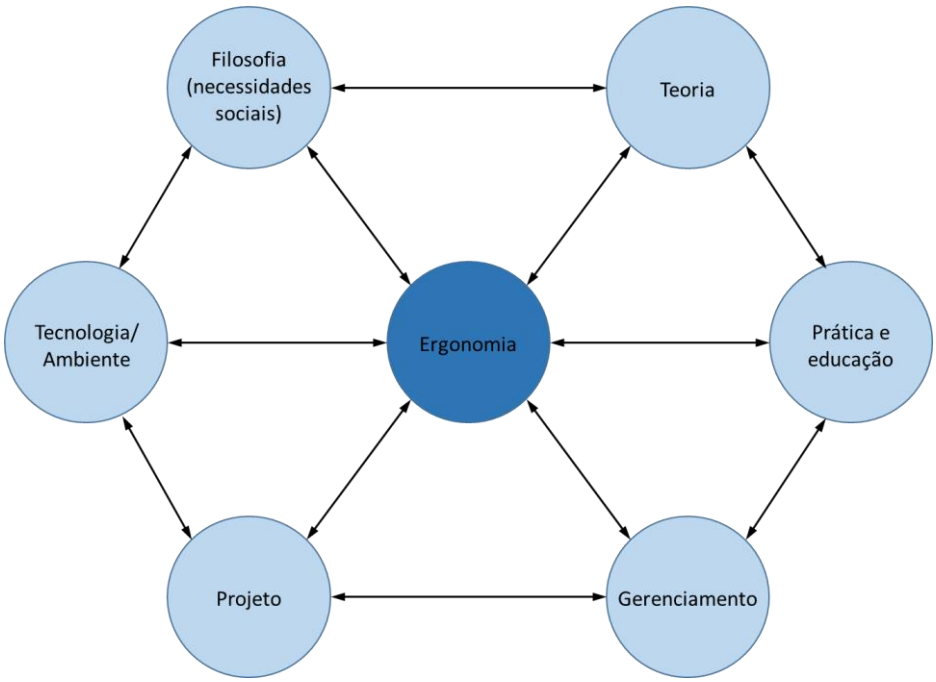
3 ERGONOMIA E FATORES HUMANOS

De acordo com Karwowski (2012), a palavra ergonomia (*ergon* + *nomos*) significa o estudo do trabalho que foi originalmente proposto e definido pelo cientista polonês B. W. Jastrzebowski como uma disciplina científica que analisaria aspectos amplos com diversas aplicações e interesses em áreas como o trabalho diário, entretenimento e raciocínio.

Karwowski (2005 apud KARKOWSKI, 2012) cita que nos últimos 60 anos o estudo de fatores humanos, que é um termo considerado pelo mesmo autor como sinônimo de HFE, tem se desenvolvido com o objetivo de analisar as interações entre o ser humano e um dado produto. Ainda segundo o autor, o estudo de HFE tem evoluído desde então para uma disciplina que busca entender a natureza da interação entre o ser humano e os elementos que o cerca, através de uma perspectiva única com relação à ciência, engenharia, compatibilidade de sistemas, tecnologia e outros.

As dimensões gerais cobertas pelo estudo da ergonomia como disciplina podem ser vistas na Figura 23.

Figura 23 – Dimensões gerais da disciplina de ergonomia



Fonte: Autor “adaptado de” Karworski, 2012, p. 4

Já a Associação Internacional de Ergonomia (2003 apud KARWOWSKI, 2012), ou *International Ergonomics Association* (IEA), "define ergonomia ou fatores humanos como a disciplina preocupada com o entendimento das interações entre humanos e os outros elementos de um sistema e é a categoria que aplica teoria, princípios, dados e métodos em projetos para otimizar o bem-estar humano e o desempenho geral de um dado sistema".

Para Czaja e Nair (2012), "o estudo de HFE tem como objetivo principal a aplicação de conhecimento sobre as habilidades humanas, limitações, padrões de comportamento, e outras características para se projetar sistemas humano-máquina".

Com o que foi exposto acima, alinhado com Karwowski (2012), o HFE tem como objetivo principal analisar e entender a interação entre pessoas e tudo o que as cerca, otimizando o bem-estar humano e o desempenho de sistemas.

As pessoas que trabalham com estudos ergonômicos são profissionais que contribuem na avaliação e projeto de tarefas, trabalhos, produtos, ambientes e sistemas para que se sejam adequados às necessidades, habilidades e limitações das pessoas envolvidas com os mesmos. Os estudos de HFE promovem uma análise abrangente com o ser humano como foco principal para o projeto de sistemas, levando em consideração fatores que tenham relevância física, cognitiva, organizacional, ambiental e social.

Os domínios dos fatores humanos considerados atualmente são listados na Figura 24:

Figura 24 – Domínios das disciplinas de medicina, psicologia e fatores humanos

Medicina	Psicologia	Fatores Humanos
Cardiologia	Aplicada	**Físico**
Dermatologia	Infantil	**Cognitivo**
Gastroenterologia	Clínica	**Organizacional**
Neurologia	Cognitiva	Conhecimento
Radiologia	Comunidade	Reabilitacional
Endocronologia	Aconselhamento	Participativo
Pulmonologia	Desenvolvimento	Interação humano-computador
Gerontologia	Educacional	Neuroergonomia
Neurociência	Ambiental	Ecológica
Nefrologia	Forense	Forense
Oncologia	Saúde	Consumidor
Urologia	Positiva	Afetivo
Oftalmologia	Organizacional	Interação humano-sistema
Psiquiatria	Social	Idade
Medicina interna	Quantitativa	Comunidade
Comunidade médica		Nanoergonomia
Medicina física		Serviço

Fonte: Autor "adaptado de" KARWOWSKI, 2012, p. 5.

Sendo que os domínios mais citados tradicionalmente são o físico, cognitivo e organizacional (ou macroergonomia) e são definidos como:

a) Físico: engloba os estudos na anatomia humana, antropometria, psicologia e características biomecânicas quando relacionadas a atividades físicas;

b) Cognitivo: estão relacionados com percepção, processamento da informação, memoria, resposta motora e razão quando relacionados com a interação do humano com diversos tipos de sistemas;

c) Organizacional: também conhecido como macroergonomia, está voltado para a análise de sistemas sócio-técnicos, englobando estruturas organizacionais, políticas e seus processos.

Chapanis (1995 apud KARWOWSKI, 2012) apresenta um desmembramento dos objetivos ainda mais específicos para serem estudados/analisados e os sumariza na Figura 25:

Figura 25 – Tópicos mais específicos para o estudo de fatores humanos

1. Objetivos operacionais básicos
    a. Reduzir erros;
    b. Melhorar a segurança;
    c. **Aumentar o desempenho do sistema**;
2. Objetivos apoiados em confiabilidade, manutenção e disponibilidade, e suporte à logística integrada
    a. Aumentar a confiabilidade;
    b. Melhorar a manutenção;
    c. Diminuir as necessidades de pessoal;
    d. Reduzir a necessidade de treinamento;
3. Objetivos que afetam usuários e operadores
    a. Melhoria no ambiente de trabalho;
    b. **Reduzir a fadiga e o estresse físico**;
    c. Aumentar a facilidade de uso;
    d. **Melhorar a aceitação do usuário**;
    e. Melhorar a aparência estética;
4. Outros objetivos
    a. Reduzir as perdas de tempo e equipamento;
    b. Aumentar a economia na produção.

Fonte: Autor "adaptado de" CHAPANIS, 1995 apud KARWOWSKI, 2012, p. 5.

Com essas definições, os domínios físico e cognitivo parecem se relacionar perfeitamente com as sete características de percepção de qualidade de troca que foram sumarizadas no final da seção 2.4, na busca em se aumentar o desempenho do sistema (1.c), reduzir a fadiga (3.b) e melhorar a aceitação do usuário (3.d).

3.1 INTERAÇÕES HUMANO-SISTEMA

Um sistema é um conjunto de elementos organizados e estruturados, podendo ser de forma hierárquica ou não, para realização de tarefas e o atingimento de seus objetivos, conforme definição dada por Czaja e Nair (2012). Ainda segundo esses autores, um sistema pode ser usualmente formado por elementos humanos e máquinas dentro de uma determinada organização ou estrutura que se interagem para atingir um objetivo comum, que possui entradas e saídas, e limitado por fronteiras que fazem a separação com elementos externos ao mesmo.

A definição de interação humano-sistema (IHS) teve uma evolução contínua durante os anos, de acordo com Barbosa e Silva (2010), sendo feita no início somente através de uma sequência de estímulos e respostas. Czaja e Nair (2012) confirmam esse fato e mencionam que inicialmente o conceito de sistema era referido como um "todo" e não como partes individuais, segundo as Leis Gestálticas como, por exemplo, a definição de região comum (WARE, 2003 apud BARBOSA e SILVA, 2010).

Com um pouco mais de detalhes, Sheridan (2002 apud CZAJA e NAIR, 2012) divide a evolução do progresso nos estudos em HFE e IHS em três fases: "A", "B" e "C". Na fase "A", estudos foram focados em sistemas aeronáuticos em geral e de armas militares com aplicação limitada nos setores automotivo e de comunicação, desenvolvendo trabalhos para aplicação de alavancas, botões e indicadores.

Durante a década de 60, a fase "B" apresentou uma participação maior de pesquisadores em discussões sobre IHS com o objetivo de se melhorar o desempenho de sistemas em geral. E, por último, a fase "C" é referente às interações humano-computador, onde foi observado uma diminuição considerável na execução de trabalhos físicos e um aumento das interações mentais com computadores e seus *softwares*.

Barbosa e Silva (2010) citam que a partir de estudos baseados na análise da capacidade cognitiva humana, a IHS passou de ser simplesmente uma operação para uma comunicação entre sistemas. Segundo os autores, uma vez conhecido o objetivo das pessoas e também sua

capacidade perceptiva e de processamento de informações é possível descobrir qual será o seu desempenho para se executar uma determinada tarefa.

Como um dos resultados desses estudos psicológicos sobre processamento de informações, foi proposto o "processador humano modelo" (CARD, MORAN e NEWELL, 1983 apud BARBOSA e SILVA, 2010) ou *model human processor* (MHP), que considera o ser humano como um processador de informações permitindo a realização de predições de algumas partes do comportamento humano com boa precisão.

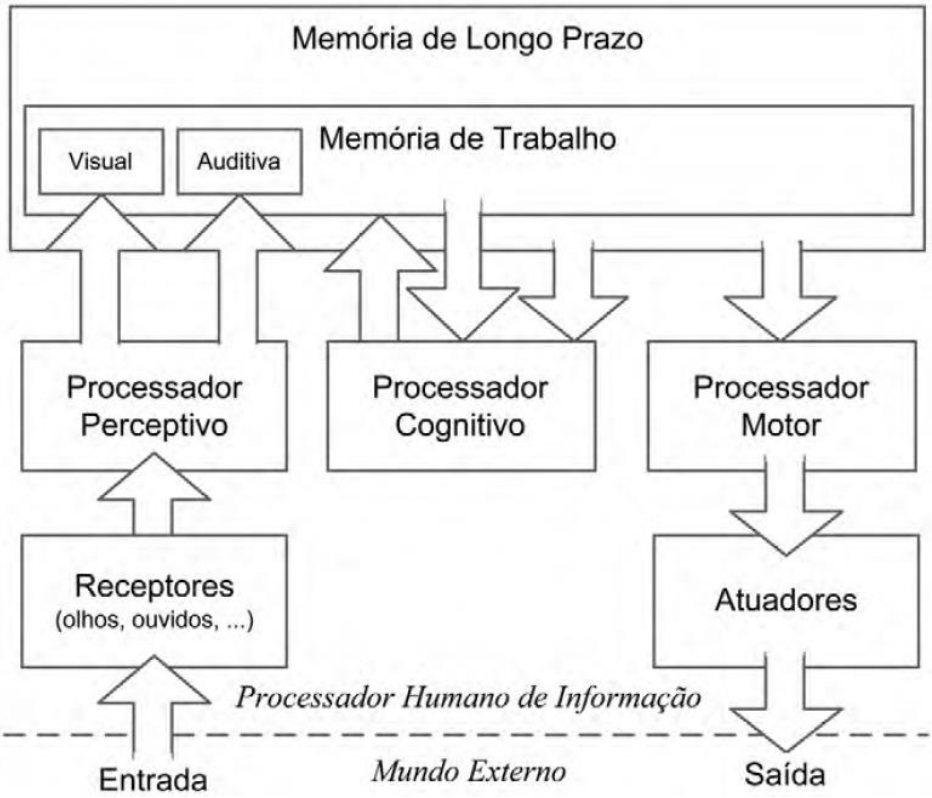
Mas, como qualquer interação entre um ser humano e o ambiente em que este se encontra envolve trocas constantes de informações de ambas as partes, conforme Proctor e Proctor (2012). Tais informações devem entrar no que os autores chamam de operador do sistema via sistema sensorial humano (ou os sentidos do olfato, visão, audição, tato e paladar), ser organizadas e reconhecidas corretamente para gerar uma decisão de como responder de forma assertiva a entrada fornecida.

Proctor e Proctor (2012) ainda mencionam que apesar de serem distintos, os sentidos do sistema sensorial humano possuem uma interação intensa na criação da percepção humana, sendo estimulado de formas diferentes, como por exemplo, a intensidade, duração e a localização da aplicação do estímulo.

A representação do MHP da Figura 26 mostra que as sensações do mundo físico são transmitidas pelo sistema perceptivo, após sua detecção pelo sistema sensorial, sendo temporariamente armazenadas em áreas chamadas de memórias sensoriais. Nesse momento, as sensações ainda possuem uma codificação física, e também apresentam um tempo de decaimento ou esquecimento rápido dependendo da frequência do estímulo externo.

A tarefa de definir quais os conteúdos das memórias sensoriais terão sua codificação modificada de física para simbólica para, posteriormente, serem armazenados na memória de trabalho, é do processador cognitivo. Essa definição se baseia na complexidade da informação percebida ou da duração de tempo em que o estímulo foi percebido.

Figura 26 – Modelo de processador humano de informações



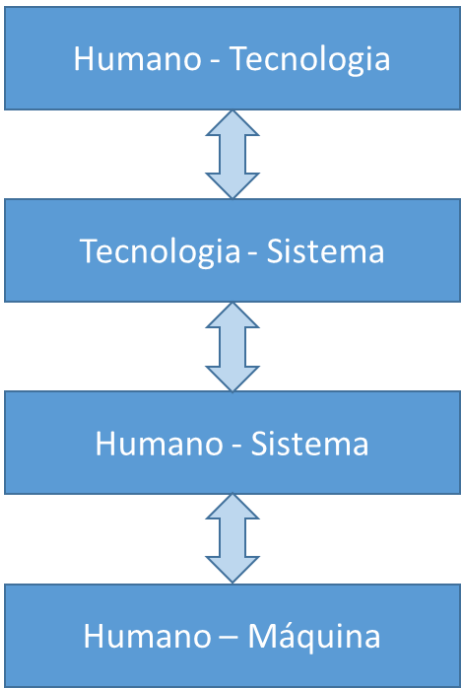
Fonte: Barbosa e Silva, 2010, p. 48

Assim, o sistema cognitivo recebe as informações que foram codificadas simbolicamente da memória de trabalho e, em conjunto com informações gravadas em outros eventos na memória de longo prazo, faz as decisões e as transmite ao nosso sistema motor (atuadores), realizando as devidas movimentações do corpo humano em resposta aos estímulos que estão sendo recebidos no momento.

Outra disciplina que também deve ser analisada durante as fases iniciais de um projeto é com relação à antropometria, que utiliza as dimensões corpóreas como forma de otimização dos benefícios propostos por um dado produto. De acordo com Robinette (2012), a aplicação de conceitos antropométricos tende a garantir a usabilidade do sistema em desenvolvimento por uma grande parte do seu público alvo.

Como tendência para o futuro, segundo Karworski (2012), o estudo de HFE guiará o projeto de novas tecnologias. Esse processo de desenvolvimento é chamado de projeto proativo, enquanto que no projeto reativo utilizado no passado uma tecnologia existente guiava a ergonomia.

Figura 27 – Visão expandida das relações humano-tecnologia



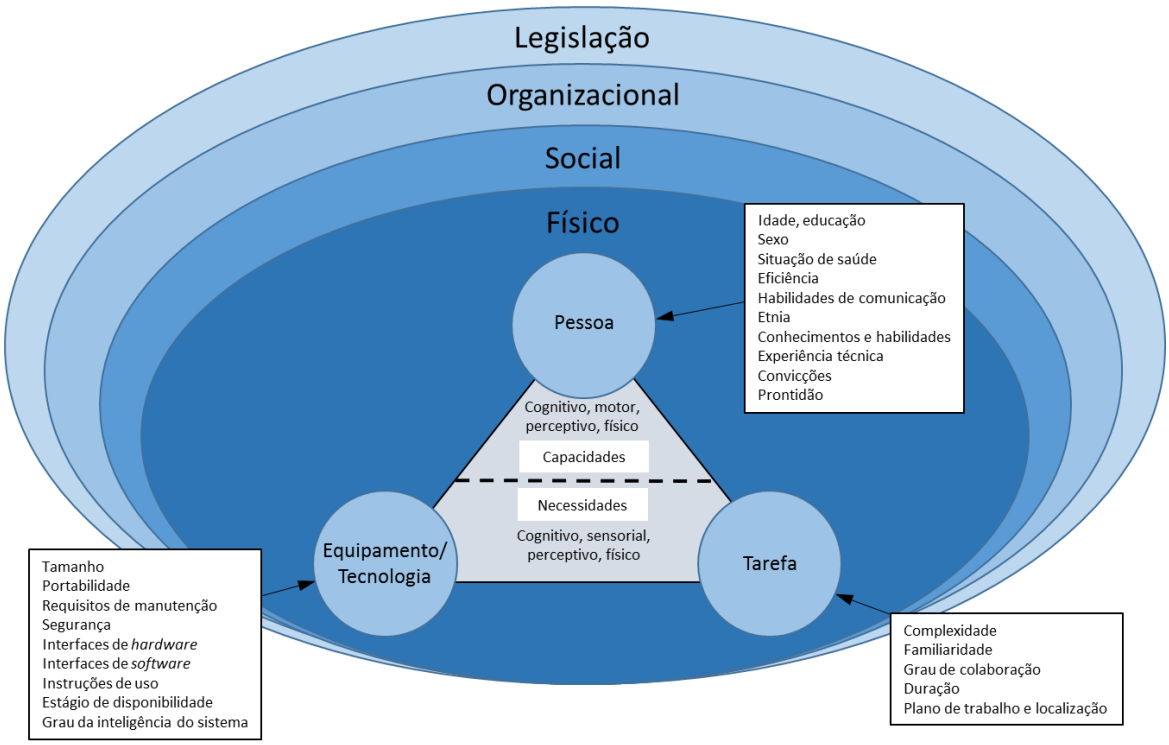
Fonte: Autor "adaptado de" Karworski, 2012, p. 7

No contexto contemporâneo dos estudos de HFE, onde são analisadas as características humanas (comportamento, limitações, habilidades, etc.) para se projetar e desenvolver máquinas, sistemas, tarefas e ambientes de uso mais adaptados, se faz necessário a avaliação em um espectro muito amplo das situações e problemas enfrentados durante um dado projeto onde as interações humano-máquina afetam o desempenho humano e a usabilidade do produto em questão.

Essa maior abrangência ampliou o foco de estudo sobre interações humano-máquina para uma análise maior sobre as interações humano-tecnologia, sendo chamada também de a disciplina da ecologia tecnológica ou *technological ecology* (KARWORSKI, 2012).

E, esse aumento contínuo no uso da tecnologia através da aplicação cada vez maior de computadores e sistemas multimídia complexos tem levado a grandes mudanças na IHS. Como resultado, o conceito de MHF apresentado na Figura 26 foi expandido por Czaja e Nair (2012) e pode ser visto na Figura 28.

Figura 28 – Modelo de HFE para sistema pessoa-tarefa-equipamento



Fonte: Autor "adaptado de" Czaja e Nair, 2012, p. 45

A Figura 28 mostra que a análise de IHS em um determinado contexto ou aplicação vai muito além das interfaces físicas. Logo, desde o início de um novo projeto de um sistema, todos os aspectos e dimensões apresentadas na figura devem ser considerados ou pelo menos analisados seus respectivos impactos no desenho do produto, como por exemplo, o sistema de troca de marchas e todas as interfaces possíveis com o motorista.

3.2 IHS APLICADO À TROCA DE MARCHAS

Como exposto nas seções 3 e 3.1, a interação do motorista com o veículo é muito mais ampla do que simplesmente considerar seu contato com a alavanca de mudanças de marchas. Dessa forma, a aplicação dos conceitos e definições apresentadas são relacionadas nesse item cobrindo as interações sofridas pelo usuário dentro do habitáculo do motorista durante uma troca de marchas.

Na literatura pesquisada é possível encontrar vários trabalhos e estudos de IHS com aplicação automotiva. Young, Bayly e Lenné (2012) publicaram uma pesquisa para avaliar as

preferências regionais de motoristas australianos, chineses e americanos com relação à percepção de usabilidade dos instrumentos do veículo. Os autores realizaram sua pesquisa buscando entender o quanto as diferenças de cultura, idioma, condições de tráfego e o próprio ambiente em si afetam a percepção de usabilidade dos instrumentos do veículo.

Alguns trabalhos baseiam sua pesquisa no acionamento dos instrumentos do veículo, como por exemplo o sistema de informações ou *Infotainment*. Nessa linha de pesquisa, Dukic et al. (2006) realizaram um estudo onde se compara o tempo de reação para acionar um determinado instrumento do veículo versus à perda de atenção ao volante (ou desvios de direção não intencionais) entre motoristas jovens e idosos. Nesse estudo foi possível verificar que motoristas com mais idade levam mais tempo para realizar o acionamento, além de terem apresentado maiores desvios de direção durante os testes.

Na mesma linha de trabalho, mas objetivando obter vantagens competitivas frente aos seus concorrentes baseado em usabilidade, Wellings, Williams e Tennant (2010) analisaram a percepção holística dos motoristas quanto ao uso dos instrumentos do veículo. Os autores conseguem concluir que além da usabilidade, a percepção do motorista também é baseada na qualidade visual do habitáculo e também pela qualidade do som gerado quando um botão de um determinado instrumento é acionado.

O uso de modelos virtuais do corpo humano foi aplicado por Majid et al. (2013) para se determinar durante o projeto do banco possíveis combinações de ajuste de posição, carga do pedal de acelerador, ajuste de posição do volante, bem como a altura do encosto que afetem o motorista quanto à fadiga. Os pesquisadores utilizaram o *software* AnyBody Modeling System® desenvolvido pela Universidade de Aalborg e mostraram que grupos musculares são mais fadigados em diversas configurações de posição ou carga das interfaces.

Trabalho similar também foi publicado por Nishikawa et al. (2014), mas fazendo o uso de sEMG para se determinar as características chave das interfaces do motorista que afetam diretamente sua capacidade de uso do volante e de realizar manobras com o veículo.

Fong et al. (2016) desenvolveram um método de aquisição de sinais biológicos para verificar a condição física (fadiga) do motorista, incluindo sEMG, que são passados à rede de controladores do veículo ou *Controller Area Network* (CAN). Uma vez na linha CAN, o sistema de diagnóstico ou *On-Board Diagnostics* (OBD) compara os dados medidos contra valores de referência e emite um sinal em caso uma variação muito grande seja detectada.

Lamotte et al. (1994) já haviam feito um trabalho na mesma direção para verificar a fadiga do motorista na região do pescoço identificando os benefícios do uso ou não do encosto de cabeça. Os autores também fizeram uso de sEMG, entretanto enfrentaram problemas de correlação e observaram também variações muito grandes nos resultados obtidos durante os testes aplicados pelos mesmos.

Objetivando mais a porção de projeto do sistema, Angerilli et al. (2001) propõe uma bancada que simula as condições de força e impulsos que podem ser observadas na manopla da alavanca durante uma determinada troca. E, mesmo precisando de alguns ajustes e não estar reproduzindo os esforços como o sistema real, o projeto apresenta grande potencial de ser aplicado em um desenvolvimento.

Tideman, Voort e Houten (2004) vão um pouco mais a fundo e apresentam um artigo onde é proposto um ambiente de prototipagem virtual ou *Virtual Prototyping Environment* (VPE). Esse sistema também visa replicar as condições enfrentadas pelo motorista utilizando tecnologias de realidade virtual, o que propicia ao usuário uma condição muito próxima ao que o mesmo pode encontrar quando estiver no veículo real. Essa proposta é mais imersiva do que a apresentada por Angerilli et al. (2001), uma vez que o mesmo é colocado dentro do ambiente do carro de testes.

A primeira definição a ser discutida é com relação à análise antropométrica do usuário com o habitáculo do motorista. Basicamente, da mesma forma como foi abordado por Robinette (2012), os estudos de antropometria em veículos são feitos somente para se verificar a capacidade de alcance dos controles (ou *reachability*) no habitáculo.

As medidas escolhidas nesse estudo foram a altura, distância do calcanhar ao ponto “H” e distância do ponto “H” até o ombro dos voluntários (vide Figura 29).

Determinar o alcance dos controles é, de acordo com Reed, Parkinson e Chaffin (2003), a primeira atividade no projeto do interior de um veículo automotivo. Ainda segundo os autores, nessa fase o alcance e a capacidade de manipular esses controles deve ser verificada para uma porcentagem aceitável da população através da aplicação do procedimento SAE J287 (2007) e SAE J1100 (2009).

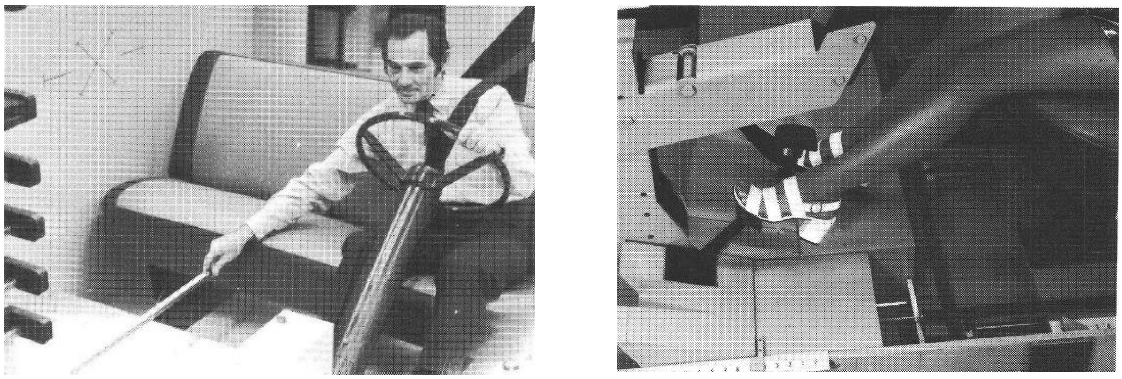
Esse procedimento foi baseado nos testes laboratoriais feitos por Hammond e Roe (1972), onde diversos voluntários realizaram avaliações em diversas atividades de manipulação e alcance de botões ou pedais. Algumas configurações dessas bancadas podem ser vistas na Figura 30.

Figura 29 – Posição do ponto “H”

Fonte: Autor “adaptado de” Barbosa, 2007, p. 23

Figura 30 – Bancadas de teste de alcance

a.) b.)



Fonte: Hammond e Roe, 1972, p. 773 e 775
Legenda: (a) Alcance com a mão; (b) Alcance com a perna

Já o trabalho apresentado por Parkinson e Reed (2006b) definiu os impactos no equilíbrio do motorista durante uma troca de marcha e girando o volante para fazer uma determinada curva com caminhões pesados. Esses estudos, apesar de muito aprofundados e de

propor superfícies por nível de esforço capazes de serem gerados pelo braço direito do motorista, estavam muito mais direcionados para melhorar a segurança nesse tipo de manobra do que para a qualidade da troca de marchas em si.

Em outro trabalho publicado, Parkinson e Reed (2006a) apresentam uma otimização no método de modelagem do motorista com o uso de manequins para diversas dimensões dentro do habitáculo, mas sempre voltado para verificações de alcance dos controles e de condições de segurança para o motorista.

Já Gragg, Yang e Howard (2012) apresentaram um estudo extremamente aprofundado de toda a estrutura do esqueleto humano onde as juntas ósseas foram representadas por sistemas de equações dinâmicas. Porém, neste trabalho, o desconforto é medido apenas pelo deslocamento das juntas durante a execução de tarefas dentro do habitáculo.

Logo, todos os trabalhos encontrados até o momento indicam que as análises antropométricas são feitas somente para garantir que o motorista consiga ativar e acessar os controles do veículo sem dificuldades e com conforto. Entretanto, esses estudos não consideram as cargas que, por exemplo, o sistema de engate transfere para a mão do motorista, o que diminuirá as superfícies calculadas, semelhantes às apresentadas por Parkinson e Reed (2006a).

Com relação ao sistema sensorial, as interações são interpretadas através de três sentidos durante a troca de marcha: a visão, a audição e o tato.

O sentido da visão é utilizado como forma de se obter a informação do “H” de marchas apresentada na Figura 10 que se encontra na manopla de forma a confirmar a posição das marchas, principalmente, da ré cuja posição de engate pode mudar entre fabricantes. Vettorazzo et al. (2014) reforçam essa importância, onde o padrão da representação do “H” de marchas é uma forma efetiva de melhorar a percepção do motorista.

A audição é normalmente utilizada pelo motorista para saber o momento da troca de marchas se baseando no ruído do motor. Durante a fase de aceleração ou desaceleração do veículo, tem-se a variação das rotações do motor que é diretamente proporcional ao ruído que este gera e é transmitido para dentro do habitáculo de forma estrutural ou aérea. O sistema auditivo do motorista capta essa informação, levando à decisão de se subir ou reduzir de marcha dependendo da situação enfrentada.

Outra situação em que a audição tem atuação relevante é a citada no fim da seção 2.4, onde durante uma troca de marcha o sistema de troca apresenta algum tipo de ruído. Esses ruídos podem ocorrer devido ao atrito de peças sem a lubrificação adequada ou pela transmissão

de batidas de dentes e/ou sincronizadores (*rattle noise*), por exemplo. Em ambos os casos, a percepção de qualidade será negativa, demandando a manutenção do sistema de troca de marchas.

Já o tato também será responsável por detectar três situações enfrentadas pelo motorista durante uma troca de marchas. A primeira se refere ao acabamento da manopla da alavanca onde acontece o contato direto da mão do motorista, sendo de extrema importância a ausência de rebarbas e ser manufaturada com um material que propicie um contato agradável ao toque (VETTORAZZO et al., 2006; YOU et al., 2006; BARBOSA, 2007; OLIVEIRA et al., 2009;).

A segunda situação é referente ao caso de se ter uma quantidade de picos de esforço após o EoS e que é percebido através de uma pequena vibração na manopla durante o engate. E, de acordo com Proctor e Proctor (2012), uma das formas comprovadas de se transmitir informações complexas é se usar a percepção de vibração através do tato, sendo que sua percepção pode variar com a frequência e amplitude da vibração e a área do corpo em contato do objeto transmissor.

Esse conceito também foi trabalhado por Frisoli, Avizzano e Bergamasco (2001) no desenvolvimento de um manche ou *joystick* com 2 graus de liberdade para a simulação de trocas de marcha em uma transmissão manual em uma bancada, objetivando obter o mesmo comportamento da transmissão em análise em bancada com aplicação do conceito de *haptic feedback*.

Outro trabalho que segue esse mesmo conceito foi desenvolvido por Rosario et al. (2010) em uma pesquisa para se determinar as frequências e amplitudes a serem aplicadas no pedal de freio do veículo como forma de alarme de uma colisão frontal. Com o objetivo de diminuir a carga visual do motorista durante a condução do veículo, sistemas avançados de assistência ao motorista ou *Advanced Driver Assistance Systems* (ADAS) também têm sido desenvolvidos utilizando o conceito de interfaces com *haptic feedback*, mostrando que os sistemas táctil e muscular são um meio muito eficiente na transmissão de informações sendo considerada uma interação humano-máquina de alto desempenho.

Com relação ao papel do sistema cognitivo em todo o processo de troca de marchas, o trabalho detalhado feito por Shinar, Meir e Ben-Shoham (1998) mostra o quanto uma troca de marchas manual pode ser feita de forma automática pelo motorista. Os resultados mostraram que motoristas com menos idade e/ou com pouco tempo de habilitação para dirigir

apresentaram mais dificuldades em realizar a troca de marchas manualmente quando comparado com motoristas com maior maturidade e treinamento.

Isso mostra claramente que um sistema cognitivo mais desenvolvido junto com uma memória de longo prazo com mais informações ou uma maior familiaridade com a tarefa (Figura 28) facilitou a realização da mesma. Dessa forma, a consideração do domínio cognitivo no equacionamento do modelo proposto por esse trabalho é extremamente importante. Já o domínio organizacional também parece afetar a percepção da qualidade da troca de marchas, uma vez que o valor e a marca de um veículo ainda são considerados como uma forma de mostrar e/ou consolidar a classe social e financeira do usuário.

4 A TÉCNICA DE ELETROMIOGRAFIA

Com o objetivo de entender qual a parcela de contribuição da porção física humana na percepção subjetiva da qualidade da troca de marchas, a necessidade de mapear o comportamento muscular durante essa atividade se torna mandatória. Assim, a aplicação de sEMG se torna uma alternativa poderosa para a realização desse mapeamento e a posterior melhor compreensão da atividade muscular e os seus impactos na avaliação subjetiva dada pelos voluntários durante os testes.

A sEMG cinesiológica é reconhecida como uma ferramenta de avaliação em pesquisa aplicada, reabilitação/fisioterapia, treinamentos esportivos e determinação das interações do corpo humano com produtos e ambientes de trabalho (KASMAN e WOLF, 2002; KONRAD, 2006; WEISS, WEISS e SILVER, 2016).

Dando mais detalhes sobre os principais benefícios no uso de sEMG, Konrad (2006) menciona:

a) Permite a observação do comportamento do músculo;

b) Levantar o desempenho do músculo;

c) Auxilia na tomada de decisão no pré e pós-operatório;

d) Auxilia o indivíduo a identificar e treinar um músculo em questão;

e) Documenta os regimes de treinamento;

f) Permite a análise para uma melhora de desempenho esportivo;

g) Analisa a resposta muscular em estudos ergonômicos.

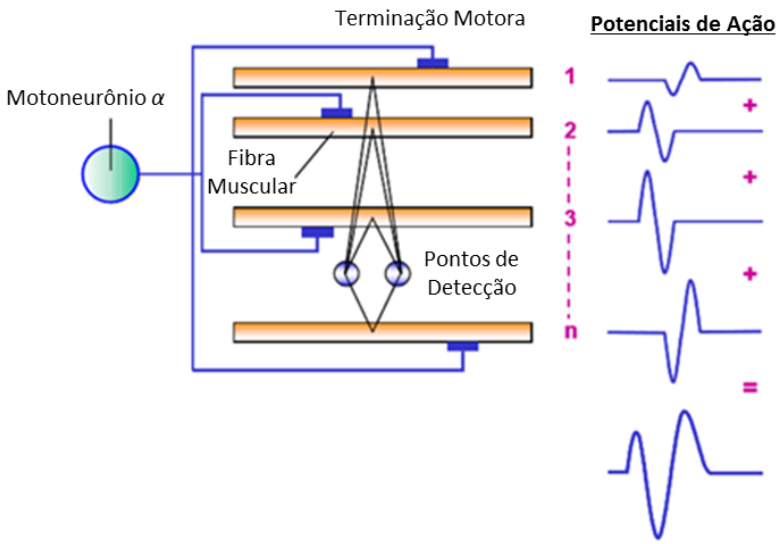
A Figura 31, mostra que, como a unidade motora é composta por várias fibras, que estão dispostas espacialmente de forma aleatória e com diferentes distâncias com relação ao eletrodo de captação, o sinal final será uma somatória dos sinais individuais de cada fibra.

Se existir diversas unidades motoras sendo acionadas, o sinal final, também conhecido como potencial de ação da unidade motora ou *Motor Unit Action Potential* (MUAP) será a somatória dos sinais resultantes de cada unidade motora (KONRAD, 2006; REAZ, HUSSAIN e MOHD-YASIN, 2006; WEISS, WEISS e SILVER, 2016).

E, como citado por Konrad (2006), os MUAP's de todas as unidades motoras detectadas sob o eletrodo de superfície são eletricamente sobrepostos e podem ser observados como uma distribuição simétrica com amplitudes positiva e negativa, tendo zero como valor médio.

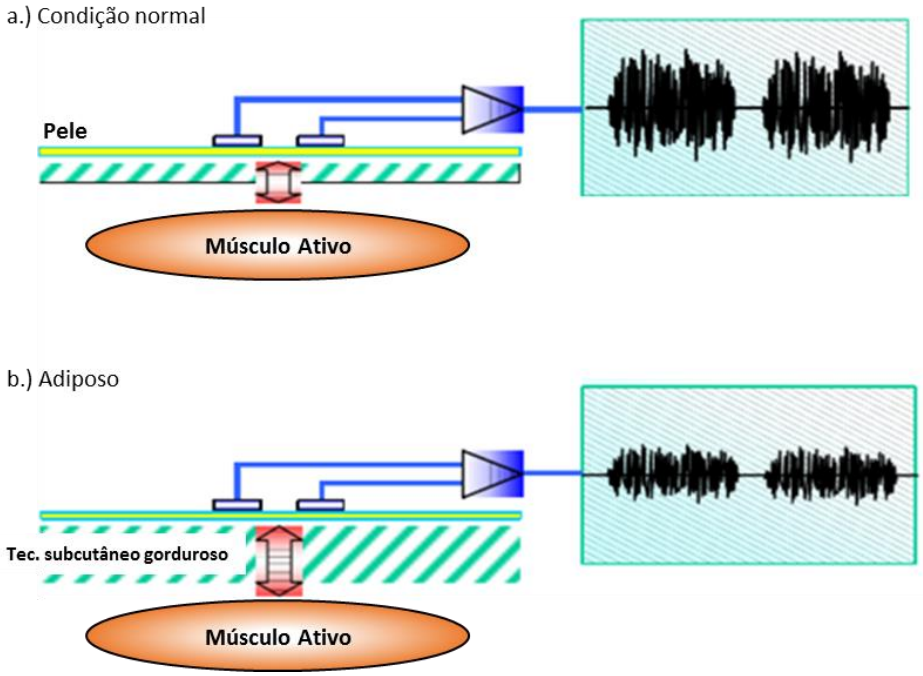
Outro ponto levantado pelo autor é que as camadas de pele e tecido conectivo formam um filtro passa-baixa natural, o que afeta diretamente o sinal original de sEMG medido. Apesar de o corpo humano ser um bom condutor elétrico, variações dessa condutividade são observadas devido ao tipo de tecido, espessura, mudanças fisiológicas e temperatura (Figura 32). Essas condições podem variar de indivíduo para indivíduo, e até mesmo no mesmo indivíduo.

Figura 31 – Representação da somatória dos sinais de um grupo de fibras



Fonte: Autor "adaptado de" Konrad, 2006, p. 9

Figura 32 – Representação do sinal de sEMG devido às variações no tipo e condições do tecido



Fonte: Autor "adaptado de" Konrad, 2006, p. 12

Portanto, a comparação direta das amplitudes do sinal de sEMG entre os indivíduos observados não pode ser feita, necessitando que sejam normalizados antes de qualquer análise dos esforços capturados durante uma determinada atividade. Uma técnica muito utilizada é a normalização através do esforço na máxima contração voluntária ou *maximum voluntary contraction* (MVC), que será explicada em mais detalhes na seção 6.2 (KNUTSON et al., 1994; MATHIASSEN, WINKEL e HÄGG, 1996; KONRAD, 2006).

Com relação a sua aplicação em estudos veiculares é possível encontrar alguns trabalhos relacionados, como os publicados por Lamotte et al. (1994), Gomez-Gil et al. (2011), Nishikawa et al. (2014), Fong et al. (2016), Duque e Aquino Jr. (2015 e 2016), embora somente os dois últimos estudos utilizam a técnica de sEMG para correlacionar a percepção de qualidade por parte do motorista. Os demais trabalhos, apesar de serem extremamente completos e com relativa aplicação prática, em sua grande maioria se propõem a analisar a porção de fadiga durante uma determinada atividade.

Entretanto, a aplicação de sEMG tem se mostrado extremamente sensível gerando diferentes tipos de contratempos na qualidade dos sinais medidos em vários trabalhos publicados. Os problemas enfrentados pelos pesquisadores levaram desde a não utilização e/ou

correlação de grupos musculares (GANDY et al., 1980; GRÖNLUND et al., 2005; VAN DEN BOGERT et al., 2013) até ao total descarte de voluntários (LAMOTTE et al., 1994).

Assim, aquisição dos sinais eletromiográficos dos grupos musculares de cada voluntário é considerada a atividade mais crítica de todo o experimento desse trabalho e será avaliada em detalhes.

5 O MODELO PROPOSTO: PREDICTED HUMAN RATING (PHR)

O modelo proposto neste trabalho compreenderá a percepção de qualidade da troca como um todo, ou seja, não é somente sobre uma avaliação específica de um determinado evento que venha a ocorrer durante a troca de marcha, como, por exemplo, realizado por Hannemann (2012).

Outro ponto a ser abordado é que o modelo a ser proposto é linear nos parâmetros ou coeficientes, uma vez que as propostas não-lineares encontradas na literatura não mostraram relevância estatística nem correlações aceitáveis (HANNEMANN, 2012; DUQUE e AQUINO JR., 2015) que justificassem a adicional complexidade de sua aplicação nesse trabalho (REGAZZI, 2002; GONÇALVES et al., 2005; RANGANATHAN, 2015). Assim, a Eq.(2) mostra o formato básico escolhido para realizar a regressão linear e a respectiva análise multivariada dos dados obtidos:

$$PHR = \beta_0 + \beta_1.X_1 + \beta_2.X_2 + \beta_3.X_3 + \ldots + \beta_i.X_i + e \qquad (2)$$

Onde PHR é a nota subjetiva estimada dada pelo avaliador, ou *predicted human rating*, β_0 é a constante da reta e os demais β são os estimadores da regressão para as respectivas variáveis X_i analisadas nesse estudo.

O modelo proposto é composto pelos seguintes grupos de variáveis:

a) Objetivas: são as variáveis desse estudo que podem ser medidas por instrumentos ou por *software*, como por exemplo as forças de engate e/ou seleção, deslocamentos e impulsos na manopla da alavanca de mudanças;

b) Antropométricas: esse grupo define as proporções corpóreas de cada voluntário selecionado para o teste cobrindo a porção da pesquisa referente à capacidade de alcançar (ou *reachability*) ou manipular os controles do veículo;

c) Demográficas: por definição, a demografia tem como objetivo analisar os dados populacionais: crescimento demográfico, emigração, taxa de natalidade, taxa de mortalidade, expectativa de vida, distribuição populacional por áreas, faixas de

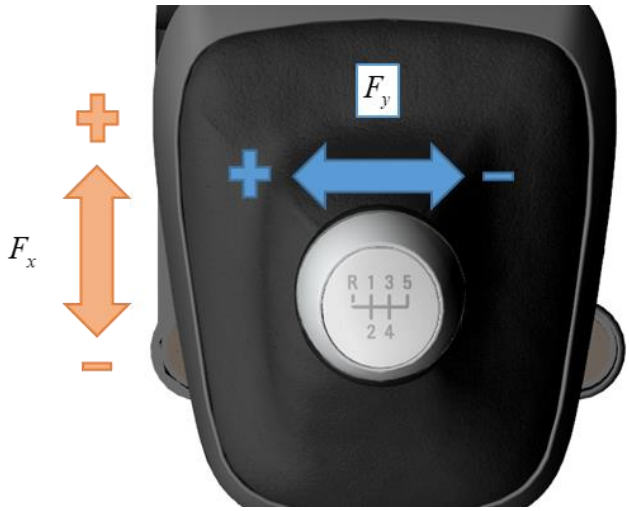
idade, entre outros. Nessa pesquisa, as variáveis desse tipo são utilizadas para se obter a representação demográfica dos voluntários dos testes;

d) sEMG: são os sinais eletromiográficos aquisitados dos grupos musculares escolhidos dos voluntários (vide seção 6.2) durante as avaliações veiculares.

Com relação ao grupo de variáveis Objetivas, a escolha foi feita com base nas discussões desenvolvidas na literatura disponível sobre o tema. Entretanto, devido à baixa quantidade de informações sobre correlação e/ou relevância estatísticas disponíveis nas pesquisas publicadas, existe a necessidade de potencializar os resultados desse grupo. Assim, objetivando maximizar esse grupo, são propostas variáveis objetivas adicionais para o modelo, além das apresentadas nas seções 2.3 e 2.4.

Dessa forma, a proposta de variáveis Objetivas adicionais se inicia na contextualização das forças de engate F_x e de seleção F_y nas suas respectivas direções de atuação mostradas na Figura 33, ambas referenciadas no centro da manopla da alavanca de mudanças.

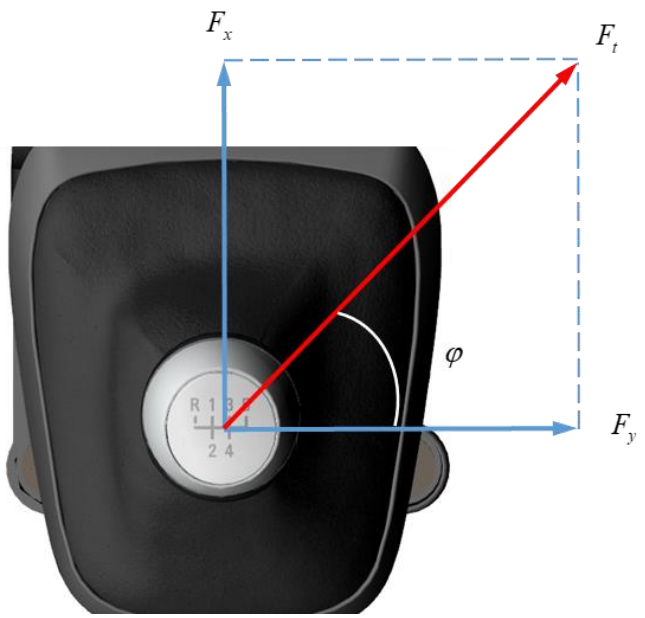
Figura 33 – Orientação das forças de engate F_x e de seleção F_y



Fonte: Autor

Destaca-se que as forças F_x e F_y são componentes da força total efetiva F_t, que dependendo da sua variação em módulo e direção, afeta diretamente essas duas componentes no tempo. Quanto maior o módulo de F_t e menor o ângulo φ, maior será a ação da força muscular na direção de F_y, o que evidencia uma possível perda devido ao atrito entre os componentes do mecanismo de troca na alavanca. Assim, com a definição e o entendimento do comportamento de F_t e φ é possível se avaliar a real efetividade da aplicação da força de engate F_x, que é a ação objetivo (engate de marcha) do motorista, durante uma troca.

Figura 34 – Representação gráfica da força total efetiva F_t



Fonte: Autor

Assim, aplicando trigonometria básica, tem-se que o ângulo φ é calculado por:

$$\tan\varphi = \frac{F_x}{F_y} \tag{3}$$

Portanto, o valor de F_t é obtido através de:

$$F_x = F_t.\text{sen}\varphi$$

$$F_t = \frac{F_x}{\text{sen}\varphi} \tag{4}$$

Já o fator de efetividade $\text{sen}\varphi$ representa o quanto o voluntário está aplicando de força para realizar o engate propriamente dito, e não gastando sua energia empurrando a alavanca lateralmente ao invés de ir no sentido do engate da marcha desejada. Como $\text{sen}\varphi$ varia por todo o tempo de troca, para a análise multivariada são considerados os valores máximo, mínimo, sua média e a mediana desse fator.

As variáveis Antropométricas são escolhidas para se obter a melhor relação de proporcionalidade corpórea de cada voluntário e estão detalhadas no Apêndice F. As medidas seguem referências ósseas conforme as recomendações feitas por Wu et al. (2002, 2005):

a) Altura (*Height*);

b) Largura do quadril (*Hip*);

c) Quadril ao ponto "H" (*Hip to H-point*);

d) Calcanhar ao ponto "H" (*Heel to H-point*);

e) Ponto "H" à junta Acromioclavicular (AJ) (*H-point to Acromioclavicular Joint*);

f) Proporção tronco/pernas (*Ratio*);

g) Quadril à Incisura Jugularis (IJ) (*Hip to Incisura Jugularis*);

h) Ombro ao cotovelo (*Shoulder to Elbow*);

i) Cotovelo à mão (*Elbow to Hand*);

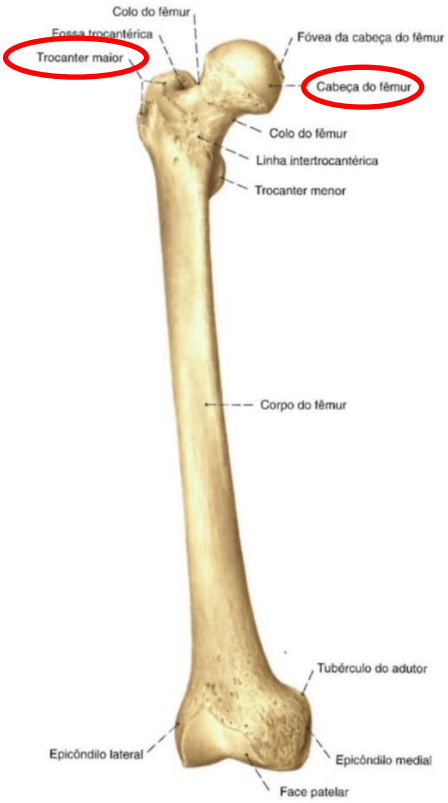
j) Mão (*Hand*);

k) Largura de ombro a ombro (*Shoulder to Shoulder*).

Um ponto a ser discutido é de como localizar o ponto "H" de forma minimamente precisa uma vez que, por definição (BARBOSA, 2007), é o centro da articulação do Fêmur com o osso do quadril. Esse ponto é inclusive a origem do sistema de coordenadas local recomendado por Wu et al. (2002) no centro da cabeça do Fêmur.

Entretanto, não sendo possível apalpar esse ponto, é considerado para a definição do ponto “H” o Trocanter Maior do Fêmur, por se encontrar muito próximo da cabeça do Fêmur na direção vertical. Assim, como o objetivo é se obter o comprimento das pernas através de uma referência conhecida, essa aproximação é bem razoável.

Figura 35 – Detalhes do Fêmur



Fonte: Autor “adaptado de” Sobotta, 2000, p. 276

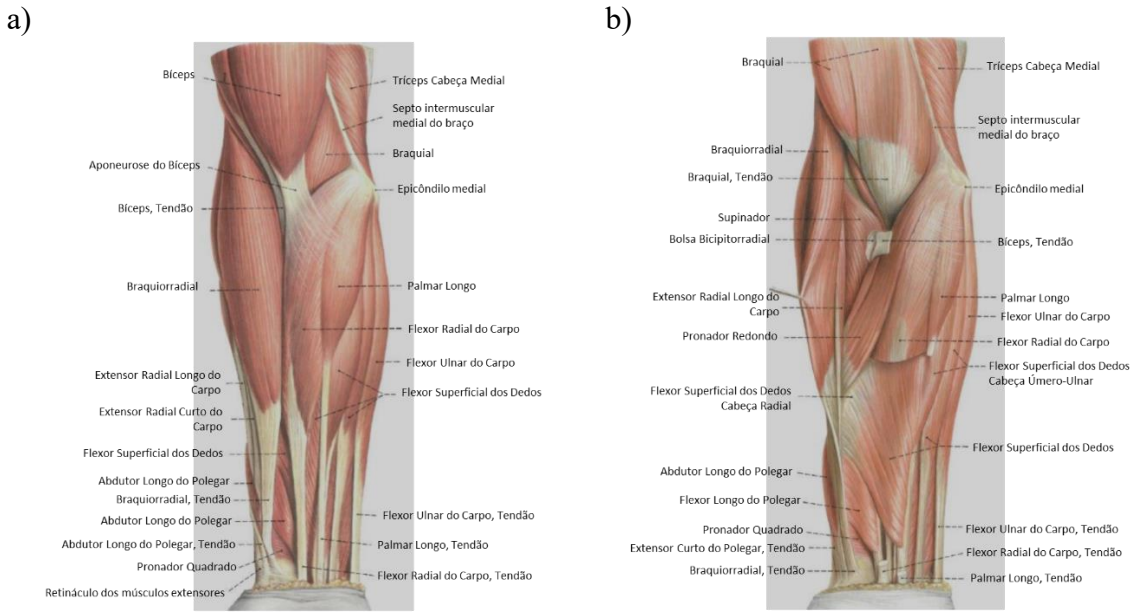
Para o grupo de variáveis Demográficas compreendem informações que caracterizam a população de voluntários quanto à sua idade, sexo, experiência em dirigir veículos automotivos entre outros. Também é controlado por esse mesmo grupo o estado físico e o horário de realização do teste por voluntário.

Os grupos musculares escolhidos para as variáveis de sEMG são apresentados com suas respectivas funções tendo como base na função motora básica para se realizar as trocas de marchas requeridas para o teste (THOMPSON e FLOYD, 1997; SOBOTTA, 2000; INNERBODY, 2017). Entretanto, alguns deles não são possíveis de apalpar e, consequentemente, posicionar o eletrodo de sEMG diretamente sobre o mesmo. Um exemplo

dessa situação é mostrado na Figura 36 com relação ao acesso ao músculo Flexor Superficial dos Dedos que é responsável pela flexão dos dedos, punho e (fraca) do cotovelo.

Entretanto, o Flexor Superficial dos Dedos é um músculo que, além de estar coberto principalmente pelo Flexor Radial do Carpo, está em região muito congestionada com diversos tendões de outros grupos musculares ao redor. Essa situação em si impossibilita uma aquisição precisa através de eletromiografia de superfície, o que força a necessidade de se aderir o sensor de sEMG em um músculo próximo ou mais superficial à pele.

Figura 36 – Detalhe da posição do Flexor Superficial dos Dedos



Fonte: Autor "adaptado de" Sobotta, 2000, p. 198-199
Legenda: (a) Vista anterior dos músculos do antebraço do lado direito; (b) Vista anterior da camada média dos músculos do antebraço do lado direito após a remoção parcial dos músculos Palmar Longo e Flexor Radial do Carpo

Assim, o posicionamento dos eletrodos foi feito sobre os músculos mais superficiais à pele, diretamente nos músculos escolhidos ou sobre os que os sobrepõe. Logo, são detalhadas as funções desses grupos superficiais mostrando sua relação com movimentos necessários para as trocas de marchas:

a) Peitoral Maior:

- Adução horizontal tracionando o braço da posição horizontal no sentido de cruzar o tórax;

- Realiza o giro do Úmero no sentido medial;
- Adução do braço da posição abduzida no sentido do corpo para baixo;
- Realiza a flexão do braço através das fibras superiores;
- Movimentação posterior do Úmero de uma posição fletida através das fibras superiores;
- Fibras superiores promovem a abdução do braço de uma posição abduzida a 90°;
- Suporta os músculos Serrátil e Peitoral Menor na abdução verdadeira da escápula (sem rotação), realizando uma função secundária nesse movimento (para detalhes, vide Anexo A);

b) Deltoide:

- Abdução lateral do braço afastando do corpo;
- Fibras anteriores flexionam o braço anteriormente, enquanto que as posteriores o movem posteriormente;
- Adução horizontal realizada pelas fibras anteriores aproximando o braço ao tórax no plano horizontal;
- As fibras anteriores auxiliam na rotação do braço no sentido do tórax;
- Extensão é feita por meio das fibras posteriores movendo o braço posteriormente;
- Rotação do braço no sentido afastando o mesmo do tórax é feita com o auxílio das fibras posteriores;

c) Bíceps:

- Realiza a flexão do cotovelo;
- Supinação do antebraço;
- Exerce uma articulação leve do cotovelo;

d) Flexor Radial do Carpo:

- Flexiona o punho;
- Promove a abdução do punho;

- Realiza leve flexão do cotovelo;
- Cobre totalmente o Flexor Superficial dos Dedos, que é o músculo alvo por ser o principal responsável pela flexão dos dedos exceto o polegar;

e) Latíssimo do Dorso:

- Realiza a adução do braço de baixo para o lado e para a direção mediana do corpo;
- Estende o braço fletido posteriormente;
- Auxilia os músculos Teres Menor e Teres Maior na adução da escápula em direção da linha mediana do corpo;

f) Tríceps Cabeça Lateral:

- Estende o cotovelo;

g) Tríceps Cabeça Longa:

- Estende o cotovelo;
- Extensão da articulação do ombro;

h) Extensor dos Dedos:

- Estende os dedos, menos o polegar;
- Estende o punho;
- Promove leve extensão do cotovelo.

Dessa forma, a Figura 37 reúne todas as variáveis a serem consideradas no modelo linear da Eq.(2), que serão obtidas através das aquisições de dados durante os testes, por meio do pré-questionário (Apêndice D) e simples cálculo com os valores das variáveis obtidas:

Figura 37 – Lista de variáveis para o modelo linear proposto

Objetivas	**Antropométricas**	**Demográficas**	**sEMG**
Força de Seleção (N) [a]	Altura (m) [c]	Horário do Teste (h)[c]	Bíceps [a]
Força de Engate (N) [a]	Peso (kg) [c]	Como está se sentindo? (-) [c]	Tríceps Cabeça Lateral [a]
Força Total (N) [b]	Largura do Quadril (mm) [d]	Sexo (-) [c]	Tríceps Cabeça Longa [a]
Integral da Sincronização (Nm.s)[b]	Quadril – Ponto "H" (mm) [d]	Idade (anos) [c]	Deltoide [a]
DBR (-) [b]	Base Pé – Ponto "H" (mm) [d]	Tempo de Carta (anos) [c]	Peitoral Maior [a]
Integral DBR (Nm.s) [b]	Ponto "H" – AJ (mm) [d]	Cidade, Estrada ou Balanceado (-) [c]	Latíssimo do Dorso[a]
Fator de Efetividade Máximo (-) [b]	Proporção Tronco / Pernas (-) [b]	Frequência que dirige por semana (-)[c]	Flexor Radial do Carpo [a]
Fator de Efetividade Mínimo (-) [b]	Quadril – IJ (mm) [d]	Tipo de Veículo (-)[c]	Extensor dos Dedos [a]
Fator de Efetividade Médio (-) [b]	Ombro – Cotovelo (mm) [d]	Manual ou Automático (-)[c]	
Mediana do Fator de Efetividade (-) [b]	Cotovelo – Mão (mm) [d]	Valor do Veículo (R$) [c]	
	Mão (mm) [d]		
	Ombro D/E (mm)[d]		

Fonte: Autor
Legenda: (a) Aquisitado durante os testes em pista; (b) Calculado; (c) Obtido através do pré-questionário; (d) Medido durante a fase de preparação dos voluntários;

Por se tratar de um processo de exploração quanto a relevância das variáveis apresentadas na Figura 37 com relação às notas subjetivas dadas pelos voluntários, todas são avaliadas estatisticamente no modelo linear da Eq.(2). Dito isso, a regressão linear é realizada com um total de 40 variáveis, resultando em um modelo relativamente grande e complexo.

O objetivo do modelo é alcançar não somente valores de R^2 ajustados altos, mas, mais importante ainda, que seus estimadores lineares β tenham relevância estatística dentro de um intervalo de significância de 95%. Dessa forma, o modelo tem uma alta correlação entre as variáveis independentes com a dependente, no caso *PHR*, além de ser aplicável em grandes populações.

O *software* escolhido para se realizar o cálculo dos estimadores β, testes *t*, matrizes de correlação, fatores de inflação de variância e análises fatoriais é o SPSS® Statistics v.19 desenvolvido pela IBM.

O modelo proposto é validado através das medições feitas em pista em conjunto com as respostas dadas por cada voluntário no pré-questionário e suas respectivas medidas antropométricas.

6 INSTRUMENTAÇÃO E O PROTOCOLO DE TESTES

Para se definir os estimadores β do modelo proposto com as variáveis a serem consideradas na Figura 37, a realização de testes com voluntários se faz necessário. Assim, essa seção detalha os equipamentos e *softwares* necessários para a realização da pesquisa em campo para definir e validar um modelo que englobe tanto os esforços, deslocamentos e impulsos na alavanca quando capturar os sinais de sEMG dos grupos musculares envolvidos durante as trocas de marchas.

Também é apresentado o protocolo de testes, bem como todas as variáveis a serem consideradas no modelo linear proposto inicialmente que tem sua correlação e relevância estatística verificados com o uso dos dados medidos da pesquisa de campo.

6.1 A INSTRUMENTAÇÃO UTILIZADA

Assim como o teste realizado para realizar a comparação vista na Figura 2, as avaliações desse trabalho são realizadas em uma pista dentro do Campo de Provas da Cruz Alta (CPCA) de propriedade da General Motors do Brasil (GMB). Dessa forma, as avaliações são realizadas em um ambiente totalmente controlado, propiciando assim uma repetitividade das condições de testes para todos os voluntários.

O veículo escolhido para realização dos testes em pista é do segmento "C" montado com um motor de 4 cilindros 1.8l E100 (Etanol hidratado) Flex e uma transmissão de tração dianteira, semelhante à da Figura 3a, com seis marchas à frente e uma à ré, todas sincronizadas, com sistema de troca por cabos. O mesmo foi modificado para receber uma fonte de 110V para os equipamentos de aquisição de dados, bem como para os *notebooks* com os respectivos *softwares* de aquisição e tratamento, e uma régua de 12V para alimentar o equipamento de aquisição dos esforços de troca na manopla da alavanca de mudanças.

Também foi feita uma revisão completa no sistema de troca de marchas de forma a garantir que o sistema esteja devidamente ajustado e não apresentando ruídos. Dessa maneira, as características de percepção quanto à precisão do sistema e os ruídos em geral citadas no fim da seção 2.4 estão sob controle e para não influenciarão na avaliação dos voluntários.

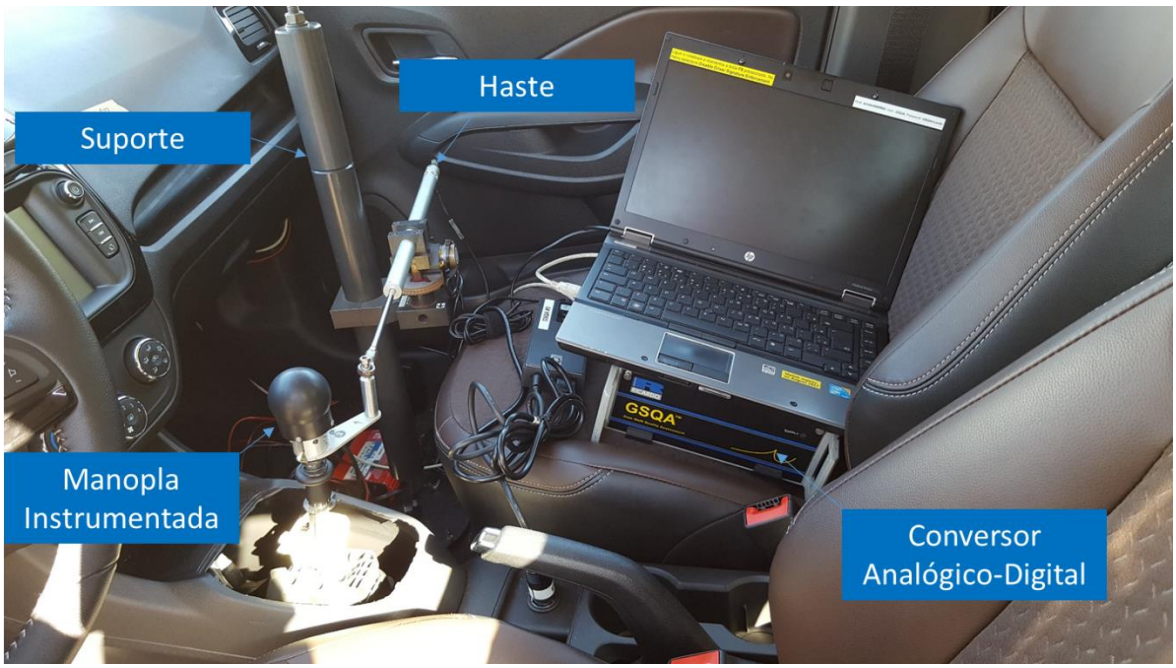
A característica que compreende a vibração da alavanca devido a irregularidades no pavimento e/ou provenientes do *powertrain*, também foi considerada sob controle uma vez que, como mencionado na seção 2.4, o sistema a cabo propicia o devido isolamento da alavanca com o resto do veículo.

Assim, nenhuma influência referente a essas características deve ser esperada durante os testes, mas são controladas através de um pós-questionário aplicado com cada voluntário após a conclusão de seu respectivo teste (vide Apêndice E).

A instrumentação e equipamentos necessários para as aquisições durante os testes propostos são divididos em dois: um para a medição das forças de seleção e engate, bem como os respectivos deslocamentos em X_{knob} e Y_{knob} na manopla da alavanca de mudanças, enquanto o segundo equipamento é usado para capturar os sinais de sEMG durante cada troca de marcha.

O equipamento responsável por capturar (aquisição de dados) os esforços e deslocamentos na manopla é o *Gear Shift Quality Analysis®* (GSQA), desenvolvido especificamente para essa atividade pelo fornecedor Ricardo UK Ltd para a GPS-SA. O equipamento consiste de uma manopla instrumentada, um conversor analógico-digital, um *notebook* e um *software* de aquisição e tratamento de dados também dedicado a essa tarefa (Figura 38).

Figura 38 – Instalação do equipamento de aquisição Ricardo

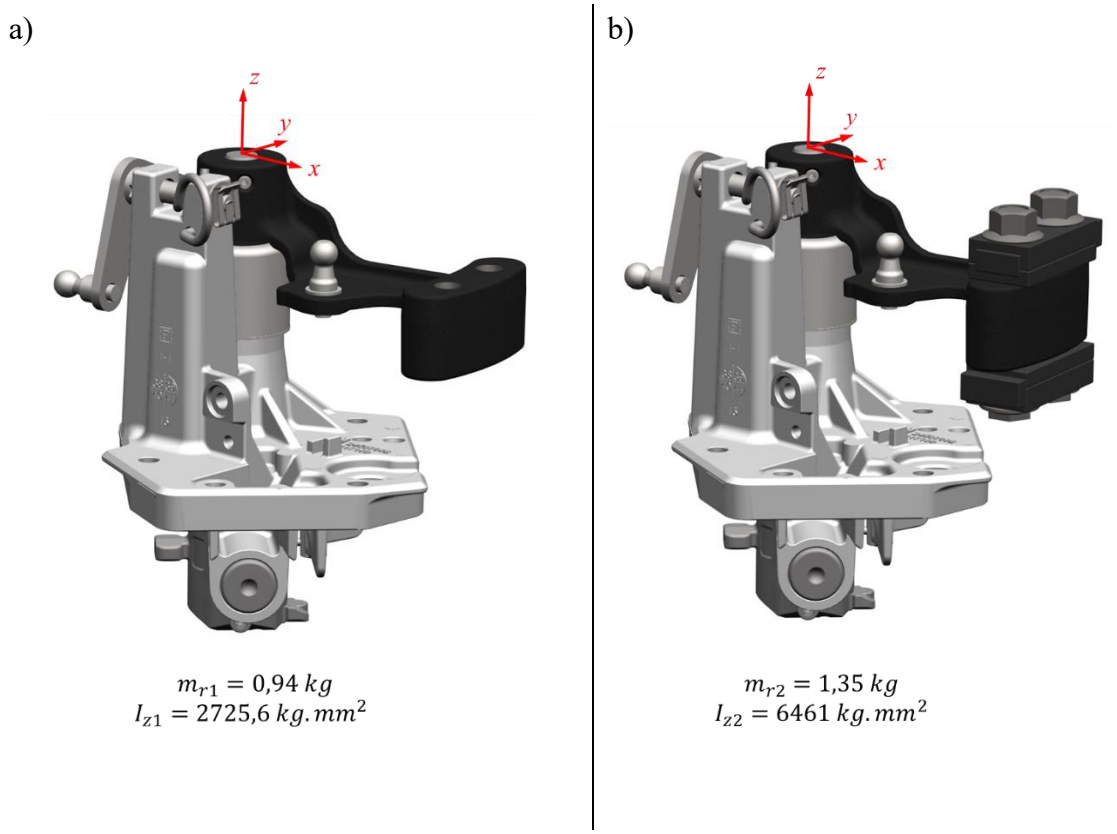


Fonte: Autor

Para se obter um contraste nos esforços de seleção e engate com repetitividade robusta foi realizada uma modificação no sistema de troca de marchas com o intuito de aumentar sua inércia rotativa. Dessa forma, o projeto em sistema CAD foi feito obtendo um aumento de 0,401kg na massa, levando a um aumento na inércia rotativa do sistema de pouco mais de 237%, conforme observado na Figura 39.

Essa modificação resulta em uma mudança no comportamento dos esforços de engate F_x devido ao aumento da inércia no eixo *z* mostrado na Figura 39.

Figura 39 – Projeto CAD da torre de mudanças modificada

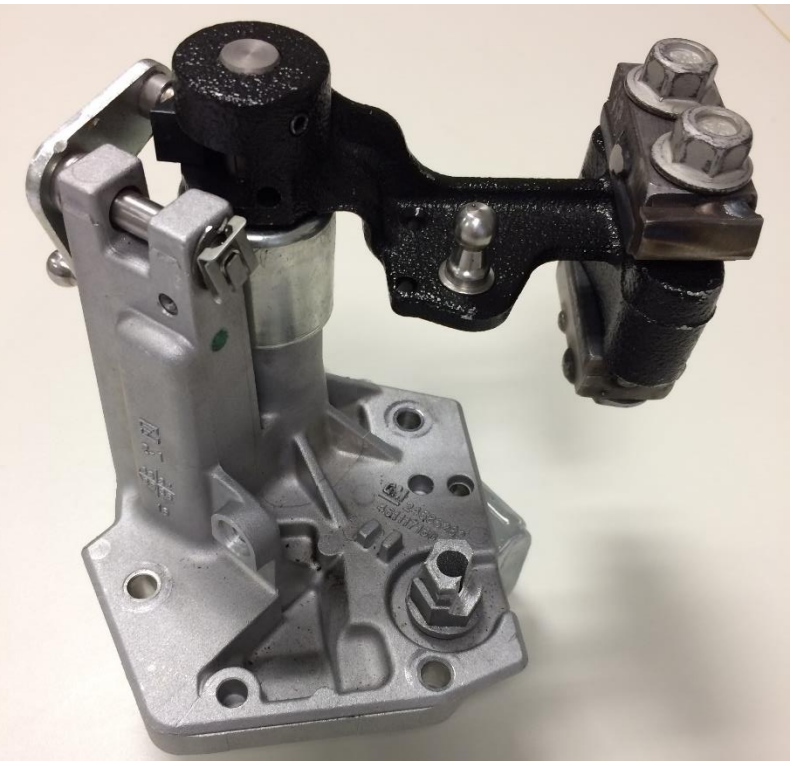


Fonte: Autor
Legenda: (a) baixa inércia; (b) alta inércia

Com relação ao esforço de seleção F_y, é esperada uma diminuição no sentido de $-z$ com a massa se movendo para baixo indo para a posição de engate de 1ª/2ª marchas. No sentido $+z$ os valores de F_y ficam maiores uma vez que a maior massa necessita ser elevada para chegar na posição de engate de 5ª/6ª marchas.

Concluído o projeto, as peças físicas foram fabricadas e/ou modificadas em ferramentaria e são apresentadas na Figura 40. Os componentes podem ser vistos em mais detalhes no Apêndice B.

Figura 40 – Conjunto montado da torre de mudanças modificada

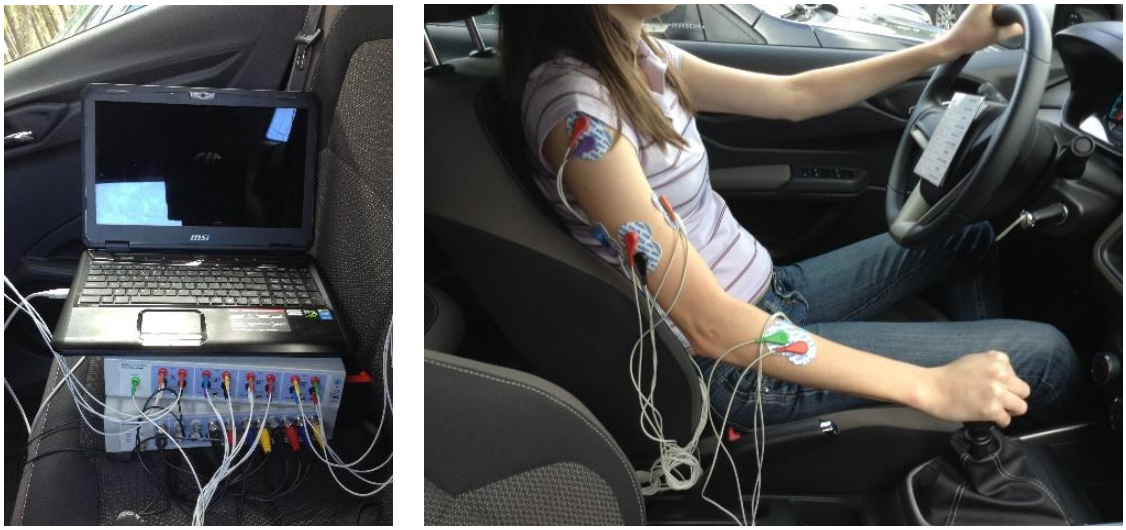


Fonte: Autor

Com essas modificações na torre de mudanças o teste em condução do veículo em pista é dividido em duas fases, sendo que primeiro os voluntários avaliam o veículo com o sistema com menor inércia e, subsequentemente, realizando as mesmas trocas com as massas adicionais montadas (maior inércia). E, para justamente se avaliar o contraste de esforços, os voluntários não foram informados da mudança muito menos das diferenças de esforços esperadas.

Inicialmente, para as medições dos sinais de sEMG, o módulo de aquisição de dados ML880 PowerLab® 16/30 e o amplificador ML138 Octal Bio Amp®, ambos fabricados pela ADInstruments, são usados em conjunto com o *software* de configuração e pós-tratamento LabChart® v7.2. O equipamento foi ajustado para uma amplitude máxima de ±5mV com uma taxa de aquisição de 1kHz e filtrados entre 20 e 500Hz nos oito canais gravados (Figura 41).

Figura 41 – Instalação do equipamento de aquisição à cabo dos sinais de sEMG



Fonte: Autor

Entretanto, devido à alta variabilidade dos sinais de sEMG enfrentados com esses equipamentos, foi decidido interromper os trabalhos com o equipamento PowerLab® e utilizar um sistema sem fio objetivando a diminuição da ocorrência de artefatos nos sinais eletromiográficos.

O equipamento de sEMG sem fio escolhido foi o módulo de aquisição Trigno® Wireless System, desenvolvido e produzido pela empresa Delsys Inc. Esse equipamento trabalha em conjunto com o *software* de configuração e aquisição EMGworks Acquisition® v4.3, enquanto o *software* EMGworks Analysis® v4.3 pode ser utilizado nas atividades de pós-tratamento dos sinais obtidos. O equipamento foi ajustado para uma taxa de aquisição de 2kHz e 1kHz para os sensores convencionais (somente sEMG e acelerações lineares em 3 eixos) e inerciais (adicionalmente, velocidade angular e orientação em 3 eixos), respectivamente, sendo ambos os tipos filtrados entre 20 e 450Hz.

Nesse equipamento os eletrodos são colocados nos grupos musculares de interesse através de adesivos, produzidos pela própria Delsys, seguindo o mesmo procedimento de preparação da área de pele a ser detalhado na seção 6.2. O posicionamento de alguns dos eletrodos e a instalação do equipamento no veículo de testes são mostrados na Figura 42.

Figura 42 – Instalação do equipamento de aquisição sem fio (*wireless*) dos sinais de sEMG.

Fonte: Autor

Assim, estão definidos todos os equipamentos e componentes modificados para a realização dos testes em pista com os voluntários.

6.2 O PROTOCOLO DE TESTES

O protocolo de testes que é apresentado tanto para a aquisição das forças na manopla quanto para os sinais de sEMG foi submetido e aprovado pelo CEP com o projeto CAAE 52879516.5.0000.5625 (Apêndice A).

Conforme mencionado na seção 4, a proposta para mitigar os problemas inerentes ao processo de aquisição dos sinais eletromiográficos é realizar o experimento com uma grande quantidade de voluntários o que resultará em um número elevado de trocas de marchas.

O experimento foi aplicado em vinte e quatro voluntários escolhidos de forma aleatória de forma que se tenha grandes variações antropométricas, idade e/ou experiência em dirigir, além de se buscar um número balanceado entre homens e mulheres. Os mesmos participaram dos testes somente após ler e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), conforme apresentado no Apêndice C. Após a concordância do voluntário, suas medidas e dados gerais são registrados, e nessa fase também é aplicado o pré-questionário apresentado no Apêndice D.

Assim, a Tabela 1 mostra informações gerais dos 24 voluntários selecionados para os testes em pista:

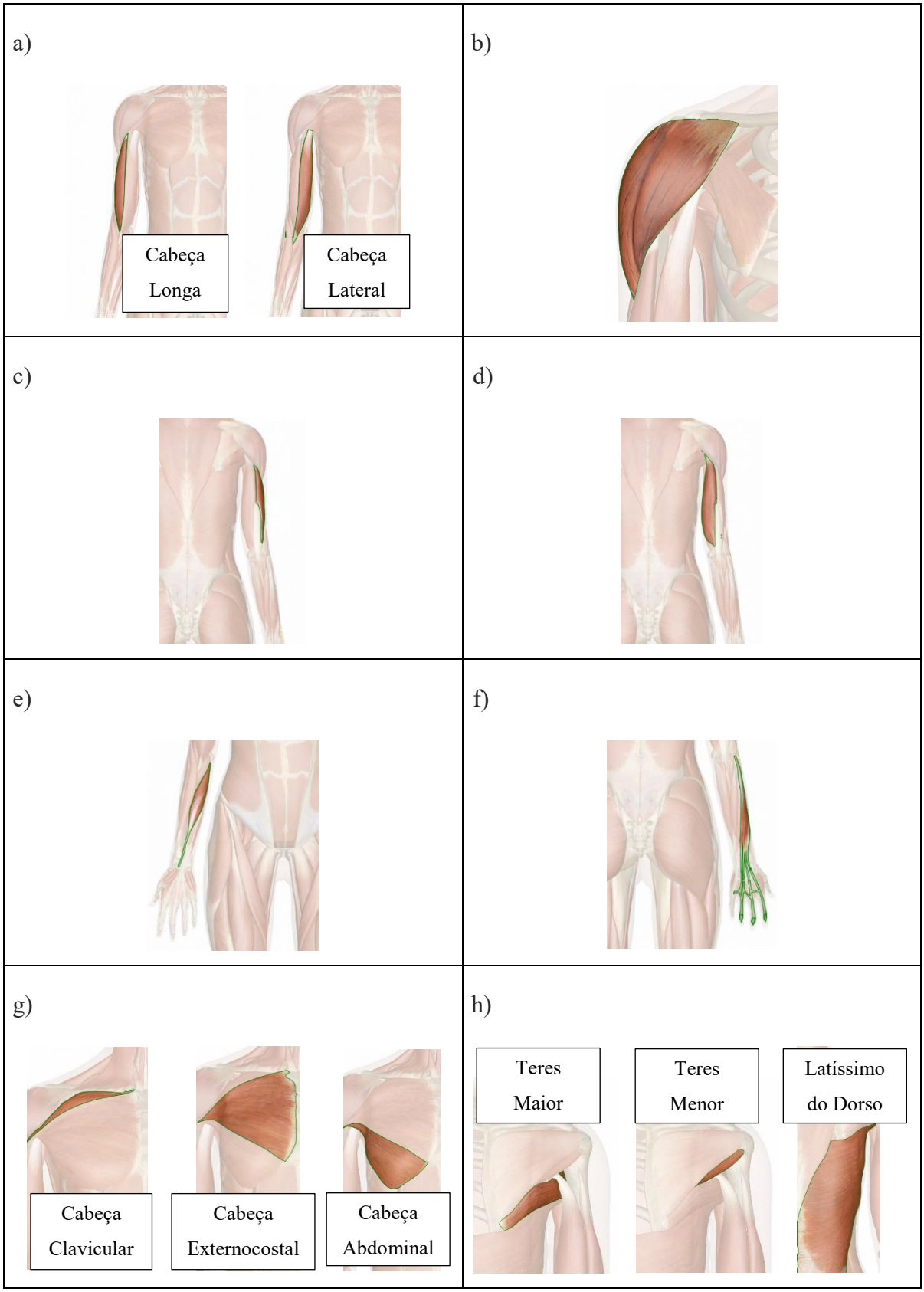
Tabela 1 – Dados dos voluntários

	Homem	Mulher
Quantidade	14	10
Idade (anos)	25 – 51	25 – 47
Peso (kg)	66 – 107	48 – 80
Altura (m)	1,72 – 1,87	1,54 – 1,68

Fonte: Autor

Os eletrodos de superfície foram posicionados nos grupos musculares do lado direito do voluntário, conforme mostrado na Figura 43, coincidindo com o lado da posição da alavanca de mudanças de marchas do veículo de testes, seguindo as recomendações do SENIAM.

Figura 43 – Grupos musculares selecionados para a aquisição dos sinais de sEMG



Fonte: Autor "adaptado de" Inner Body, 2017
Legenda: (a) Bíceps; (b) Deltoide; (c) Tríceps Cabeça Lateral; (d) Tríceps Cabeça Longa; (e) Flexor Radial do Carpo; (f) Extensor dos Dedos; (g) Peitoral Maior; (h) Teres Maior, Teres Menor e Latissímo do Dorso

Com relação à preparação das áreas de interesse para a instalação dos eletrodos de sEMG, Konrad (2006) cita que para se obter medições de sinais eletromiográficos com boa qualidade a condição da pele do voluntário e o posicionamento dos eletrodos são os principais fatores considerados de grande importância. Para a condição da pele, o autor menciona que para avaliações que envolvam alta carga dinâmica a adoção de métodos de limpeza rígidos, como por exemplo a remoção de células superficiais epidermiais mortas, são mandatórios. Como os movimentos necessários para as trocas de marchas são considerados de baixa carga/amplitude somente uma limpeza com álcool poderia ser feita com remoção dos pelos na região de interesse para garantir completa adesão dos eletrodos.

Após a preparação dos eletrodos, o voluntário é levado para pista onde está estacionado o veículo de testes. O voluntário senta no banco do motorista e ajusta o assento em uma posição confortável, mas assumindo uma postura ereta para evitar movimentos e/ou esforços secundários durante as trocas. Realizados esses ajustes iniciais, com o veículo em repouso e com o motor desligado, o voluntário realiza algumas trocas somente para a familiarização com o equipamento e o veículo.

Com a fase de adaptação concluída, uma aquisição da MVC de cada grupo muscular selecionado é necessária para a normalização dos sinais de sEMG (MATHIASSEN, WINKEL e HÄGG, 1996; KONRAD, 2006) durante a fase de pós-processamento dos dados.

Para a fase de obtenção da MVC, com o veículo em repouso, o voluntário é instruído para aplicar a máxima força nas seguintes posições da manopla:

a) Seleção de 1ª./2ª.;

b) Seleção de 5ª./6ª.;

c) Posição de engate completo para todas as marchas, exceto a ré;

d) Ativação do inibidor de ré em neutro.

Essa fase resulta em oito aquisições gravadas com uma duração por volta de oito segundos em cada posição para se obter um sinal estabilizado de cada sEMG. Nessa etapa não são pedidas as notas subjetivas seguindo a escala ATZ seguindo a definição da linha de percepção do cliente, ou *customer perception*, destacada na Figura 1.

A Tabela 2 mostra a tradução para o português e o detalhamento para as notas menores. E, para facilitar a consulta por parte do voluntário durante o teste, uma cópia da Tabela 2 é colada no volante do veículo de testes.

Tabela 2 – Definições da escala ATZ traduzida e detalhada

Nota	Definição
10	Excelente
9	Muito Bom
8	Bom
7	Satisfatório
6	Aceitável
5	Insatisfatório
4	Pobre
3	Muito Pobre
2	Ruim
1	Muito Ruim

Fonte: Autor

Logo após a realização das aquisições de MVC, o voluntário liga o motor e dirige o veículo até uma pista de testes plana (considerada como reta infinita) no CPCA, o que leva por volta de 8 à 10 minutos para realizar esse percurso. A condução nesse trajeto ajuda o voluntário a se acostumar com o veículo e toda a instrumentação instalada no mesmo, além de reduzir a tensão e ansiedade comuns em qualquer tipo de avaliação.

Chegando na pista de testes, o voluntário inicia sua avaliação em um circuito pré-determinado na pista de testes trocando de marchas conforme as velocidades definidas na Tabela 2. Esse padrão de velocidades de troca de marchas pré-estabelecido tem o intuito de garantir um perfil constante durante as trocas entre os voluntários, eliminando assim as possíveis variações com relação ao modo de dirigir de cada um (mais esportivo ou mais calmo).

Tabela 3 – Velocidade do veículo por troca de marchas

Troca	Velocidade
Neutro – 1ª.	0 km/h
1ª. – 2ª.	30 km/h
2ª. – 3ª.	40 km/h
3ª. – 4ª.	50 km/h
4ª. – 5ª.	50 km/h
5ª. – 4ª.	50 km/h
4ª. – 3ª.	40 km/h
3ª. – 2ª.	40 km/h
2ª. – 1ª.	20 km/h

Fonte: Autor

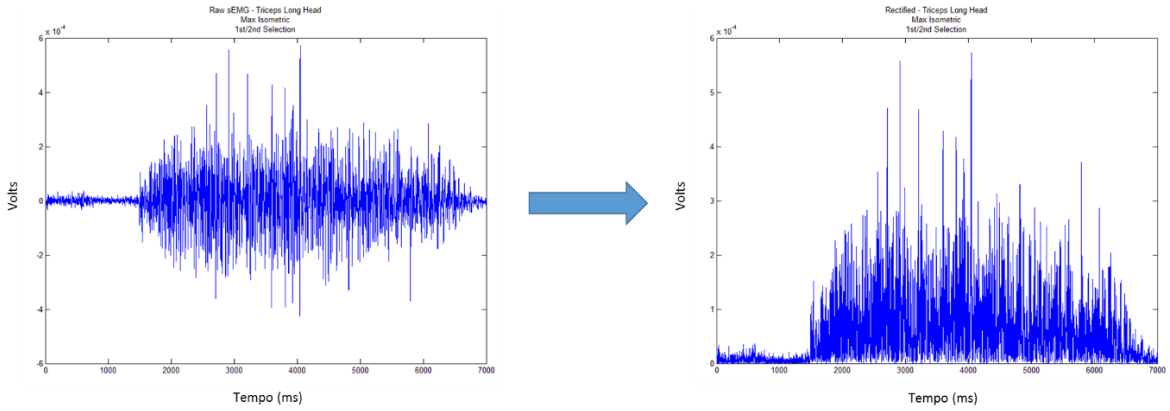
Nessa segunda fase, o voluntário informa sua percepção geral da qualidade por troca de marchas executada, seguindo a escala ATZ (vide Figura 1), sendo um ciclo para configuração de baixa inércia da torre de mudanças e um segundo para o de alta (Figura 39).

Com os testes concluídos, três conjuntos de sinais de sEMG são obtidos, sendo um para a MVC e dois para a condição de condução pelo circuito na pista de testes no CPCA. Todos os

arquivos gerados pelo *software* sEMG Acquisition® são convertidos em planilhas Excel® devidamente indexados por canal e por troca para serem pós-tratados usando *scripts* feitos em Matlab® R2013b.

Uma vez que sinais de sEMG tem um valor médio por volta de zero, não permitindo a realização de análises simples, como por exemplo verificação de média ou valores de pico, é necessário fazer a retificação dos sinais dos canais medidos (KONRAD, 2006). Um exemplo de retificação de um dos canais, no caso do Tríceps Cabeça Longa, em uma das trocas gravada, pode ser visto na Figura 44, onde a imagem à esquerda é o sinal original e a da direita mostra o mesmo sinal retificado.

Figura 44 – Exemplo de retificação do sinal de sEMG do Tríceps Cabeça Longa – seleção de 1ª./2ª.



Fonte: Autor

Conforme Mathiassen, Winkel e Hägg (1996), Konrad (2006) e Pistohl et al. (2013), após a retificação do sinal, devido ao inerente comportamento estocástico das amplitudes do sEMG, o uso de métodos de suavização é necessário para se obter uma tendência da média do sinal. O método escolhido foi o de raiz quadrada média ou *root mean square* (RMS), reconhecidamente como uma boa escolha para suavização de sinais de sEMG (MATHIASSEN, WINKEL e HÄGG, 1996; KONRAD, 2006).

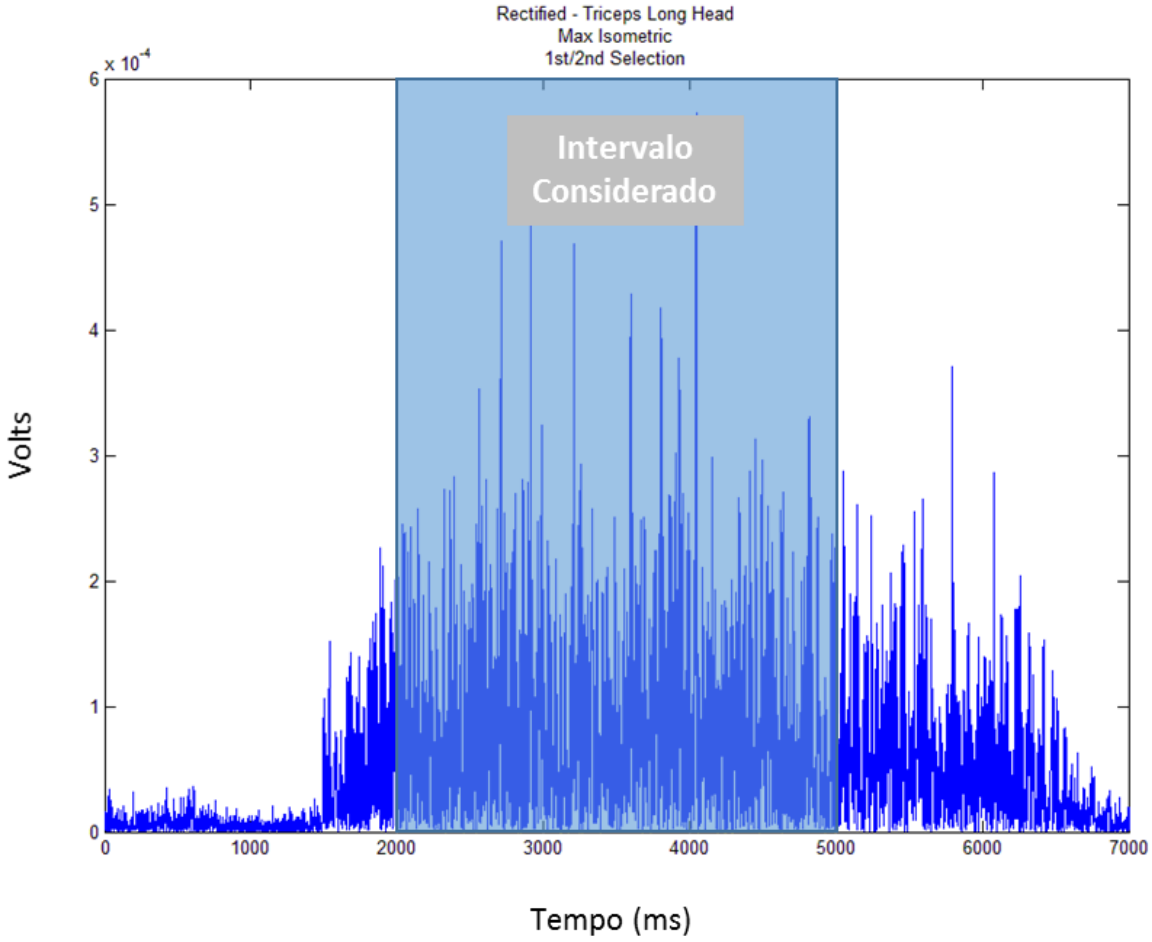
Assim, iniciando o pós-tratamento propriamente dito do sinal retificado de MVC foram subtraídos 2 e 5 segundos do tempo final de cada aquisição para se definir o intervalo para o cálculo do RMS (Figura 45) de forma a garantir um comportamento estável das amplitudes do

sinal de sEMG. Enquanto que para o sEMG das trocas com o veículo em pista, o sinal completo de cada aquisição foi utilizado para o cálculo do RMS.

Com relação ao janelamento utilizado, Konrad (2006) menciona que para movimentos rápidos 20ms seria um valor razoável, enquanto que para movimentos lentos ou estáticos um valor de 500ms pode ser utilizado. Assim, o intervalo escolhido foi de 400ms e um passo de 200ms tanto para as aquisições de MVC quanto para as trocas feitas na porção em pista.

Com as condições de contorno definidas, dois *scripts* em Matlab® foram criados para selecionar cada canal de dados por troca, separar o intervalo desejado (no caso do MVC), definir o janelamento, calcular o RMS e gerar gráficos comparativos. Vide apêndices G1 e G2 para o pós-tramento dos sinais de sEMG para MVC e em condição de condução em pista, respectivamente.

Figura 45 – Intervalo de tempo considerado para o cálculo do RMS



Fonte: Autor

Com o RMS da MVC e das trocas em pista coletados, é necessário ainda a normalização dos resultados para que seja possível a comparação entre os voluntários, removendo assim as variações inerentes a diferenças na condição física de cada voluntário ou instalação dos eletrodos. Usando esse método, as variações mencionadas são eliminadas e o conjunto de dados é convertido de microvolts para valores de porcentagem da referência, no caso, a MVC (MATHIASSEN, WINKEL e HÄGG, 1996; KONRAD, 2006) permitindo assim a comparação direta entre os voluntários da pesquisa.

7 RESULTADOS

Após a realização dos testes com todos os 24 voluntários selecionados para a pesquisa, um total de 381 trocas de marcha foi obtido. Entretanto, após o pós-tratamento dos sinais de sEMG é possível identificar que considerando a amostra total, apenas 120 apresentaram sinais eletromiográficos válidos sem qualquer tipo de artefato que excedessem os valores de MVC.

A quantidade de trocas válidas por músculo pode ser vista na Tabela 3, onde é possível verificar que os músculos que apresentaram a maior incidência de artefatos foram o Bíceps e o Flexor Radial do Carpo, com valores máximos de RMS muito maiores que os valores de MVC (conforme definido na seção 4 na p.68).

Tabela 4 – Quantidade de sinais de sEMG sem artefatos

	Bíceps	Tríceps Cabeça Lateral	Tríceps Cabeça Longa	Dorsal	Peitoral Maior	Deltóide	Flexor Radial do Carpo	Extensor dos Dedos
Quantidade de falhas	185	58	56	14	21	12	125	40
Sinais úteis (%)	51,44	84,78	85,30	96,33	94,49	96,85	67,19	89,50

Fonte: Autor

Analisando o quanto a remoção das trocas com artefatos afetou a população de voluntários e suas características demográficas, pode-se verificar que dos 24 voluntários selecionados inicialmente, restaram 17 sem qualquer tipo de artefato. A distribuição das características da nova população considerada para as análises estatísticas pode ser vista na Tabela 4:

Tabela 5 – Dados dos voluntários considerando os sinais de sEMG sem artefatos

	Homem	Mulher
Quantidade	10 (14)	7 (10)
Idade (anos)	25 – 51 (25 – 51)	28 – 42 (25 – 47)
Peso (kg)	66 – 107 (66 – 107)	59 – 73 (48 – 80)
Altura (m)	1,72 – 1,87 (1,72 – 1,87)	1,64 – 1,68 (1,54 – 1,68)

Fonte: Autor
Legenda: Valores entre parênteses são referentes ao banco de dados completo considerando 381 trocas de marcha

Fazendo uma análise similar para a quantidade e quais trocas restaram depois da separação, é possível ver que houve uma variação muito pequena na distribuição, conforme observado na Tabela 5:

Tabela 6 – Distribuição das trocas de marchas com sEMG sem artefatos

Quantidade voluntários	N-1ª	1ª-2ª	2ª-3ª	3ª-4ª	4ª-5ª	5ª-4ª	4ª-3ª	3ª-2ª	2ª-1ª
17	14	13	14	16	11	14	16	12	11

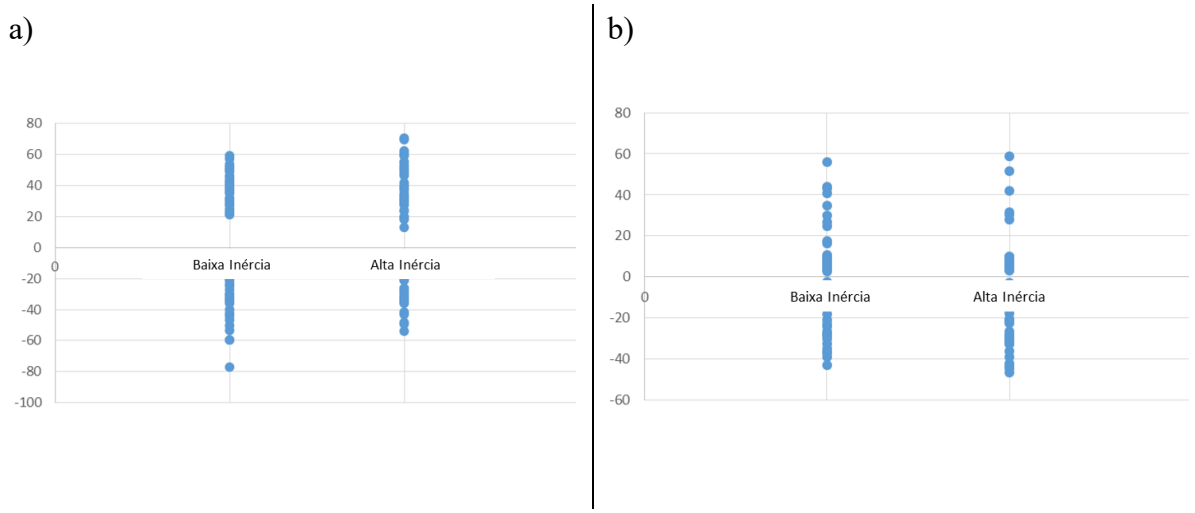
Fonte: Autor

Logo, considerando apenas o banco de dados referente às 120 trocas, a próxima análise é com relação às variáveis que não foram medidas citadas na seção 2.4, mas que seriam controladas através das respostas do pós-questionário do Apêndice E para garantir que as notas subjetivas não fossem afetadas.

Com relação à porção de ruídos, todos os 17 voluntários não reportaram que suas notas foram influenciadas negativamente por essa variável. Para a pergunta quanto à precisão do sistema também apresentou um bom resultado, sendo que somente 1 dos 17 voluntários reportou um único evento durante uma troca de 2ª-3ª na fase com menor inércia do seu ciclo de testes. Portanto, é possível se concluir que as variáveis ruído e precisão do sistema estavam controladas e que não levam as notas subjetivas com tendências positivas ou negativas.

Outra análise a ser feita é com relação ao impacto na variação dos máximos valores de F_x e F_y com o aumento da massa rotativa da torre de mudanças mostrada na Figura 34.

Figura 46 – Análise do comportamento dos máximos valores de F_x e F_y com baixa e alta inércias da torre de mudanças



Fonte: Autor
Legenda: (a) Força de engate F_x; (b) Força de seleção F_y

Como esperado o aumento da massa rotativa da torre de mudanças, e consequentemente sua inércia, levou a contrastes tanto para F_x quanto para F_y. Para o esforço de engate F_x é possível se verificar na Figura 46 que os picos foram maiores por volta de 10% para os engates das 1ª, 3ª e 5ª marchas, mas uma pequena diminuição para o engate de 2ª e 4ª marchas.

Já para os picos dos esforços de seleção F_y é observado um comportamento mais alinhado com o esperado, onde os esforços máximos para a seleção de 5ª/6ª aumentaram, por ter que levantar uma massa maior para realizar essa ação. Enquanto que para a seleção de 1ª/2ª os picos não foram mais elevados, mas definitivamente tiveram uma magnitude média mais baixa quando montado com o sistema mais pesado (diminuindo a massa). Assim, pode-se concluir que um considerável contraste foi gerado no nível das forças na manopla, como planejado para a mudança feita nesse sistema.

Iniciando a porção de análise multivariada, o software SPSS® Statistics v.19 é utilizado, considerando valores de significância menores ou iguais a 0,05, tanto para os valores p calculados para cada estimador β da Eq.(2), quanto para o valor de F na análise de variância ou *analysis of variance* (ANOVA). O método de eliminação escolhido no SPSS® é o retroativo

ou *backward* onde a análise do modelo inicia com todas as variáveis independentes e o *software* elimina aquelas que não apresentam relevância estatística ($p > 0,05$), uma a uma.

A primeira regressão é aplicada com o grupo de variáveis objetivas baseado nos trabalhos publicados na literatura disponível (HAU, 2010; HANNEMANN, 2012; DUQUE e AQUINO, 2015). Assim, o modelo calculado pelo SPSS® com as variáveis do grupo Objetivas listadas na Figura 45 resulta em um R^2 ajustado de 0,329 após a eliminação das variáveis objetivas sem significância estatística pelo método retroativo. Vide modelo resultante 9 na Figura 47.

Figura 47 – Sumário de resultados da regressão com as variáveis objetivas

Model Summary

Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate	Change Statistics				
					R Square Change	F Change	df1	df2	Sig. F Change
1	,611[a]	,373	,315	1,020035421	,373	6,484	10	109	,000
2	,611[b]	,373	,322	1,015498537	,000	,024	1	109	,878
3	,610[c]	,373	,327	1,011178422	,000	,058	1	110	,811
4	,609[d]	,371	,331	1,008103222	-,002	,320	1	111	,573
5	,609[e]	,371	,337	1,003685468	,000	,012	1	112	,914
6	,606[f]	,367	,339	1,002367093	-,004	,701	1	113	,404
7	,595[g]	,354	,331	1,008079609	-,013	2,315	1	114	,131
8	,589[h]	,347	,330	1,009124129	-,007	1,241	1	115	,268
9	,583[i]	,340	,329	1,009825338	-,007	1,163	1	116	,283

Fonte: Autor
Legenda: Em destaque, o modelo 9 resultante após conclusão da eliminação retroativa

O próximo passo é executar a regressão considerando todas as 40 variáveis da Figura 45, o que resulta em um valor de R^2 ajustado de 0,82, enquanto que a ANOVA também apresenta um valor muito promissor ficando muito abaixo de 0,05. Entretanto, diversos estimadores β não apresentam relevância estatística com valores p acima do limite estipulado (vide Apêndice H1).

Conforme mencionado por Hair et al. (2009) e Gujarati e Porter (2011), esse tipo de situação em que se tem valores de R^2 ajustados altos, mas vários estimadores sem relevância, é normalmente enfrentado quando existe alta multicolinearidade entre as variáveis escolhidas para um dado modelo de regressão linear.

Nos apêndices I1 e I2 são apresentadas as matrizes de correlação referentes às variáveis Antropométricas e Demográficas, respectivamente, onde é possível se verificar que existem

diversas variáveis apresentando valores entre 0,3 e 0,9, o que representa colinearidade considerável entre as variáveis (HAIR et al., 2009; GUJARATI e PORTER, 2011).

Outro indicador de multicolinearidade entre as variáveis independentes a ser avaliado é o fator de inflação de variância ou *variance inflation fator* (VIF), que, de acordo com Hair et al. (2009), não deve ser maior que 10. E, apesar de ser uma forma de avaliar a multicolinearidade, o VIF não é usado como fator de exclusão pelo método retroativo feito pelo SPSS®, ficando à critério do analista avaliar seu valor e decidir quais ações a serem tomadas para sua redução.

Assim, o próximo passo é realizar uma análise fatorial das variáveis objetivando conhecer suas inter-relações e, se possível, realizar uma diminuição do seu número de forma a não impactar o R^2 ajustado com o modelo resultante.

Mas, primeiro existe a necessidade de se verificar se a análise fatorial é aplicável ao conjunto de dados existente. De acordo com Hair et al. (2009), os métodos de confirmação utilizados são o teste de esfericidade de Bartlett, ou *Bartlett's test of sphericity*, e a medida de adequação da amostra ou *measure of sampling adequacy* (MSA).

Para o teste de esfericidade de Bartlett, valores de significância inferiores à 0,05 indicam a aplicabilidade da análise para um dado conjunto de dados, enquanto que, para a MSA, só é aplicável para valores maiores ou iguais a 0,5 (HAIR et al., 2009). Logo, os resultados calculados pelo SPSS® para as variáveis Antropométricas (Apêndice J1) e Demográficas (Apêndice J2) mostram que a análise fatorial pode ser utilizada em ambos os grupos, sendo aprovados pelos dois testes.

O primeiro grupo a fazer a análise fatorial é o de variáveis Antropométricas, considerando que somente componentes com autovalores maiores que 1 devem ser considerados significantes, conforme Hair et al. (2009). O teste *scree* do Apêndice J1 mostra graficamente que somente três componentes atendem o critério estabelecido e, portanto, são significantes para a análise.

O próximo passo é a rotação ortogonal dos eixos dos fatores objetivando atingir uma maior significância dos fatores obtidos. Utilizando o critério VARIMAX, a Figura 48 apresenta a matriz de cargas fatoriais de componentes rotacionadas para as variáveis Antropométricas.

Ainda de acordo com Hair et al. (2009), somente valores de cargas fatoriais maiores ou iguais a 0,7 devem ser considerados em uma análise fatorial por ter maior influência na

respectiva componente. Entretanto, variáveis que apresentam valores superiores a 0,5 são consideradas com significância prática e também podem ser utilizadas.

Dito isso, as cargas fatoriais que atendem esse critério são destacadas na Figura 48:

Figura 48 – Matriz de componentes rotacionadas das variáveis Antropométricas

Rotated Component Matrix[a]

	Component		
	1	2	3
Weight	,275	,919	-,109
Height	,775	,529	,143
Hip	,169	,684	-,017
Hip to "H" Point	,466	-,011	,738
Heel to "H" Point	,826	,442	-,242
"H" Point to Acromioclavicular Joint	,319	,581	,667
Ratio	-,331	,240	,829
Hip to Incisura Jugularis	-,101	-,101	,642
Shoulder to Elbow	,750	,509	-,003
Elbow to Hand	,782	,584	,064
Hand	,856	-,090	-,013
Shoulder to Shoulder	,072	,738	,287

Fonte: Autor
Lengenda: Valores marcados são os com maior influência na respectiva componente

É possível destacar também da Figura 48 que as variáveis significantes da componente 1 definem as características corpóreas no sentido vertical, enquanto que as da componente 2 explicam as horizontais. Já a componente 3 destaca as variáveis que definem a proporção corporal no sentido vertical.

Fazendo o mesmo processo com o SPSS® para o grupo Demográficas, a Figura 49 mostra as três componentes que apresentaram autovalores acima de 1 e, em destaque, as cargas

fatoriais significantes. Vale destacar que duas variáveis não têm cargas fatoriais maiores que 0,7, mas são de interesse para essa pesquisa e estão destacadas na Figura 49. As variáveis são gênero, ou *gender*, e o tipo de transmissão o voluntário dirige mais no seu dia a dia: manual, ou *manual transmission* (MT), e automática, ou *automatic transmission* (AT).

Figura 49 – Matriz de componentes rotacionadas das variáveis Demográficas

Rotated Component Matrix[a]

	Component		
	1	2	3
Test Time	,103	-,084	-,910
How are you feeling today?	-,105	,181	,885
Gender (F=1 / M=2)	,658	-,340	-,253
Age	,924	,044	,070
License experience	,932	,068	,051
City(1) or Hwy(2) or Balanced(3)	,644	-,478	-,262
How many per week?	,320	-,388	,512
Car Type: A(1), B(2), C(3) or D(4)	,230	,751	-,224
MT(1) or AT(2)	-,090	,677	,250
Car Value	-,287	,832	,120

Fonte: Autor
Lengenda: Valores marcados em verde são os maiores que 0,7 (recomendado) e em amarelo são os que estão entre 0,5 e 0,7 (aceitável)

Feitas as análises fatoriais com esses dois grupos, a Figura 50 sumariza as variáveis a serem utilizadas na regressão linear com o SPSS®. Nesse sumário são apresentadas variáveis que, mesmo tendo cargas fatoriais superiores à 0,7, foram removidas por apresentarem alta correlação com variáveis de maior aplicabilidade (vide apêndices I1 e I2). Assim, esse critério de eliminação, além de diminuir ainda mais a complexidade, resulta em um modelo mais prático uma vez que utiliza variáveis mais comuns de uso (como por exemplo, remover a Largura do Quadril).

Figura 50 – Lista de variáveis para a regressão

Objetivas	Antropométricas	Demográficas	sEMG
Força de Seleção (N)	Altura (m)	Horário do Teste (h)	Bíceps
Força de Engate (N)	Peso (kg)	Como está se sentindo? (-)	Tríceps Cabeça Lateral
Força Total (N)	~~Largura do Quadril (mm)~~	Sexo (-)	Tríceps Cabeça Longa
Integral da Sincronização (Nm.s)	~~Quadril – Ponto "H" (mm)~~	Idade (anos)	Deltóide
DBR (-)	~~Base Pé – Ponto "H" (mm)~~	Tempo de Carta (anos)	Peitoral Maior
Integral DBR (Nm.s)	~~Ponto "H" – AJ (mm)~~	~~Cidade, Estrada ou Balanceado (-)~~	Latíssimo do Dorso
Fator de Efetividade Máximo (-)	Proporção Tronco / Pernas (-)	~~Frequência que dirige por semana (-)~~	Flexor Radial do Carpo
Fator de Efetividade Mínimo (-)	~~Quadril – IJ (mm)~~	~~Tipo de Veículo (-)~~	Extensor dos Dedos
Fator de Efetividade Médio (-)	Ombro – Cotovelo (mm)	Manual ou Automático (-)	
Mediana do Fator de Efetividade (-)	Cotovelo – Mão (mm)	Valor do Veículo (R$)	
	Mão (mm)		
	Ombro D/E (mm)		

Fonte: Autor
Legenda: Variáveis riscadas são as removidas após a análise fatorial e/ou por apresentarem alta correlação com outra variável

Dessa forma, o conjunto de variáveis apresentado na Figura 45 tem uma redução de 40 para 32. Agora, utilizando o SPSS® novamente e aplicando o mesmo valor de significância de 0,05, o critério de eliminação retroativo leva a um modelo final com R^2 ajustado de 0,824 após 19 tentativas. O Apêndice K1 apresenta as tabelas sumário dessa iteração.

Apesar do elevado R^2 ajustado, a variável Peso (*Weight*) apresentou um VIF de 14,726 mostrando que essa variável tem alta colinearidade com as demais variáveis independentes.

Assim, como outras variáveis antropométricas não apresentam o mesmo problema, para a 2ª iteração a variável Peso é removida e uma nova regressão é calculada com o SPSS® e a variável Ombro D/E (*Shoulder to Shoulder*) fica com única responsável por definir a proporção corpórea horizontal.

Essa nova iteração apresenta um bom R^2 ajustado de 0,804, mas novamente houveram problemas de colinearidade. As dimensões Ombro – Cotovelo (*Shoulder to Elbow*) e Cotovelo – Mão (*Elbow to Hand*) tiveram VIFs de 12,034 e 13,212, respectivamente (Apêndice K2). Também por questões de uso prático do modelo, ambas variáveis são removidas para uma nova regressão linear com o SPSS®.

No Apêndice K3 apresenta os resultados da 3ª iteração com outro expressivo valor de R^2 ajustado de 0,805. Entretanto, as variáveis Idade (*Age*) e Tempo de Carteira Nacional de Habilitação (*License Experience*) apresentam alta colinearidade demonstrada pelos valores de VIF ultrapassando o limite. Assim, dentre as duas variáveis o Tempo de Carteira Nacional de Habilitação é a escolha a ser removida e assim rodar novamente a regressão linear com o SPSS®.

Essa 4ª iteração chega ao R^2 ajustado de 0,785 e com todas as variáveis restantes do processo de eliminação retroativa apresentando valores de VIF abaixo de 10 (Apêndice K4). Dessa forma, esse modelo, além de apresentar um valor de R^2 ajustado muito bom, tem todos seus coeficientes com significância estatística e sem colinearidade.

Também essa última iteração resulta em um modelo bem menos complexo com 12 variáveis das 40 inicialmente identificadas. Sendo que essas variáveis remanescentes representam os quatro grupos estabelecidos na Figura 37.

Outro ponto a ser destacado é a contribuição de cada estimador β na explicação de *PHR*, onde Hair et al. (2009) citam que a variabilidade entre as variáveis impede que sejam feitas comparações diretas entre as mesmas. Para que a análise do real impacto de cada variável seja feita, as variáveis necessitam ser padronizadas de forma que tenham escala e variabilidade comuns e assim sejam comparáveis entre si. Para isso, faz-se necessário a comparação dos coeficientes beta padronizados ou *standardized coefficients (beta)*, em destaque na Figura 51 para os estimadores da 4ª iteração.

Figura 51 – Coeficientes beta padronizados da 4ª iteração

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients
		B	Std. Error	Beta
17	(Constant)	-12,495	1,861	
	How are you feeling today?	-,349	,071	-,270
	Age	-,025	,010	-,134
	MT(1) or AT(2)	2,000	,295	,355
	Height	15,726	1,251	,863
	Ratio	7,981	1,970	,246
	Shoulder to Shoulder	-,026	,004	-,448
	Triceps Lateral HD	,781	,237	,154
	Triceps Long HD	1,037	,296	,232
	Dorsal	1,431	,593	,194
	Pectoralis	-1,794	,536	-,260
	Synchronisation Integral (N.s)	-,060	,013	-,210
	Efficiency Max	-1,093	,100	-,486

Fonte: Autor
Lengenda: Em detaque os coeficientes beta padronizados

Na Figura 51 observa-se a avaliação do real impacto de cada variável, mostrando que a que tem maior destaque é a Altura (*Height*) para as variáveis baseadas em HFE. Adicionalmente, o Fator de Efetividade Máximo (*Efficiency Max*) para o grupo de variáveis Objetivas, mas com um valor relativamente inferior quando comparado à Altura.

As outras variáveis de HFE, com poucas exceções, se mostram com valores um pouco mais baixo do que o apresentado pelo Fator de Efetividade Máximo, mostrando também ter uma grande participação na composição do modelo gerado após a 4ª iteração.

8 DISCUSSÃO

Como detalhado na seção 1, o objetivo desse trabalho é desenvolver um modelo baseado em fatores humanos e ergonomia que calcule a percepção humana quanto à qualidade da troca de marchas em veículos automotivos. Essa proposta desafia o *status quo* aplicado até hoje pela literatura disponível que se baseia somente em grandezas totalmente objetivas para estimar essa percepção, e assim definir e/ou ajustar parâmetros de projeto da transmissão básica e do sistema e troca de marchas.

Um dos poucos trabalhos publicados que apresenta algum tipo de modelo que calcule notas subjetivas para troca de marchas é o modelo não-linear de Pinnekamp representado pela Eq.(1), porém este considera somente a porção de conforto da troca e não o evento completo da troca de marcha (HANNEMANN, 2012). Esse trabalho não apresenta muitos detalhes demográficos da população de voluntários, não demonstra a correlação do modelo com os dados baseado no R^2 ajustado, muito menos se o modelo proposto tem significância estatística. O próprio Hannemann (2012) desenvolve outro modelo não-linear com o mesmo objetivo, entretanto sofre com a mesma falta de detalhamento dos procedimentos do seu desenvolvimento.

Essa fragilidade, por assim dizer, na aplicação desses modelos fica clara com a comparação feita na Figura 2, onde o modelo de Pinnekamp não consegue representar as notas de um motorista, gerando números muito desconexos com os valores reais. E, como visto, as notas calculadas pelo modelo levam a uma decisão errada quanto ao potencial excessivamente (e erroneamente) positivo de um dado projeto de sistema de troca de marchas.

Assim, uma vez que o corrente trabalho propõe fazer análises comparativas entre um modelo estruturado somente com variáveis objetivas, primeiro, se faz necessário propor uma versão que apresente relevância estatística e possa ter aplicação em populações maiores e/ou distintas. O modelo proposto resulta em um baixo valor de R^2 ajustado de 0,329, mas apresentando relevância estatística tanto com os valores p e F (ANOVA).

Com relação aos testes executados nesse trabalho, um ponto a ser discutido é a redução do número de voluntários para o teste e seus impactos nos resultados. Como encontrado na literatura disponível, a aplicação de sEMG em diversos tipos de estudos de desempenho em diferentes áreas se mostra extremamente delicado e complicado (GANDY et al., 1980; LAMOTTE et al., 1994; GRÖNLUND et al., 2005; VAN DEN BOGERT et al., 2013).

Nos testes realizados para essa tese, das 381 trocas realizadas pelos 24 voluntários, 120 não apresentaram sinais inconsistentes, representando 31,5% do banco de dados original, e que podem ser consumidos para a análise. Já o número de voluntários apresentou uma redução da população de voluntários para 17, ou 30% do número inicial de 24. A inconsistência é identificada com a captura de valores que extrapolam os valores de MVC obtidos durante o processo de interação entre o veículo e o humano.

Outro ponto a ser analisado e discutido é o fato que mesmo com essa redução a população ainda conta com 17 voluntários e a distribuição por tipo de troca apresenta boa homogeneidade (conforme demonstrado nas tabelas 4 e 5). Dessa forma, o grupo de dados referentes às 120 trocas foi o escolhido para a execução da análise estatística multivariada.

Objetivando criar algum tipo de contraste nos esforços enfrentados pelos voluntários durante os testes, foi desenvolvido uma alteração na torre de mudanças no sistema de troca de marchas para que se pudesse aumentar a massa e inércia da porção rotativa do mecanismo. E, como apresentado na Figura 46 na seção 6, o contraste gerado foi da ordem de 10% em ambos os esforços F_x e F_y.

Considerando especificamente a análise estatística multivariada dos dados medidos em pista com os voluntários, o modelo resultante com relevância estatística (vide Figura 47) baseado em variáveis objetivas apresentadas na Figura 44 resultou em um valor R^2 ajustado de 0,329. Esse valor baixo era esperado considerando as publicações encontradas sobre o assunto (HAU, 2010; HANNEMANN, 2012), além da avaliação feita com o modelo de conforto de Pinnekamp da Figura 1.

Assim, o próximo passo lógico foi realizar a análise fatorial dos dados e verificar a possibilidade de diminuir a quantidade de variáveis que possuem pouca participação na explicação do *PHR*, impactando assim ao mínimo o R^2 ajustado.

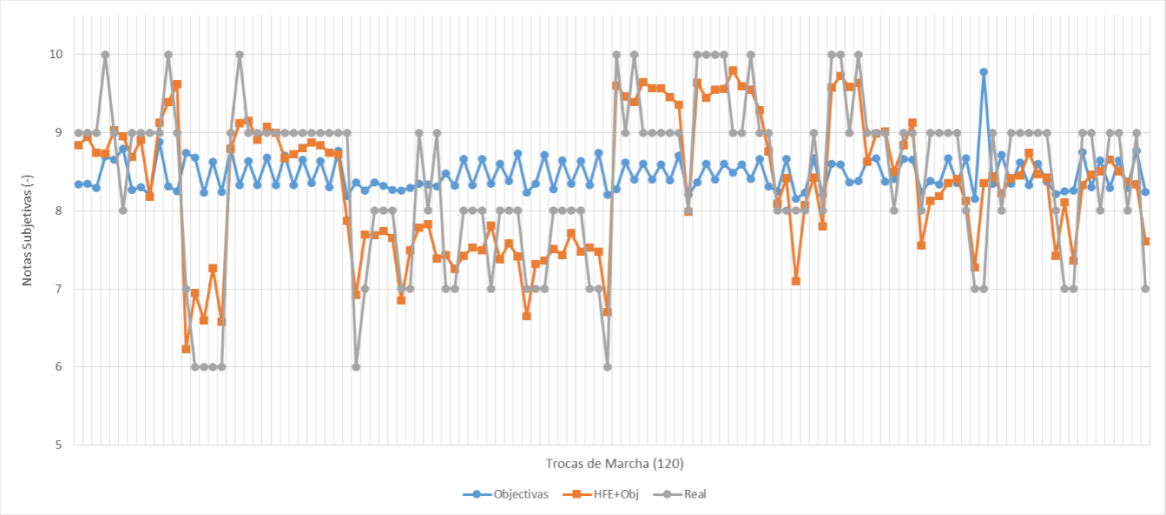
Análises foram feitas para as variáveis dos tipos Antropométricas e Demográficas o que resultou em uma diminuição do número total de 40 para 32 variáveis, sumarizadas na Figura 46. Dessa forma, os dados referentes a esse novo conjunto de variáveis foram utilizados para se executar quatro iterações de regressões lineares com o SPSS®, onde a cada iteração as variáveis que ainda tivessem valores de VIF acima do limite pré-estabelecido eram reavaliadas baseado na análise fatorial e na sua real aplicação no dia-a-dia de desenvolvimento prático.

Com a quarta e última iteração o modelo resultante apresentou um R^2 ajustado de 0,785, com todos os valores de VIF por volta de 1, indicando baixíssima colinearidade entre as variáveis remanescentes.

Mas, para se confirmar a real contribuição de cada variável no cálculo dos valores de *PHR*, a comparação dos respectivos coeficientes beta patronizados é o método utilizado. A Figura 50 mostra que as variáveis de HFE que não foram eliminadas pelo processo retroativo do SPSS® apresentam valores de seus coeficientes beta padronizados da mesma ordem de grandeza ou até maiores do que as variáveis Objetivas remanescentes, a Integral da Sincronização (*Synchronisation Integral*) e o Fator de Efetividade Máximo (*Efficiency Max*).

Fazendo uma comparação do modelo estruturado somente com as variáveis Objetivas contra o gerado após a quarta iteração, é possível se verificar na Figura 52 a superioridade desse último tanto na média do *PHR* quando no desvio padrão apresentado por ambos.

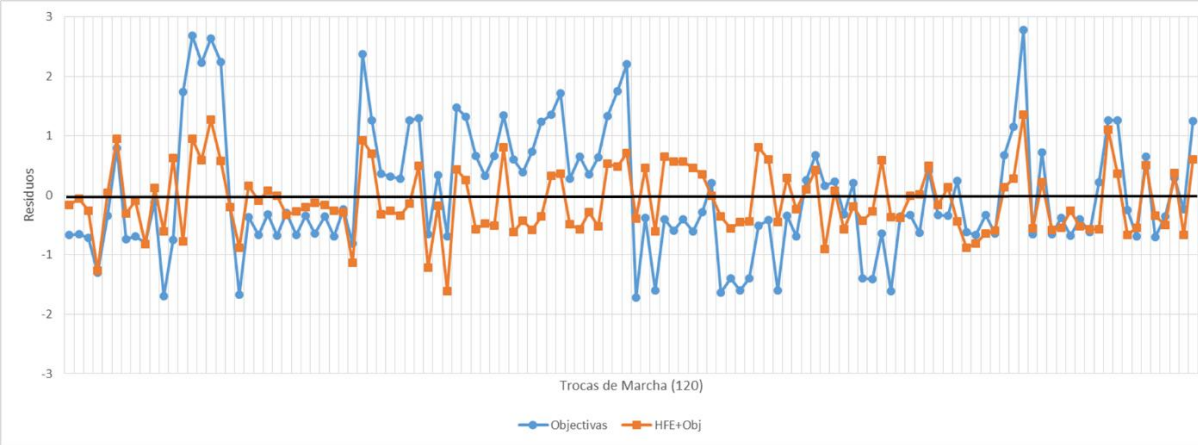
Figura 52 – Comparativo dos modelos



Fonte: Autor

Outra forma de se avaliar o potencial de ambos os modelos é através da comparação dos resíduos resultantes. A Figura 53 mostra esse comparativo dos resíduos:

Figura 53 – Gráfico de resíduos



Fonte: Autor

A Figura 53 evidencia que o modelo com variáveis Objetivas apresenta resíduos muito maiores, chegando a apresentar vários valores de *PHR* com uma variação máxima de mais ou menos 2 pontos da nota real. Já o modelo baseado em variáveis de HFE e Objetivas se apresenta muito mais estável e variando muito menos que o baseado somente em variáveis objetivas, se mostrando muito mais adaptável a mudanças nas características da população a ser avaliada.

Com relação à porção de HFE do modelo final, a variável Idade (*Age*) tem uma importância na composição de *PHR*, sendo inversamente proporcional com relação a esse último. Esse comportamento está alinhado com o trabalho publicado por Shinar, Meir e Ben-Shoham (1998), onde se é esperado que motoristas com mais experiência possam focar melhor no objetivo da avaliação do teste realizado.

Já a variável que indica se o usuário utiliza no dia a dia um veículo montado com transmissão manual ou automática (*MT or AT*) apresenta um resultado interessante. O estimador positivo obtido indica que usuários de transmissão automáticas ou automatizadas dão notas subjetivas mais elevadas, e que pode também estar alinhado com a experiência do motorista. Quando o motorista possui um veículo com o mesmo tipo de transmissão do carro avaliado, é fácil de fazer uma comparação direta e detectar pontos positivos ou negativos por familiaridade.

Entretanto, motoristas que possuem veículos com transmissões automáticas (Figura 4), ou até automatizadas (Figura 5), não têm a experiência diária para referenciar sua avaliação. Essa situação pode ser explicada com o MPH da Figura 26 proposto por Card, Moran e Newell (apud BARBOSA e SILVA, 2010), onde um usuário com pouca ou até sem experiência prévia (memória de longo prazo) tem a alimentação do processador cognitivo feita somente através

dos sinais provenientes dos receptores (olhos, ouvidos, tato, etc.). Essa condição limita a identificação de potenciais características que o desagradem, principalmente para detalhes como a magnitude do segundo esforço (vide Figura 19).

Para o grupo de Antropométricas, todas apresentam valores de coeficientes beta padronizados elevados quando comparados com as outras, especialmente a Altura (*Height*). Pelo estimador β obtido pela regressão linear para essa variável, quanto maior a altura do motorista, maior é a nota subjetiva dada pelo mesmo. Esse comportamento mostra indícios de estar relacionado com o alcance (*reachability*) dos controles mencionado por Robinette (2012).

O mesmo pode ser dito para a Proporção Tronco/Pernas (*Ratio*) que dita o ajuste da posição longitudinal do banco do motorista, apresentando o mesmo comportamento que a Altura (*Height*). Essa semelhança entre essas variáveis, além de estar relacionada ao alcance da alavanca por parte do motorista, pode estar ligada ao menor ângulo gerado pelas juntas dos voluntários com maior altura e relação tronco/pernas e que não pode ser comprovado somente com os dados obtidos nesses testes.

Ainda no campo da antropometria, a variável Ombro D/E (*Shoulder to Shoulder*) apresenta um resultado diferente ao da Altura (*Height*) e Proporção Tronco/Pernas (*Ratio*), apresentando um coeficiente negativo. Esse fato, além de também estar relacionado ao alcance devido à maior dificuldade em se selecionar as marchas mais próximas ao corpo e aos diferentes ângulos nas juntas do braço direito.

Analisando os resultados referentes aos sinais de sEMG mostra que três dos quatro estimadores apresentam sinais positivos: Tríceps Cabeça Lateral, Tríceps Cabeça Longa e Latíssimo do Dorso. Esse resultado vai contra a expectativa de que quanto maior a atividade muscular, menor seria a nota subjetiva dada pelo avaliador. Já o estimador do músculo Peitoral Maior segue a tendência esperada, apresentando um sinal negativo para seu estimador.

A explicação para essa condição pode ser explicada pelo conceito da propriocepção apresentada por Riemann e Lephart (2002a, 2002b) e Proctor e Proctor (2012). Segundo esses autores, a estabilização de uma dada junta do corpo humano é dada através da ação de um ou mais grupos musculares dependendo do esforço total a ser superado durante uma dada atividade. E, a propriocepção é responsável por providenciar a realimentação (ou *feedback*) para o MPH (Figura 26) que fornece informações para o processador motor ativar mais grupos musculares se necessário. Essa interação acontece quantas vezes forem necessárias até a

completa realização da atividade em questão ou sua parada em caso de os esforços encontrados estiverem acima da capacidade muscular do avaliador.

Estendendo esse conceito para o caso da troca manual de marchas, o esforço para realizar a troca de marchas pode ser percebido pelo motorista através de um esforço distribuído entre os grupos musculares aplicados durante a ação requisitada e não por somente um grupo específico.

Com relação à porção de variáveis Objetivas que sobraram do processo de eliminação retroativo feito pelo SPSS®, somente a Integral da Sincronização (*Synchronisation Integral*) e Fator de Efetividade Máximo (*Efficiency Max*) apresentaram significância estatística. Ambas apresentam comportamentos alinhados com a expectativa de que quanto maior seus valores, menores serão as notas subjetivas dadas pelo motorista.

Entretanto, um ponto a ser discutido é que ambas variáveis poderiam também ser consideradas como do grupo de HFE por estarem ligadas à percepção da quantidade de esforço aplicado no tempo, para o caso da Integral da Sincronização (*Synchronisation Integral*), e o quanto de força aplicada está sendo realmente aproveitada para se engatar uma determinada marcha sendo representada pelo Fator de Efetividade Máximo (*Efficiency Max*).

9 CONCLUSÃO

A linha de pesquisa apresentada nesse trabalho é totalmente inovadora com a introdução de variáveis completamente renegadas pelos modelos de predição de notas subjetivas existentes na literatura publicada até o momento. A remoção da porção de HFE dos estudos feitos até então é justificada (ou somente baseada) pelo fato da inerente complexa e difícil tarefa de se representar a percepção humana durante a troca de marchas.

O problema em se utilizar tais modelos pode ver visto tanto no modelo de Pinnekamp (Figura 2) quanto no modelo com variáveis Objetivas proposto nesse estudo (Figura 52) onde ambos se mostram frágeis e falham na estimativa das notas subjetivas tanto na sua média quanto na sua variação por troca de marchas. Essa baixa correlação, gerando notas não condizentes com a percepção do usuário final, induz engenheiros e projetistas dos sistemas e subsistemas envolvidos a decisões erradas quanto quais características da transmissão devem ser modificadas para se obter uma nota subjetiva mínima para um dado projeto.

Esse trabalho objetiva desafiar o *status quo* e inova com a proposta de um modelo que expresse a porção subjetiva da percepção da qualidade da troca de marchas em um veículo automotivo de passageiros com transmissão manual nunca antes aplicada em um desenvolvimento automotivo.

Para isso, foi necessário o desenvolvimento de uma metodologia de teste em pista (controlada) com a aplicação de sEMG para se verificar a atividade muscular durante as trocas de marchas possibilitando a adição dos sinais como variáveis no modelo final. Essa inclusão possibilita uma análise mais detalhada não só da antropometria dos voluntários, mas também da sua real capacidade muscular aplicada durante uma troca de marchas.

O resultado final chega a um modelo linear multivariado híbrido estruturado com variáveis Objetivas e HFE que se mostra muito superior em termos de correlação (vide figuras 52 e 53) quanto no detalhamento necessário para se entender em que parcela se deve atuar no projeto básico da transmissão manual ou verificar os impactos em diferentes tipos de público em que um determinado modelo de veículo será vendido.

Esse detalhamento superior permite aos engenheiros da transmissão básica e do sistema de troca de marchas receber informações adicionais relativas ao público alvo de um determinado veículo e direcionar melhor os recursos necessários para uma melhoria pontual ou na otimização geral do sistema.

A metodologia apresentada nesse trabalho pode ser estendida para outros subsistemas do veículo que tenham interface direta com o motorista, como pedal de embreagem e o de acelerador, e podem interferir diretamente na percepção de qualidade como um todo.

Também é possível aplicar essa mesma metodologia para apresentar evoluções em pesquisas baseadas somente no alcance dos instrumentos, como as publicadas por Hammond e Roe (1972), Reed, Parkinson e Chaffin (2003), Parkinson e Reed (2006a, 2006b) e Robinette (2012).

Outra frente de trabalho a ser explorada é com relação aos problemas na aquisição dos sinais de sEMG em aplicação veicular, reportados em diversos trabalhos e, também enfrentados nos testes em pista dessa pesquisa. Alternativas quanto ao desenvolvimento de protocolos mais rígidos para a preparação e limpeza da área de instalação dos eletrodos são um passo inicial interessante, devido ao tempo necessário para se realizar o teste completo em pista.

Uma oportunidade de melhoria, visando ainda mais o enriquecimento de trabalhos futuros, seria o estudo de toda a cinemática do braço do motorista durante as diferentes condições de esforço e velocidade impostas pelo motorista durante as trocas de marcha. A análise dos perfis de aceleração e seu comportamento nas trocas podem dar maiores subsídios para a compreensão do comportamento humano na sua percepção de qualidade do sistema.

Outra proposta seria desenvolver uma bancada física que gere os mesmos esforços na manopla da alavanca de troca de marchas em conjunto com realidade virtual. Enquanto que a bancada física representaria o posicionamento dos componentes de interface do motorista com o veículo, como volante e alavanca de troca de marchas (e seus esforços por tipo de troca), o sistema de realidade virtual apresentaria o visual do interior do veículo em que se queira avaliar. Dessa forma, o voluntário estaria totalmente imerso no ambiente a ser avaliado, com todas as interfaces representadas, mas dentro de um ambiente laboratorial muito mais controlado que nas condições enfrentadas em uma pista de testes.

Os protocolos de testes e o modelo final proposto motivam pesquisas relacionadas ao entendimento da percepção humana para o desenvolvimento de sistemas de troca de marchas automotivos. Essa pesquisa pode ser aplicada em diversos contextos de interação do humano com sistemas mecânicos.

O modelo final que estima a avaliação subjetiva de qualidade poderá colaborar em sistemas autônomos e inteligentes ao consumir as informações para tomada de decisão no processo adaptativo. O modelo e o protocolo de teste produzidos também permitem o

desenvolvimento de pesquisas em robótica de assistência humana, no momento que o usuário deverá ter contato com partes do robô para se locomover ou executar outras ações. Desta maneira, pretendeu-se com essa pesquisa produzir conhecimento fundamental para pesquisas considerando fatores humanos para aplicações de robótica, inteligência artificial e sistemas autônomos.

REFERÊNCIAS

ABEL, A.; SCHREIBER, U.; SCHINDLER, J. **Engine and gearbox modeling and simulation for improving shifting behavior of powertrain with manual or automated transmissions**. SAE 2006 WORLD CONGRESS, SAE, 2006, Detroit. Michigan. (SAE PAPER 2006-01-1641)

ABDEL-HALIM, N. A.; BARTON, D. C.; CROLLA, D. A.; SELIM, A. M. **Performance of multicone synchronizers for manual transmissions.** PROCEEDINGS OF THE INSTITUTION OF MECHANICAL ENGINEERS, PART D: JOURNAL OF AUTOMOTIVE ENGINEERING 2000, 2000.

PINGALE, A. **Development of compact synchronizer technology for manual and automated transmissions**. SAE 2014 WORLD CONGRESS, SAE, 2014. (SAE PAPER 2006-01-1641)

ANGERILLI, M.; FRISOLI, A.; SALSEDO, F.; MARCHESCHI, S.; BERGAMASCO, M. **Haptic simulation of an automotive manual gearshift**. IEEE INTERNATIONAL WORKSHOP ON ROBOT AND HUMAN INTERACTIVE COMMUNICATION. p. 170-175, 2001.

BARBOSA, G. S. **Análise de sistema manual de controle de caixa de transmissão veicular:** uma abordagem ergonômica**.** 2007. 103 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Automotiva) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo.

BARBOSA, S. D. J.; SILVA, B. S. **Interação humano-computador**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

BOGERT, A. J.; GEIJTENBEEK, T.; EVEN-ZOHAR, O.; STEENBRINK, F.; HARDIN, E. C. **A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function**. JOURNAL OF MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING. No.51, p 1069-1077, 2013.

BOSCH, R. **Manual de tecnologia automotiva:** Robert Bosch. São Paulo: Edgard Blucher, 2005.

CAR POINT NEWS. **Imagens de transmissões automotivas**. Disponível em: <http:// http://www.carpointnews.com.br/?p=42100>. Acesso em 09 out. 2017.

CZAJA, S. J.; NAIR, S. N. Human factors engineering and systems design, In: SALVENDY, G. (Ed.). **Handbook of human factor and ergonomics**. 4. ed., p. 38-56. Nova Jersey: 2012.

DUKIC, T.; HANSON, L.; FALKMER, T. **Effects of driver's age and push button locations on visual time off road, steering wheel deviation and safety perception**. ERGONOMICS. Vol. 49, No. 1, p. 78-92. Taylor & Francis Ltd., 2006.

DUQUE, E. L.; AQUINO JR., P. T. **Human factors analysis of manual gear shifting performance in passenger vehicles**. 6th INTERNATIONAL CONFERENCE ON APPLIED HUMAN FACTORS AND ERGONOMICS AND THE AFFILIATED CONFERENCES (AHFE 2015), 2015.

DUQUE, E. L.; AQUINO JR., P. T. **Human Factors and Ergonomics Using Anthropometric and sEMG Data in Automotive Gearshift Quality Analysis**. HUMAN-COMPUTER INTERACTION. NOVEL USER EXPERIENCE. HCII 2016, vol 9733, 2016.

FONG, A. C. M.; CHAN, C.; SITU, L; FONG, B. **Wireless biosensing network for drivers' health monitoring**. 2016 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON CONSUMER ELECTRONICS (ICCE). p. 247-248, 2016.

FRISOLI, A.; AVIZZANO, C.; BERGAMASCO, M. **Simulation of a manual gearshift with a 2 DOF force-feedback joystick**. PROCEEDINGS OF THE 2001 IEEE: INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS & AUTOMATION. Seoul: Korea, 2001.

GANDY, M.; JOHNSON, S. W.; LYNN, P. A.; REED, G. A. L.; MILLER, S. **A study of various normalization procedures for within day electromyographic data**. JOURNAL OF MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING. No.18, p 57-64, 1980.

GM AUTHORITY. **Dados técnicos da DCT GM.** Disponível em: <http://gmauthority.com/blog/2014/09/2016-chevy-cruze-to-offer-all-new-7-speed-dual-clutch-transmission>. Acesso em 17 nov. 2014.

GONÇALVES, H. I. V.; COIMBRA, R. C. M.; LADEIRA, M.; PRADO, H. A. **Ferramenta de regressão não-linear múltipla com redes neurais artificiais.** 25. CONGRESSO DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE COMPUTAÇÃO, p. 1002-1011. 2005.

GONG, Z.; ZHANG, W.; CHEN, G.; WANG, W. **Analyses and evaluation on synchronizer of manual transmission.** PACIFIC-ASIA WORKSHOP ON COMPUTATIONAL INTELLIGENCE AND INDUSTRIAL APPLICATION, ASME/IEEE, 2008 (DOI 10.1109/PACIIA.2008.121)

GRAGG, J.; JINGZHOU, Y.; HOWARD, B. **Hybrid method for driver accommodation using optimization-based digital human models**. COMPUTER-AIDED DESIGN. Vol. 44, p. 29-39, 2012.

GRÖLUND, C.; ROELEVELD, K.; HOLTERMANN, A.; KARLSSON, J. S. **On-line signal quality estimation of multichannel surface electromyograms**. JOURNAL OF MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING. Vol.43, 2005.

GUJARATI, D. N.; PORTER, D. C. **Econometria básica**. 5. ed. Porto Alegre: McGraw-Hill, 2011.

HAIR, J. F.; BLACK, W. C.; BABIN, B. J.; ANDERSON, R. E. **Análise multivariada de dados**. 6. ed. São Paulo: Artmed Editora, 2009.

HAMMOND, D. C.; ROE, R. W. **SAE controls reach study**. SAE 1972 WORLD CONGRESS, SAE, 1972, Detroit. Michigan. (SAE PAPER 720199)

HANNEMANN, P. **Development of a correlation between subjective and objective shift quality**. 2012. 147 f. Bachelor Thesis (Bacharelado em Engenharia Mecânica) – University of Applied Sciences, Wiesbaden.

HAU, C. **Shift Quality simulations, calculations, calibration and evaluation in Matlab/Simulink**. 2010. 117 f. Bachelor Thesis (Bacharelado em Engenharia Mecânica) – University of Applied Sciences, Wiesbaden.

HOSHINO, H. **Analysis on synchronization mechanism of transmission**. SAE 1999 WORLD CONGRESS, SAE, 1999, Detroit. Michigan. (SAE PAPER 1999-01-0734).

INNER BODY. **Imagens de músculos**. Disponível em: <http://www.innerbody.com/image/musfov.html>. Acesso em 10 out. 2017.

KARWOWSKI, W. The discipline of human factors and ergonomics, In: SALVENDY, G. (Ed.). **Handbook of human factor and ergonomics**. 4. ed., p. 3-37. Nova Jersey: 2012.

KASMAN, G.; WOLF, S. **Surface EGM Made Easy:** a beginner's guide for rehabilitation clinicians. 1. ed. Arizona: Noraxon USA Inc., 2002.

KIM, J.; PARK, S.; SEOK, C.; SONG, H.; SUNG, D.; LIM, C.; KIM, J.; KIM, H. **Simulation of the shift force for a manual transmission.** PROCEEDINGS OF THE INSTITUTION OF MECHANICAL ENGINEERS, PART D: JOURNAL OF AUTOMOTIVE ENGINEERING 2003, 2003.

KNUTSON, L. M.; SODERBERG, G. L.; BALLANTYNE, B. T., CLARKE, W. R. **A study of various normalization procedures for within day electromyographic data**. JOURNAL OF ELECTROMYGRAPHY AND KINESIOLOGY. Vol.4, No.1, p. 47-49, 1994.

KONRAD, P. **The ABC of EGM:** a practical introduction of kinesiological eletromyography. v. 1.4. Arizona: Noraxon USA Inc., 2006.

LAMOTTE, T.; PRIEZ, A.; LEPROIVRE, E.; DUCHÊNE, J.; TARRIÈRE, C. **Time varying amplitude probability densisty function:** application to the study of head rest comfort in a car. IEEE, 1994.

LECHNER, G.; NAUMHEIMER, H. **Automotive transmissions:** fundamentals, selection, design and application. Berlin: Springer, 1999.

LIU, Y.; TSENG, C. **Simulation and analysis of synchronization and engagement on manual transmission gearbox.** INT. J. VEHICLE DESIGN, Vol. 43, No. 1-4. Taiwan, 2007.

LOVAS, L.; PLAY, D.; MÁRIALIGETI, J.; RIGAL, J. **Modelling of gear changing behavior.** PERIODICA POLYTECHNICA SER. TRANSP. ENG., Vol. 34, No. 1-2, p. 35-58. 2006.

MAJID, N. A. B. A; ABDULLAH, M. F. E.; JAMALUDIN, M. S.; NOTOMI, M.; RASMUSSEN, J. **Musculoskeletal analysis of driving fatigue:** the influence of seat adjustments. ADVANCED ENGINEERING FORUM. Vol.10, p. 373-378, 2013.

MATHIASSEN, S. E.; WINKEL, J.; HÄGG, G. M. **Normalization of surface EMG amplitude from upper trapezius muscle in ergonomic studies – a review**. JOURNAL OF ELECTROMYGRAPHY AND KINESIOLOGY. Vol.5, No.4, p. 197-226, 1996.

M'EWEN, E. **The theory of gear-changing.** PROCEEDINGS OF THE INSTITUTION OF MECHANICAL ENGINEERS: AUTOMOBILE DIVISION 1949, 1949.

MORAIS, V.; VIEIRA, C. **Matlab:** curso completo. 1. ed. Lisboa: FCA Editora de Informática, Lda., 2013.

NISHIKAWA, K; FURUKAWA, K.; KAWATE, I.; MIYAZAKI, T.; NOUZAWA, T.; TSUJI, T. **Design of steering wheel characteristics based on human arm mechanical properties**. PROCEEDINGS OF THE 2014 IEEE/SICE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON SYSTEM INTEGRATION, 2014.

OLIVEIRA, H. T. V.; BAGNO, R. B.; SILVA, R. C. L.; FONSECA, P. R.; MORAIS, E. A. **Manual transmission shifter system:** an approach to define design parameters to achieve quality and comfort in shifting. SAE 2009 WORLD CONGRESS, SAE, 2009, São Paulo. São Paulo. (SAE PAPER 2009-36-0266)

PARKINSON, M. B.; REED, M. P. **Optimizing vehicle occupant packaging**. SAE 2006 WORLD CONGRESS, SAE, 2006a, Lyon. França. (SAE PAPER 2006-01-0961)

_____; _____. **Considering driver balance capability in truck shifter design**. SAE 2006 WORLD CONGRESS, SAE, 2006b, Lyon. França. (SAE PAPER 2006-01-2360)

PISTOHL, T.; CIPRIANI, C.; JACKSON, A.; NAZARPOUR, K. **Abstract and proportional myoelectric control for multi-fingered hand prostheses.** ANNALS OF BIOMEDICAL ENGINEERING 2013, Vol. 41, No. 12, p. 2687-2698. 2013.

PROCTOR, R. W.; PROCTOR, J. D. Sensation and perception, In: SALVENDY, G. (Ed.). **Handbook of human factor and ergonomics**. 4. ed., p. 59-94. Nova Jersey: 2012.

RANGANATHAN, A. **The Levenbert-Marquardt algorithm**. Disponível em: <http://users-phys.au.dk/jensjh/numeric/project/10.1.1.135.865.pdf>. Acesso em 30 nov. 2015.

RAZZACKI, S.; HOTTENSTEIN, J. E. **Synchronizer design and development for dual clutch transmission (DCT)**. SAE 2007 WORLD CONGRESS, SAE, 2007, Detroit. Michigan. (SAE PAPER 2007-01-0114)

REAZ, M. B. I.; HUSSAIN, M. S.; MOHD-YASIN, F. **Techniques of EMG signal analysis:** detection, processing, classification and applications. BIOLOGICAL PROCEDURES ONLINE 2006, 8(1), p. 11-35, 2006.

REED, M. P.; PARKINSON, M. B.; CHAFFIN, D. B. **A new approach to modeling driver reach**. SAE 2003 WORLD CONGRESS, SAE, 2003, Lyon. França. (SAE PAPER 2003-01-0587)

REGAZZI, A. J. **Teste para verificar a igualdade de parâmetros e a identidade de modelos de regressão não-linear**. REVISTA CERES, Vol.L, No.287, p. 9-26, 2002.

ROBINETTE, K. M. Anthropometry for product design, In: SALVENDY, G. (Ed.). **Handbook of human factor and ergonomics**. 4. ed., p. 330-381. Nova Jersey: 2012.

ROSARIO, H.; LOUREDO, M.; DÍAZ, I.; SOLER, A.; GIL, J. J.; SOLAZ, J. S.; JORNET, J. **Efficacy and feeling of a vibrotactile frontal collision warning implemented in a haptic pedal**. TRANSPORTATION RESEARCH PART F 2010, p. 80-91, 2010.

ROY, S. H.; DE LUCA, G.; CHENG, M. S.; JOHANSSON, A.; GILMORE, L. D.; DE LUCA, C. J. **Electro-mechanical stability of surface EMG sensors**. JOURNAL OF MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING. No. 45, p 447-457, 2007.

SALMOS. In: Bíblia Sagrada. 2. ed. Barueri: Sociedade Bíblica do Brasil, 2008. p. 818.

SALVENDY, G. **Handbook of human factors and ergonomics**. John Wiley & Sons: New Jersey, 2012.

SANTOSH, R.; CHEKURI, V. **Development of an objective methodology for assessment of commercial vehicle gearshift quality**. SAE 2014 WORLD CONGRESS, SAE, 2014, Detroit. Michigan. (SAE PAPER 2014-01-0182)

SHINAR, D; MEIR, M.; BEN-SHOHAM, I. **How automatic is manual gear shifting?** HUMAN FACTORS: THE JOURNAL OF THE HUMAN FACTORS AND ERGONOMICS SOCIETY 1998, 1998.

SOCIETY OF AUTOMOTIVE ENGINEERS. **SAE J287:** driver hand control reach. Warrendale, Fev. 2007.

SOCIETY OF AUTOMOTIVE ENGINEERS. **SAE J1100:** motor vehicle dimensions. Warrendale, Nov. 2009.

SOCIN, R. J.; WALTERS, L. K. **Manual transmission synchronizers**. SAE 1968 WORLD CONGRESS, SAE, 1968, Detroit. Michigan. (SAE PAPER 680008).

SPORLEDER, J.; MOHLIN, M.; OLSSON, M. **Development of shift comfort for manual transmissions in passenger vehicles**, ATZ Worldwide, 2008.

SZADKOWSKI, A. **Shiftability and shift quality issues in clutch-transmission systems**. SAE 1991 WORLD CONGRESS, SAE, 1991, Detroit. Michigan. (SAE PAPER 912697).

_____; MCNERNEY, G. J. **Engineering method for rating shift quality**. SAE 1993 WORLD CONGRESS, SAE, 1993, Detroit. Michigan. (SAE PAPER 932996).

THOMPSON, C. W.; FLOYD, R.T. **Manual da Cinesiologia Estrutural**. 1. ed. São Paulo: Editora Manole Ltda., 1997.

TIDEMAN, M.; VOORT, M. C.; HOUTEN, F. J. A. M. **Design and evaluation of a virtual gearshift application**. 2004 IEEE INTELLIGENT VEHICLES SYMPOSIUM. University of Parma, 2004.

VETTORAZZO NETO, D.; FLORÊNCIO, D. G.; FERNANDEZ, J.; RODRIGUES, P. **Manual transmission:** synchronization main aspects. SAE 2006 INTERNATIONAL CONGRESS, SAE, 2006, São Paulo. Brasil. (SAE PAPER 2006-01-2519)

_____; PINHO, A; BELLATINI, L.; DIAN, L.; BARBOSA, C.; FRANCO, C.; GARZERI, F. **Challenges on drivetrain system integration on pick-up trucks**. SAE 2014 INTERNATIONAL CONGRESS, SAE, 2014, São Paulo. Brasil. (SAE PAPER 2014-36-0292)

YAMAMOTO, M. K.; KONDA, H. L.; GONÇALVES, C. A.; BORGES, L. H.; ONUSIC, H. **Some considerations regarding the development procedure of commercial vehicles shifting systems**. SAE 2003 INTERNATIONAL CONGRESS, SAE, 2003, São Paulo. Brasil. (SAE PAPER 2003-01-3582)

YOU, H.; TAEBEUM, R.; KYUNGHEE, O.; MYUNG-HWAN, Y.; KWANG-JAE, K. **Development of customer satisfaction models for automotive interior materials**. INTERNATIONAL JOURNAL OF INDUSTRIAL ERGONOMICS. Vol. 36, p. 323-330, 2006.

YOUNG, K. L.; BAYLY, M.; LENNÉ M. G. **Cross-regional in-vehicle information system design:** the preferences and comprehension of Australian, US and Chinese drivers. 2012 IET INTELLIGENT VEHICLES SYMPOSIUM. Vol. 6, p. 36-43, 2012.

WEISS, J. M.; WEISS, L. D.; SILVER, J. K. **Easy EMG:** a guide to performing nerve conduction studies and eletromyography. 2. ed. Londres: Elsevier Inc., 2016.

WELLINGS, T.; WILLIAMS, M.; TENNANT, C. **Understanding customers' holistic perception of switches in automotive human-machine interfaces.** APPLIED ERGONOMICS. Vol. 41, p. 8-17, 2010.

WU, G.; SIEGLER, S.; ALLARD, P.; KIRTLEY, C.; LEARDINI, A.; ROSENBAUM, D.; WHITTLE, M.; D'LIMA, D. D.; CRISTOFOLINI, L.; WITTE, H.; SCHMID, O.; STOKES, I. **IBS recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion – part I:** ankle, hip, and spine. Journal of Biomechanics. Vol. 35, p. 543-548, 2002.

_____; HELM, F. C. T.; VEEGER, H. E. J. D.; MAKHSOUS, M.; ROY, P. V.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A. R.; MCQUADE, K.; WANG, X.; WERNER, F. W.; BUCHHOLZ, B. **IBS recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion – part II:** shoulder, elbow, wrist and hand. Journal of Biomechanics. Vol. 38, p. 981-992, 2005.

APÊNDICE A – APROVAÇÃO DO PROTOCOLO JUNTO AO CEP

DETALHAR NOTIFICAÇÃO

DADOS DA VERSÃO DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Modelamento da Qualidade da Troca de Marcha Manual Considerando Fatores Humanos
Pesquisador Responsável: Maria Claudia Ferrari de Castro
Área Temática:
Versão: 1
CAAE: 52879516.5.0000.5625
Submetido em: 29/01/2016
Instituição Proponente: FUNDACAO EDUCACIONAL INACIANA PADRE SABOIA DE MEDEIROS
Situação da Versão do Projeto: Aprovado
Localização atual da Versão do Projeto: Pesquisador Responsável
Patrocinador Principal: FUNDACAO EDUCACIONAL INACIANA PADRE SABOIA DE MEDEIROS

PLATAFORMA BRASIL NOTIFICAÇÃO COORDENADOR PLATAFORMA BRASIL

Comprovante de Recepção: PB_COMPROVANTE_RECEPCAO_657478

DADOS DA NOTIFICAÇÃO

Tipo de Notificação: Envio de Relatório Parcial
Detalhe:
Justificativa: O relatório parcial anexo é referente à todas as atividades realizadas no projeto de doutorado entre Janeiro e Dezembro de 2016. As atividades referentes à 2017 já estão em andamento conforme planejado.
Data do Envio: 21/03/2017
Situação da Notificação: Em relatoria

DOCUMENTOS DO PROJETO DE PESQUISA

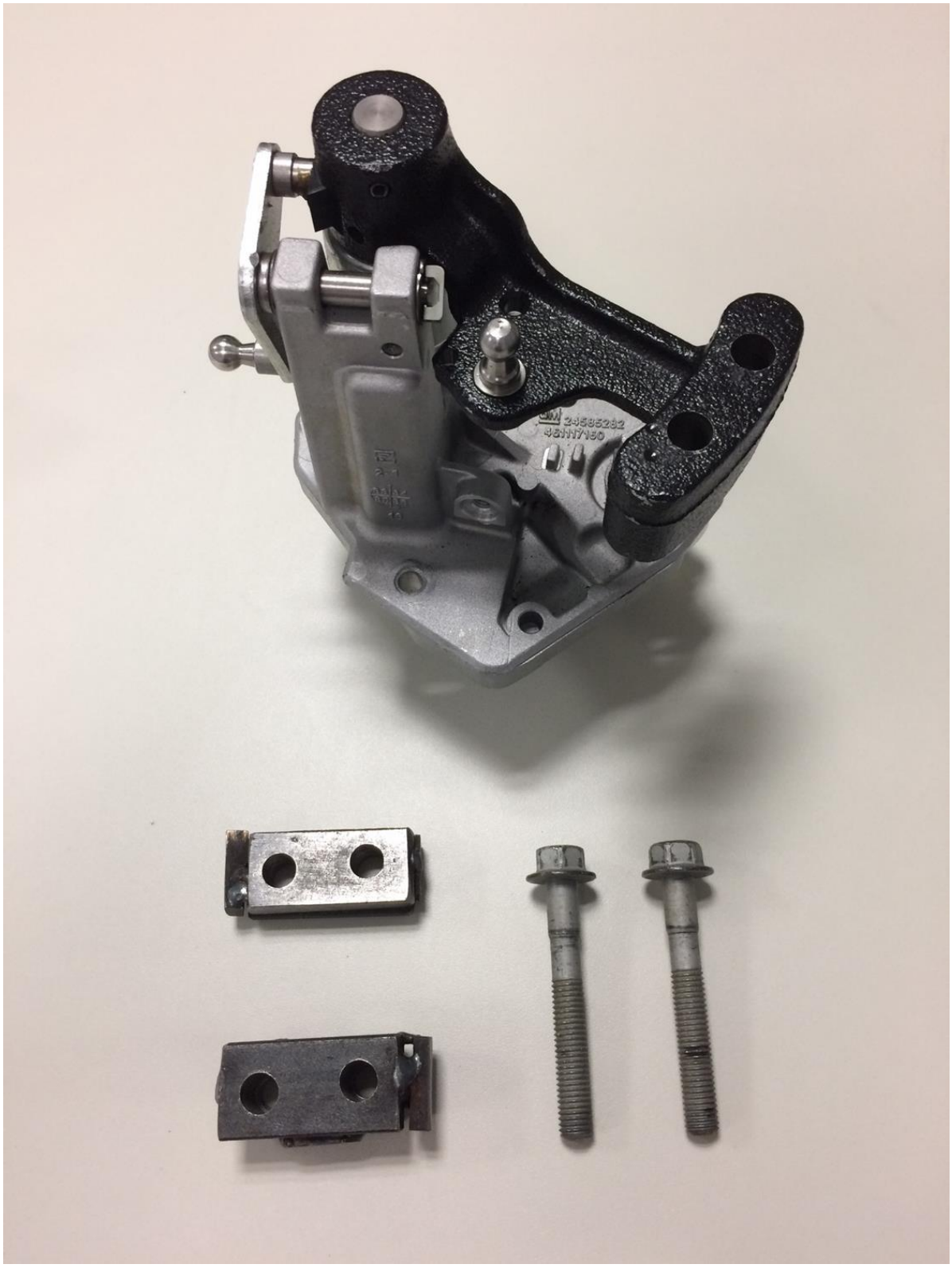
- Versão Atual Aprovada (PO) - Versão 1
  - Projeto Original (PO) - Versão 1
    - Notificação (N2) - Hospital Ifor Ltda - Versã
    - Notificação (N1) - Hospital Ifor Ltda - Versã
    - Currículo dos Assistentes
    - Documentos do Projeto
      - Comprovante de Recepção - Submissã
      - Declaração de Pesquisadores - Submis
      - Folha de Rosto - Submissão 1
      - Informações Básicas do Projeto - Subm
      - Projeto Detalhado / Brochura Investigac
      - TCLE / Termos de Assentimento / Justi
    - Apreciação 1 - Hospital Ifor Ltda - Versão 1
- Projeto Completo

Tipo de Documento	Situação	Arquivo	Postagem	Ações

HISTÓRICO DE TRÂMITES

Apreciação	Data/Hora	Tipo Trâmite	Versão	Perfil	Origem	Destino	Informações
N1	19/06/2017 16:20:26	Aceitação de Elaboração de Relatoria	1	Coordenador	Hospital Ifor Ltda	Hospital Ifor Ltda	
N1	15/06/2017 23:07:12	Confirmação de Indicação de Relatoria	1	Coordenador	Hospital Ifor Ltda	Hospital Ifor Ltda	
N1	22/03/2017 13:28:33	Indicação de Relatoria	1	Secretária	Hospital Ifor Ltda	Hospital Ifor Ltda	
N1	22/03/2017 13:28:07	Aceitação do PP	1	Secretária	PESQUISADOR	Hospital Ifor Ltda	
N1	21/03/2017 18:27:57	Notificação enviada	1	Pesquisador	PESQUISADOR	Hospital Ifor Ltda	O relatório parcial anexo é referente à todas as aVer mais >>

APÊNDICE B – COMPONENTES DA TORRE DE MUDANÇAS MODIFICADA



APÊNDICE C – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

CENTRO UNIVERSITÁRIO DA FEI

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar de um estudo denominado: "Modelamento da Qualidade da Troca de Marcha Manual Considerando Fatores Humanos", cujo objetivo é comparar os esforços exigidos dos músculos do seu braço, ombro, do peitoral e das costas enquanto você troca de marcha, manualmente, em um veículo automotivo, em diversas situações de condução.

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA

1. NOME DO VOLUNTÁRIO:

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: SEXO: .M ☐ F ☐

DATA NASCIMENTO (dd/mm/aaaa):

ENDEREÇO: Nº : Comp:

BAIRRO: CIDADE:

CEP: TELEFONE: DDD ( )

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: **Modelamento da Qualidade da Troca de Marcha Manual Considerando Fatores Humanos.**

2. PESQUISADOR:

ALUNO DE DOUTORADO: EDSON LUCIANO DUQUE (RG. 18868362-8)

CARGO/FUNÇÃO: PESQUISADOR

ORIENTADOR DA PESQUISA: PROF. DR. PLÍNIO THOMAZ AQUINO JR. (RG. 26789838-1)

CARGO/FUNÇÃO: PROFESSOR TEMPO INTEGRAL ADJUNTO I DO DEPTO. DE CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO DA FEI

LABORATÓRIO DE ENGENHARIA DE USABILIDADE DO 3iGROUP (INTERACTION AND INTELLIGENT INTERFACES GROUP)

CO-ORIENTADOR: PROFª. DRª. MARIA CLAUDIA FERRARI DE CASTRO (RG. 22697291-4 / CREA: 5060015556)

CARGO/FUNÇÃO: PROFESSOR TEMPO INTEGRAL ADJUNTO I DO DEPTO. DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FEI

LABORATÓRIO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

Os riscos são mínimos não havendo nenhuma evidência específica de que o participante irá sofrer algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo. Em função do esforço realizado durante as trocas de marcha e repetição dos movimentos, poderá haver um desconforto devido a uma leve fadiga muscular nos braços e ombros, dado que o tempo total estimado para a realização do teste é de uma hora e trinta minutos. Contudo, como forma de evitar e/ou minimizar a fadiga muscular serão utilizados períodos de descanso durante as etapas de ensaio. O percurso a ser executado na fase dinâmica corresponde a um circuito simples, fechado e sem obstáculos, e a velocidade máxima será de 60 km/h exercendo, portanto, risco mínimo ao motorista voluntário.

4.DURAÇÃO DA PESQUISA: 24 meses

III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO VOLUNTÁRIO:

1. Justificativa e os objetivos da pesquisa: **O estudo em que você está sendo convidado a participar tem como objetivo comparar os esforços musculares de seu braço, ombro, peitoral e costas durante a troca de marchas em um veículo automotivo em diversas situações. Para isso, serão colocados sensores na superfície do seu ombro, braço, antebraço, tórax e costas a fim de monitorar a contração de alguns músculos e o movimento do braço e antebraço, enquanto você executa os movimentos necessários para realizar a troca de marchas. Após esse projeto, teremos condições de dar continuidade ao estudo e desenvolvimento de sistemas de troca de marchas alternativos que ofereçam maior conforto aos motoristas.**

2. Procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais: **O procedimento de teste será realizado em duas sessões com tempo total de duração estimado em uma hora e meia. Na primeira sessão, você será esclarecido sobre o protocolo experimental e serão coletadas as suas medidas como altura, peso corporal, e comprimentos do braço, antebraço, pernas e tronco. Ainda nessa sessão, você se familiarizará com as trocas de marchas a serem realizadas, bem como as condições propostas para as avaliações. Na segunda sessão, a ser realizada no mesmo dia da primeira sessão, colocaremos alguns sensores autoadesivos sobre a pele (eletrodos). Estes sensores detectam o quanto você ativa seus músculos, e serão colados no seu braço e antebraço, ombro, tórax (peito) e dorso**

(costas). E, serão também colocados sensores que detectam movimentos do seu braço, antebraço e tronco (na região peito). Após a colocação dos sensores, solicitaremos que você se sente no banco do motorista do veículo instrumentado para um teste de força máxima. Neste teste, o veículo de avaliação estará parado com o motor desligado e você será instruído a aplicar sua força máxima à manopla da alavanca de troca de marchas nas posições de seleção de 1ª/2ª marchas, engate de todas as marchas (inclusive a ré) e ativação do mecanismo inibidor da ré para que informações da atividade muscular e forças aplicadas à manopla durante estas tarefas sejam coletadas. Após esse teste, com todos os sensores devidamente posicionados, daremos início aos ensaios onde você, em uma área controlada, avaliará o veículo em movimento por 3 vezes nas seguintes situações:

- **Com veículo em repouso, engatar a 1ª marcha a partir do ponto morto;**
- **Engatar a 2ª, 3ª e 4ª marchas, com o motor em 3000 rpm em cada troca;**
- **Engatar a 5ª marcha, com o motor em 2000 rpm;**
- **Frenar o veículo até o repouso, aguardar 5 segundos com o pé na embreagem e engatar a marcha ré.**

Portanto, você passará por 18 repetições dos experimentos, havendo um período de descanso de 3 a 5 minutos entre cada ensaio. A ordem de realização dos ensaios será aleatória de forma a minimizar sua influência nos resultados coletados. Os ensaios serão filmados para facilitar a análise posterior dos dados. Os dados coletados serão processados para a comparação dos esforços exigidos na troca de marcha nas diversas situações analisadas, a fim de dar continuidade ao estudo e desenvolvimento de sistemas de troca de marchas que proporcionem maior conforto e exijam menor esforço do usuário.

3. Desconfortos e riscos esperados: **A sua participação nesta pesquisa é voluntária e a avaliação oferece risco e desconforto mínimos. A velocidade máxima do veículo será de 60 km/h, obtida em um circuito simples e fechado em uma área controlada e sem obstáculos. E como forma de evitar um possível cansaço, será utilizado um período de descanso entre cada ensaio.**

4. Benefícios que poderão ser obtidos: **A sua participação não lhe trará nenhum benefício direto, mas permitirá um melhor conhecimento a respeito de esforços musculares na troca de marchas contribuindo indiretamente para o desenvolvimento de sistemas de troca mais eficientes para vários tipos de motoristas.**

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA CONSIGNANDO:

1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas: **Informo que o Sr(a) tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, a qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas, bem como o acesso aos resultados parciais e totais da pesquisa.**

2. Liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo: **Também é garantida a liberdade da retirada de seu consentimento, a qualquer momento, deixando de participar do estudo.**

3. Salvaguarda da confidencialidade, sigilo e privacidade: **A equipe se compromete a utilizar os dados coletados somente para pesquisa e os resultados serão veiculados através de artigos científicos em revistas especializadas e/ou em encontros científicos e congressos, sem nunca tornar possível a sua identificação, garantindo o sigilo de sua participação.**

4. Disponibilidade de assistência, por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa: **O presente estudo oferece risco mínimo à saúde, e os pesquisadores se disponibilizam a dar assistência por eventuais intercorrências.**

5. Viabilidade de indenização por eventuais danos à saúde decorrentes da pesquisa: **Sim, através de recursos próprios dos pesquisadores.**

V. INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

ALUNO DE DOUTORADO: EDSON LUCIANO DUQUE
CARGO/FUNÇÃO: PESQUISADOR
RG. 18868362-8 / CREA: 5060884455 / Tel.: (11) 971252090
ORIENTADOR DA PESQUISA: PROF. DR. PLÍNIO THOMAZ AQUINO JR.
CARGO/FUNÇÃO: PROFESSOR TEMPO INTEGRAL ADJUNTO I DO DEPTO. DE CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO DA FEI
LABORATÓRIO DE ENGENHARIA DE USABILIDADE DO 3iGROUP (INTERACTION AND INTELLIGENT INTERFACES GROUP)
RG. 26789838-1/ Tel.: (11) 996513607
CO-ORIENTADOR: PROFª. DRª. MARIA CLAUDIA FERRARI DE CASTRO
CARGO/FUNÇÃO: PROFESSOR TEMPO INTEGRAL ADJUNTO I DO DEPTO. DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FEI
LABORATÓRIO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
RG. 22697291-4 / CREA: 5060015556 / Tel.: (11) 991863413

VI - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa. O presente documento é emitido em duas vias, sendo uma do pesquisador e outro do participante.

São Bernardo do Campo, de de 201 .

Voluntário da pesquisa

Plínio Thomaz Aquino Jr.
RG. 26789838-1

Maria Claudia Ferrari de Castro
RG. 22697291-4 / CREA - 5060015556

APÊNDICE D – PRÉ-QUESTIONÁRIO

1.) Como está se sentindo hoje? Favor informar o número referente à sua avaliação: 1 – Muito bem; 3 – Bem; 5 – Relativamente bem; 7 – Ligeiramente cansado; 9 – Cansado; 11 – Muito cansado; 13 – Exausto.

2.) Qual o seu peso?

3.) Qual sua idade?

4.) À quanto tempo está habilitado para dirigir?

5.) Dirigi mais em cidade, estrada ou balanceado?

6.) Com qual frequência que dirigi por semana?

7.) Qual o tipo do veículo? (convertido para a plataforma equivalente)

8.) Seu veículo tem uma transmissão manual ou automática?

9.) Qual o valor do seu veículo?

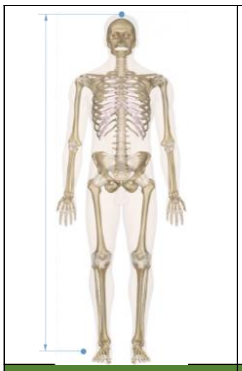
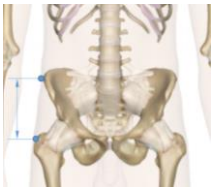
APÊNDICE E – PÓS-QUESTIONÁRIO

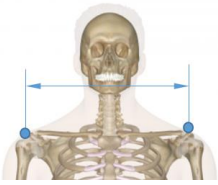
1.) Alguma reclamação devido a algum tipo de ruído durante o teste a ser reportado?

2.) Houve algum problema de precisão em alguma das trocas de marchas a ser reportado?

3.) O que mais se destacou em termos de percepção durante as trocas de marcha? Aspereza, esforço alto ou baixo, outros?

APÊNDICE F – MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS

				
Height	Hip	Hip to "H" Point	Heel to "H" Point	"H" Point to Acromioclavicular Joint

				
Hip to Incisura Jugularis	Acromioclavicular Joint to Elbow	Elbow to Hand	Hand	Shoulder to Shoulder

Fonte: Autor “adaptado de” Innerbody, 2017

APÊNDICE G – SCRIPTS FEITOS EM MATLAB

APÊNDICE G1 – SCRIPTS MATLAB DE PÓS-TRATAMENTO DOS DADOS DE SEMG DE MVC

```
% Script created to post-treat MVC sEMG signals from Trigno System.

clear all
clc

tic

% win_rms=600;
% jump=20;

win_rms=400;
jump=200;

% MIN_emg=4000;
% MAX_emg=14000;

MIN_emg=2000;
MAX_emg=7000;

MIN_im=2000;
MAX_im=7600;

% Maximum Voluntary Contraction (MVC)

xls=dir('*.xls');
xlsnames={xls.name};

[sel,ok]=listdlg(...
'ListString',xlsnames,...
'InitialValue',1,...
'Name','sEMG files',...
```

```
'PromptString','Files from current directory',...
'OKString','Load',...
'CancelString','Cancel',...
'SelectionMode','multiple');

if ok==1;
   for i=1:1:max(size(sel));
     xlsnames_str=char(xlsnames);
     MVC{i} = xlsread(xlsnames_str(i,:));
   end

end

%=================================================================
==========================================

% 1st/2nd/Rev Maximum Selection Effort

t_emg_12Sel=MVC{1,1}(:,1);
t_final_emg_12Sel=max(t_emg_12Sel);

t_im12Sel=MVC{1,1}(1:10000,33);
t_final_im12Sel=max(t_im12Sel);


%=================================================================

% Pectoralis Major - sEMG Sensor #1



max_12Sel_pectoralis=MVC{1,1}(:,2);
max_12Sel_pectoralis_mean=mean(max_12Sel_pectoralis);
max_12Sel_pectoralis_zero=max_12Sel_pectoralis-max_12Sel_pectoralis_mean;
```

```
max_12Sel_pectoralis_zero_RET=abs(max_12Sel_pectoralis_zero);

%delta_win=(D1_max_iso.dataend(1,1)-D1_max_iso.datastart(1,1))+1;


figure(1);
plot(t_emg_12Sel,max_12Sel_pectoralis_zero_RET);
title({'Rectified - Pectoralis Major - sEMG Sensor #1','Max Isometric','1st/2nd Selection'});


max_12Sel_pectoralis_zero_RET_DS=downsample(max_12Sel_pectoralis_zero_RET,2); %
correction of acquisition rate (2kHz vs. 1kHz)

i=0;
% for tstart=(max(size(MVC{1,1}))-MAX_emg:jump:max(size(MVC{1,1}))-MIN_emg);
%     i=i+1;
%
max_12Sel_pectoralis_RMS(i)=rms(max_12Sel_pectoralis_zero_RET(tstart:tstart+win_rms))
;
% end

for tstart=max(size(max_12Sel_pectoralis_zero_RET_DS)-
MAX_emg):jump:max(size(max_12Sel_pectoralis_zero_RET_DS)-MIN_emg);
   i=i+1;

max_12Sel_pectoralis_RMS(i)=rms(max_12Sel_pectoralis_zero_RET_DS(tstart:tstart+win_r
ms));
end

figure(2);
plot(max_12Sel_pectoralis_RMS);
title({'RMS - Pectoralis Major - sEMG Sensor #1','Max Isometric','1st/2nd Selection'});
```

```
mean_MaxIso_12Sel_pectoralis_RMS=mean(max_12Sel_pectoralis_RMS); % Mean RMS
for Pectoralis Major during 1st/2nd Selection
peak_MaxIso_12Sel_pectoralis_RMS=max(max_12Sel_pectoralis_RMS); % Max RMS for
Pectoralis Major during 1st/2nd Selection

%=================================================================
==========================================

% Deltoid - sEMG Sensor #2

max_12Sel_deltoid=MVC{1,1}(:,10);
max_12Sel_deltoid_mean=mean(max_12Sel_deltoid);
max_12Sel_deltoid_zero=max_12Sel_deltoid-max_12Sel_deltoid_mean;
max_12Sel_deltoid_zero_RET=abs(max_12Sel_deltoid_zero);

%delta_win=(D1_max_iso.dataend(1,1)-D1_max_iso.datastart(1,1))+1;



figure(3);
plot(t_emg_12Sel,max_12Sel_deltoid_zero_RET);
title({'Rectified - Deltoid - sEMG Sensor #2','Max Isometric','1st/2nd Selection'});

i=0;
for tstart=(max(size(MVC{1,1}))-MAX_emg:jump:max(size(MVC{1,1}))-MIN_emg);
   i=i+1;
   max_12Sel_deltoid_RMS(i)=rms(max_12Sel_deltoid_zero_RET(tstart:tstart+win_rms));
end

figure(4);
plot(max_12Sel_deltoid_RMS);
title({'RMS - Deltoid - sEMG Sensor #2','Max Isometric','1st/2nd Selection'});

mean_MaxIso_12Sel_deltoid_RMS=mean(max_12Sel_deltoid_RMS); % Mean RMS for
Deltoid during 1st/2nd Selection
```

```
peak_MaxIso_12Sel_deltoid_RMS=max(max_12Sel_deltoid_RMS); % Max RMS for
Deltoid during 1st/2nd Selection

.
.
.
%
==========================================================================
=========================================

% Extensor Digitorum - sEMG Sensor #8

max_12Sel_extensor_digitorum=MVC{1,1}(1:10000,94);
max_12Sel_extensor_digitorum_mean=mean(max_12Sel_extensor_digitorum);
max_12Sel_extensor_digitorum_zero=max_12Sel_extensor_digitorum-
max_12Sel_extensor_digitorum_mean;
max_12Sel_extensor_digitorum_zero_RET=abs(max_12Sel_extensor_digitorum_zero);

%delta_win=(D1_max_iso.dataend(1,1)-D1_max_iso.datastart(1,1))+1;


figure(15);
plot(t_im12Sel,max_12Sel_extensor_digitorum_zero_RET);
title({'Rectified - Extensor Digitorum - sEMG Sensor #8','Max Isometric','1st/2nd
Selection'});

i=0;
for tstart=(max(size(t_im12Sel))-MAX_im:jump:max(size(t_im12Sel))-MIN_im);
   i=i+1;

max_12Sel_extensor_digitorum_RMS(i)=rms(max_12Sel_extensor_digitorum_zero_RET(tst
art:tstart+win_rms));
end
```

```
figure(16);
plot(max_12Sel_extensor_digitorum_RMS);
title({'RMS - Extensor Digitorum - sEMG Sensor #8','Max Isometric','1st/2nd Selection'});

mean_MaxIso_12Sel_extensor_digitorum_RMS=mean(max_12Sel_extensor_digitorum_RM
S); % Mean RMS for Extensor Digitorum during 1st/2nd Selection
peak_MaxIso_12Sel_extensor_digitorum_RMS=max(max_12Sel_extensor_digitorum_RMS)
; % Max RMS for Extensor Digitorum during 1st/2nd Selection

.
.
.
```

(continua para todas as posições mencionadas na seção 5.1)

APÊNDICE G2 – SCRIPTS MATLAB DE PÓS-TRATAMENTO DOS DADOS DE SEMG NA CONDIÇÃO DE AVALIAÇÃO EM PISTA

```
% Script created to post-treat sEMG signals from Trigno System during regular driving.
% Addition of downsampling script for sensors 1-4 (higher acquisition rate)


clear all
clc


tic


% Driving condition dataset load

xls=dir('*.xls');
xlsnames={xls.name};

[sel,ok]=listdlg(...
'ListString',xlsnames,...
'InitialValue',1,...
'Name','sEMG files',...
'PromptString','Files from current directory',...
'OKString','Load',...
'CancelString','Cancel',...
'SelectionMode','multiple');

if ok==1;
   for i=1:1:max(size(sel));
     xlsnames_str=char(xlsnames);
     Reg_Dr{i} = xlsread(xlsnames_str(i,:));
   end
end
```

```
%=================================================================
==========================================
%=================================================================
==========================================


% Neutral to First Engagement


t_emg_N1=Reg_Dr{1,1}(:,1);
t_final_emg_N1=max(t_emg_N1);

t_imN1=Reg_Dr{1,1}(:,33);
t_final_imN1=max(t_imN1);


%=================================================================
==========================================

% Pectoralis Major (CH#1)

rd_N1_pectoralis=Reg_Dr{1,1}(:,2);
rd_N1_pectoralis_mean=mean(rd_N1_pectoralis);
rd_N1_pectoralis_zero=rd_N1_pectoralis-rd_N1_pectoralis_mean;
rd_N1_pectoralis_zero_RET=abs(rd_N1_pectoralis_zero);

%delta_win=(D1_max_iso.dataend(1,1)-D1_max_iso.datastart(1,1))+1;


figure(1);
plot(t_emg_N1,rd_N1_pectoralis_zero_RET);
```

```
title({'Rectified - Pectoralis Major - sEMG Sensor #1','Regular Driving','Neutral to 1st
Shift'});

pause

min=inputdlg('Window initial value definition','RMS set-up');
MAX_emg=str2num(min{1})
max_1=inputdlg('Window final value definition','RMS set-up');
MIN_emg=str2num(max_1{1})
win_rms_1=inputdlg('Range window','RMS set-up');
win_rms=str2num(win_rms_1{1})
jump_1=inputdlg('Jump','RMS set-up');
jump=str2num(jump_1{1})

t_emg_N1_DS=downsample(t_emg_N1,2); % correction of acquisition rate (2kHz vs. 1kHz)
rd_N1_pectoralis_zero_RET_DS=downsample(rd_N1_pectoralis_zero_RET,2); % correction
of acquisition rate (2kHz vs. 1kHz)

i=0;
for tstart=(max(size(rd_N1_pectoralis_zero_RET_DS)-
MAX_emg)):jump:max(size(rd_N1_pectoralis_zero_RET_DS)-MIN_emg);
   i=i+1;
   max_N1_pectoralis_RMS(i)=rms(rd_N1_pectoralis_zero_RET_DS(tstart:tstart+win_rms));
end

figure(2);
plot(max_N1_pectoralis_RMS);
title({'RMS - Pectoralis Major - sEMG Sensor #1','Regular Driving','Neutral to 1st Shift'});

mean_RegDr_N1_pectoralis_RMS=mean(max_N1_pectoralis_RMS); % Mean RMS for
Pectoralis Major during Neutral to 1st engagement
peak_RegDr_N1_pectoralis_RMS=max(max_N1_pectoralis_RMS); % Max RMS for
Pectoralis Major during Neutral to 1st engagement
```

```
%==================================================================
=============================================

% Deltoid (CH#2)

rd_N1_deltoid=Reg_Dr{1,1}(:,10);
rd_N1_deltoid_mean=mean(rd_N1_deltoid);
rd_N1_deltoid_zero=rd_N1_deltoid-rd_N1_deltoid_mean;
rd_N1_deltoid_zero_RET=abs(rd_N1_deltoid_zero);

%delta_win=(D1_max_iso.dataend(1,1)-D1_max_iso.datastart(1,1))+1;



figure(3);
plot(t_emg_N1,rd_N1_deltoid_zero_RET);
title({'Rectified - Deltoid - sEMG Sensor #2','Regular Driving','Neutral to 1st Shift'});

rd_N1_deltoid_zero_RET_DS=downsample(rd_N1_deltoid_zero_RET,2); % correction of
acquisition rate (2kHz vs. 1kHz)

i=0;
for tstart=(max(size(rd_N1_deltoid_zero_RET_DS)-
MAX_emg)):jump:max(size(rd_N1_deltoid_zero_RET_DS)-MIN_emg);
   i=i+1;
   max_N1_deltoid_RMS(i)=rms(rd_N1_deltoid_zero_RET_DS(tstart:tstart+win_rms));
end

figure(4);
plot(max_N1_deltoid_RMS);
title({'RMS - Deltoid - sEMG Sensor #2','Regular Driving','Neutral to 1st Shift'});

mean_RegDr_N1_deltoid_RMS=mean(max_N1_deltoid_RMS); % Mean RMS for Deltoid
during Neutral to 1st engagement
```

```
peak_RegDr_N1_deltoid_RMS=max(max_N1_deltoid_RMS); % Max RMS for Deltoid
during Neutral to 1st engagement

.
.
.

%=================================================================
=========================================

% Extensor Digitorum (CH#8)

rd_N1_extensor_digitorum=Reg_Dr{1,1}(:,94);
rd_N1_extensor_digitorum_mean=mean(rd_N1_extensor_digitorum);
rd_N1_extensor_digitorum_zero=rd_N1_extensor_digitorum-
rd_N1_extensor_digitorum_mean;
rd_N1_extensor_digitorum_zero_RET=abs(rd_N1_extensor_digitorum_zero);

%delta_win=(D1_max_iso.dataend(1,1)-D1_max_iso.datastart(1,1))+1;


figure(15);
plot(t_emg_N1,rd_N1_extensor_digitorum_zero_RET);
title({'Rectified - Extensor Digitorum - sEMG Sensor #8','Regular Driving','Neutral to 1st
Shift'});


i=0;
for tstart=(max(size(Reg_Dr{1,1}))-MAX_im:jump_im:max(size(Reg_Dr{1,1}))-MIN_im);
   i=i+1;

max_N1_extensor_digitorum_RMS(i)=rms(rd_N1_extensor_digitorum_zero_RET(tstart:tstar
t+win_rms_im));
end
```

```
figure(16);
plot(max_N1_extensor_digitorum_RMS);
title({'RMS - Extensor Digitorum - sEMG Sensor #8','Regular Driving','Neutral to 1st Shift'});

mean_RegDr_N1_extensor_digitorum_RMS=mean(max_N1_extensor_digitorum_RMS); %
Mean RMS for Extensor Digitorum during Neutral to 1st engagement
peak_RegDr_N1_extensor_digitorum_RMS=max(max_N1_extensor_digitorum_RMS); %
Max RMS for Extensor Digitorum during Neutral to 1st engagement
```

.

.

.

(continua para todas as trocas em condição de marcha citadas na Tabela 2)

APÊNDICE H – RESULTADOS DO SPSS PARA O MODELO COMPLETO COM 40 VARIÁVEIS APÓS O PROCESSO DE ELIMINAÇÃO RETROATIVO

APÊNDICE H1 – TABELA RESUMO DOS RESULTADOS DO SPSS PARA O MODELO COMPLETO – 40 VARIÁVEIS

Coefficients[a]

Model		Unstandardized Coefficients		Std. Coefficients	t	Sig.	95,0% Confidence Interval for B		Correlations			Collinearity Statistics	
		B	Std. Error	Beta			Lower Bound	Upper Bound	Zero-order	Partial	Part	Tolerance	VIF
1	(Constant)	-9,063	5,113		-1,772	,080	-19,228	1,102					
	Test Time	1,206E-5	,000	,079	,674	,502	,000	,000	,126	,072	,026	,111	8,986
	How are you feeling today?	-1,084	,491	-,838	-2,207	,030	-2,061	-,108	-,203	-,232	-,086	,011	94,972
	Age	-,148	,031	-,783	-4,698	,000	-,210	-,085	,074	-,452	-,183	,055	18,302
	City(1) or Hwy(2) or Balanced(3)	,954	,506	,687	1,886	,063	-,052	1,959	,130	,199	,073	,011	87,545
	How many per week?	,164	,119	,307	1,378	,172	-,073	,400	-,217	,147	,054	,031	32,663
	Car Type: A(1), B(2), C(3) or D(4)	,249	,298	,176	,833	,407	-,344	,842	,087	,090	,032	,034	29,469
	MT(1) or AT(2)	8,589	2,262	1,525	3,797	,000	4,092	13,086	,145	,379	,148	,009	106,329
	Car Value	-,092	,028	-,999	-3,232	,002	-,149	-,035	-,085	-,329	-,126	,016	63,012
	Hip	,025	,004	,892	6,205	,000	,017	,033	,393	,556	,242	,073	13,617
	Hip to "H" Point	-,036	,014	-1,008	-2,626	,010	-,063	-,009	,273	-,272	-,102	,010	97,216
	Ratio	30,283	11,881	,932	2,549	,013	6,665	53,901	-,044	,265	,099	,011	88,233
	Hip to Incisura Jugularis	,021	,009	,579	2,261	,026	,003	,040	-,090	,237	,088	,023	43,283
	Shoulder to Elbow	,075	,024	1,298	3,164	,002	,028	,122	,401	,323	,123	,009	111,016
	Hand	-,125	,058	-,716	-2,160	,034	-,240	-,010	,435	-,227	-,084	,014	72,403
	Shoulder to Shoulder	-,053	,023	-,918	-2,277	,025	-,099	-,007	,274	-,238	-,089	,009	107,081
	Biceps	-,210	,562	-,052	-,374	,710	-1,327	,907	-,362	-,040	-,015	,080	12,543
	Triceps Lateral HD	,135	,754	,027	,180	,858	-1,362	1,633	,053	,019	,007	,069	14,532
	Triceps Long HD	,133	,592	,030	,225	,823	-1,043	1,309	,092	,024	,009	,087	11,553
	Dorsal	-,171	,960	-,023	-,179	,859	-2,079	1,736	-,163	-,019	-,007	,089	11,194
	Pectoralis	-2,121	1,177	-,308	-1,802	,075	-4,461	,219	-,192	-,191	-,070	,052	19,224
	Deltoid	1,207	,866	,125	1,394	,167	-,514	2,928	,007	,149	,054	,188	5,321
	Flexor Carpi	,257	,416	,048	,617	,539	-,571	1,085	-,188	,066	,024	,255	3,924
	Extensor	,705	,696	,120	1,013	,314	-,678	2,089	,002	,109	,039	,108	9,240
	Double Bump Ratio (DBR)	-,253	,344	-,067	-,735	,464	-,938	,432	-,023	-,079	-,029	,182	5,492
	Double Bump Integral (N.s)	-,122	,267	-,047	-,459	,647	-,653	,408	-,095	-,049	-,018	,147	6,802
	Synchronisation Integral (N.s)	-,052	,020	-,180	-2,624	,010	-,091	-,013	-,043	-,272	-,102	,321	3,119
	Fx (N)	-,001	,002	-,035	-,661	,510	-,005	,002	-,140	-,071	-,026	,534	1,872
	Fy (N)	-,003	,003	-,059	-1,239	,219	-,008	,002	-,044	-,132	-,048	,660	1,514
	Ft (N)	-,002	,004	-,028	-,352	,726	-,010	,007	,028	-,038	-,014	,236	4,246
	Efficiency Medium	1,153	1,386	,125	,831	,408	-1,604	3,909	,224	,089	,032	,067	14,846

	Efficiency Max	-1,447	,235	-,643	-6,156	,000	-1,914	-,980	-,563	-,553	-,240	,139	7,199
	Efficiency Min	4,039	3,096	,071	1,305	,196	-2,116	10,193	,074	,139	,051	,515	1,943
	Efficiency Median	-,783	1,151	-,104	-,680	,498	-3,072	1,506	,291	-,073	-,026	,065	15,484

Lengeda: (a) Dependent Variable: Subjective Rating

APÊNDICE H2 – TABELA DOS RESULTADOS DO SPSS PARA O MODELO COMPLETO (40 VARIÁVEIS) APÓS O PROCESSO RETROATIVO

Coefficients[a]

Rows 400 through 459 of 459

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.	95,0% Confidence Interval for B		Correlations			Collinearity Statistics	
		B	Std. Error	Beta			Lower Bound	Upper Bound	Zero-order	Partial	Part	Tolerance	VIF
18	(Constant)	-9,999	3,573		-2,799	,006	-17,085	-2,913					
	How are you feeling today?	-1,887	,290	-1,458	-6,515	,000	-2,462	-1,313	-,203	-,540	-,251	,030	33,645
	Age	-,153	,020	-,810	-7,614	,000	-,193	-,113	,074	-,600	-,294	,132	7,601
	City(1) or Hwy(2) or Balanced(3)	1,307	,264	,942	4,942	,000	,783	1,832	,130	,438	,191	,041	24,382
	How many per week?	,322	,067	,604	4,823	,000	,190	,455	-,217	,429	,186	,095	10,528
	MT(1) or AT(2)	10,754	1,524	1,909	7,057	,000	7,732	13,776	,145	,571	,272	,020	49,156
	Car Value	-,051	,010	-,559	-4,957	,000	-,072	-,031	-,085	-,439	-,191	,117	8,541
	Hip	,027	,002	,990	12,158	,000	,023	,032	,393	,768	,469	,224	4,456
	Hip to "H" Point	-,037	,007	-1,052	-5,175	,000	-,052	-,023	,273	-,454	-,200	,036	27,750
	Ratio	39,914	6,923	1,229	5,765	,000	26,184	53,644	-,044	,494	,222	,033	30,519
	Hip to Incisura Jugularis	,028	,006	,757	5,019	,000	,017	,039	-,090	,443	,194	,065	15,281
	Shoulder to Elbow	,090	,016	1,562	5,625	,000	,058	,122	,401	,485	,217	,019	51,824
	Hand	-,151	,033	-,862	-4,563	,000	-,216	-,085	,435	-,410	-,176	,042	23,978
	Shoulder to Shoulder	-,080	,015	-1,400	-5,273	,000	-,111	-,050	,274	-,461	-,203	,021	47,336
	Pectoralis	-2,822	,697	-,409	-4,046	,000	-4,206	-1,439	-,192	-,370	-,156	,145	6,875
	Synchronisation Integral (N.s)	-,046	,012	-,160	-3,717	,000	-,070	-,021	-,043	-,344	-,143	,808	1,238
	Efficiency Max	-1,443	,118	-,641	-12,225	,000	-1,677	-1,209	-,563	-,769	-,472	,541	1,848

APÊNDICE I – MATRIZES DE CORRELAÇÃO

APÊNDICE II – MATRIZ DE CORRELAÇÃO DAS VARIÁVEIS ANTROPOMÉTRICAS

Correlation Matrix[a]

		Weight	Height	Hip	Hip to "H" Point	Heel to "H" Point	"H" Point to Acromioclavicular Joint	Ratio	Hip to Incisura Jugularis	Shoulder to Elbow	Elbow to Hand	Hand	Shoulder to Shoulder
Correlation	Weight	1,000	,714	,572	,040	,654	,503	,003	-,135	,658	,722	,170	,750
	Height	,714	1,000	,436	,441	,870	,591	-,093	,108	,774	,915	,584	,561
	Hip	,572	,436	1,000	,219	,482	,442	,070	-,081	,436	,605	-,065	,157
	Hip to "H" Point	,040	,441	,219	1,000	,161	,552	,407	,334	,353	,453	,241	,130
	Heel to "H" Point	,654	,870	,482	,161	1,000	,359	-,417	-,143	,803	,898	,629	,284
	"H" Point to Acromioclavicular Joint	,503	,591	,442	,552	,359	1,000	,699	,199	,560	,629	,292	,585
	Ratio	,003	-,093	,070	,407	-,417	,699	1,000	,301	-,069	-,076	-,205	,358
	Hip to Incisura Jugularis	-,135	,108	-,081	,334	-,143	,199	,301	1,000	-,230	-,102	-,209	,150
	Shoulder to Elbow	,658	,774	,436	,353	,803	,560	-,069	-,230	1,000	,886	,561	,383
	Elbow to Hand	,722	,915	,605	,453	,898	,629	-,076	-,102	,886	1,000	,541	,425
	Hand	,170	,584	-,065	,241	,629	,292	-,205	-,209	,561	,541	1,000	,155
	Shoulder to Shoulder	,750	,561	,157	,130	,284	,585	,358	,150	,383	,425	,155	1,000

APÊNDICE I2 – MATRIZ DE CORRELAÇÃO DAS VARIÁVEIS DEMOGRÁFICAS

Correlation Matrix[a]

		Test Time	How are you feeling today?	Gender (F=1 / M=2)	Age	License experience	City(1) or Hwy (2) or Balanced(3)	How many per week?	Car Type: A (1), B(2), C(3) or D(4)	MT(1) or AT(2)	Car Value
Correlation	Test Time	1,000	-,788	,276	,039	,062	,277	-,250	,169	-,342	-,159
	How are you feeling today?	-,788	1,000	-,261	-,093	-,101	-,241	,285	-,042	,318	,342
	Gender (F=1 / M=2)	,276	-,261	1,000	,399	,407	,826	,191	-,009	-,158	-,449
	Age	,039	-,093	,399	1,000	,990	,419	,230	,091	-,085	-,246
	License experience	,062	-,101	,407	,990	1,000	,421	,232	,129	-,085	-,222
	City(1) or Hwy(2) or Balanced(3)	,277	-,241	,826	,419	,421	1,000	,153	-,061	-,380	-,583
	How many per week?	-,250	,285	,191	,230	,232	,153	1,000	-,087	-,299	-,267
	Car Type: A(1), B(2), C(3) or D(4)	,169	-,042	-,009	,091	,129	-,061	-,087	1,000	,281	,546
	MT(1) or AT(2)	-,342	,318	-,158	-,085	-,085	-,380	-,299	,281	1,000	,436
	Car Value	-,159	,342	-,449	-,246	-,222	-,583	-,267	,546	,436	1,000

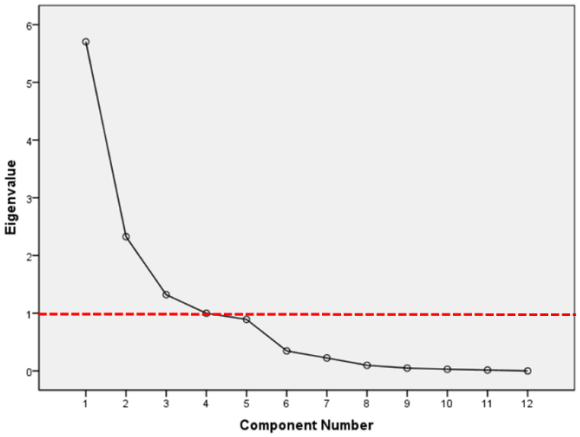
APÊNDICE J – RESULTADO DAS ANÁLISES FATORIAIS

APÊNDICE J1 – RESULTADO DA ANÁLISE FATORIAL REALIZADA PARA AS VARIÁVEIS ANTROPOMÉTRICAS

KMO and Bartlett's Test

Kaiser-Meyer-Olkin Measure of Sampling Adequacy.		,540
Bartlett's Test of Sphericity	Approx. Chi-Square	2565,706
	df	66
	Sig.	,000

Scree Plot



Rotated Component Matrix[a]

	Component		
	1	2	3
Weight	,275	,919	-,109
Height	,775	,529	,143
Hip	,169	,684	-,017
Hip to "H" Point	,466	-,011	,738
Heel to "H" Point	,826	,442	-,242
"H" Point to Acromioclavicular Joint	,319	,581	,667
Ratio	-,331	,240	,829
Hip to Incisura Jugularis	-,101	-,101	,642
Shoulder to Elbow	,750	,509	-,003
Elbow to Hand	,782	,584	,064
Hand	,856	-,090	-,013
Shoulder to Shoulder	,072	,738	,287

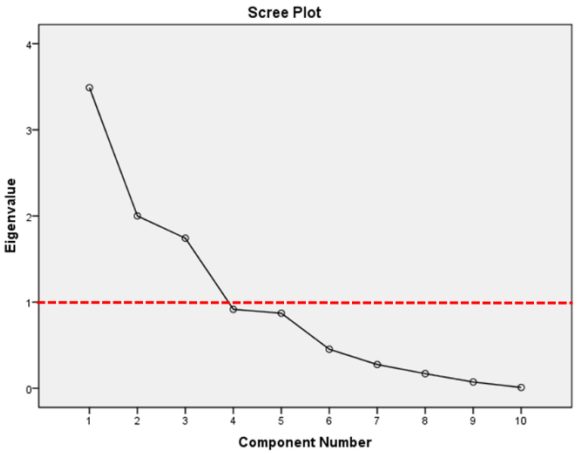
Extraction Method: Principal Component Analysis.
Rotation Method: Varimax with Kaiser Normalization.

a. Rotation converged in 5 iterations.

APÊNDICE J2 – RESULTADO DA ANÁLISE FATORIAL REALIZADA PARA AS VARIÁVEIS DEMOGRÁFICAS

KMO and Bartlett's Test

Kaiser-Meyer-Olkin Measure of Sampling Adequacy.		,500
Bartlett's Test of Sphericity	Approx. Chi-Square	1020,927
	df	45
	Sig.	,000



Rotated Component Matrix[a]

	Component		
	1	2	3
Test Time	,103	-,084	-,910
How are you feeling today?	-,105	,181	,885
Gender (F=1 / M=2)	,658	-,340	-,253
Age	,924	,044	,070
License experience	,932	,068	,051
City(1) or Hwy(2) or Balanced(3)	,644	-,478	-,262
How many per week?	,320	-,388	,512
Car Type: A(1), B(2), C(3) or D(4)	,230	,751	-,224
MT(1) or AT(2)	-,090	,677	,250
Car Value	-,287	,832	,120

Extraction Method: Principal Component Analysis.
Rotation Method: Varimax with Kaiser Normalization.

a. Rotation converged in 5 iterations.

APÊNDICE K – RESULTADO DAS REGRESSÕES LINEARES

APÊNDICE K1 – RESULTADO DA REGRESSÃO LINEAR – 1ª ITERAÇÃO

Model Summary

Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate	Change Statistics				
					R Square Change	F Change	df1	df2	Sig. F Change
1	,931[a]	,867	,818	52551251320	,867	17,748	32	87	,000
2	,931[b]	,867	,820	52252413101	,000	,002	1	87	,964
3	,931[c]	,867	,822	51960657047	,000	,009	1	88	,925
4	,931[d]	,867	,824	51678285220	,000	,024	1	89	,876
5	,931[e]	,867	,826	51400813728	,000	,025	1	90	,874
6	,931[f]	,867	,828	51131730687	,000	,039	1	91	,843
7	,931[g]	,867	,830	50869385006	,000	,048	1	92	,827
8	,931[h]	,867	,831	50643361342	,000	,167	1	93	,684
9	,931[i]	,866	,833	50428018027	,000	,194	1	94	,661
10	,931[j]	,866	,834	50203918743	,000	,149	1	95	,701
11	,931[k]	,866	,835	50012555326	,000	,262	1	96	,610
12	,930[l]	,865	,836	49883196342	-,001	,494	1	97	,484
13	,930[m]	,864	,837	49820504549	-,001	,751	1	98	,388
14	,929[n]	,862	,836	49934394261	-,002	1,458	1	99	,230
15	,927[o]	,860	,835	50040950501	-,002	1,432	1	100	,234
16	,926[p]	,857	,833	50355144234	-,003	2,285	1	101	,134
17	,924[q]	,853	,830	50794880297	-,004	2,807	1	102	,097
18	,921[r]	,849	,827	51279316009	-,004	2,993	1	103	,087
19	,919[s]	,844	,824	51785466373	-,004	3,083	1	104	,082

Coefficients[a]

Rows 401 through 456 of 456

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.	95,0% Confidence Interval for B		Correlations			Collinearity Statistics	
		B	Std. Error	Beta			Lower Bound	Upper Bound	Zero-order	Partial	Part	Tolerance	VIF
19	(Constant)	-1,239	2,872		-,431	,667	-6,935	4,456					
	Age	-,043	,010	-,226	-4,110	,000	-,063	-,022	,074	-,372	-,158	,490	2,042
	MT(1) or AT(2)	,758	,319	,135	2,380	,019	,126	1,390	,145	,226	,092	,464	2,157
	Weight	,062	,012	,767	5,192	,000	,038	,085	,452	,452	,200	,068	14,726
	Height	9,023	1,888	,495	4,779	,000	5,279	12,767	,595	,423	,184	,138	7,242
	Ratio	8,957	2,503	,276	3,579	,001	3,994	13,920	-,044	,330	,138	,250	4,006
	Shoulder to Elbow	-,026	,006	-,454	-4,768	,000	-,037	-,015	,401	-,422	-,184	,163	6,118
	Hand	,081	,013	,465	6,478	,000	,056	,106	,435	,534	,249	,287	3,483
	Shoulder to Shoulder	-,034	,006	-,583	-5,566	,000	-,045	-,022	,274	-,477	-,214	,135	7,409
	Triceps Long HD	1,115	,342	,249	3,264	,001	,437	1,792	,092	,303	,126	,254	3,938
	Pectoralis	-1,902	,611	-,276	-3,115	,002	-3,112	-,691	-,192	-,291	-,120	,189	5,291
	Deltoid	,991	,485	,103	2,044	,043	,030	1,953	,007	,196	,079	,585	1,709
	Extensor	1,022	,394	,174	2,591	,011	,240	1,803	,002	,245	,100	,330	3,033
	Synchronisation Integral (N.s)	-,053	,012	-,186	-4,311	,000	-,078	-,029	-,043	-,388	-,166	,797	1,254
	Efficiency Max	-1,064	,092	-,473	-11,526	,000	-1,247	-,881	-,563	-,747	-,444	,881	1,136

a. Dependent Variable: Subjective Rating

APÊNDICE K2 – RESULTADO DA REGRESSÃO LINEAR – 2ª ITERAÇÃO

Model Summary

Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate	Change Statistics				
					R Square Change	F Change	df1	df2	Sig. F Change
1	,924[a]	,853	,801	,54940992394	,853	16,491	31	88	,000
2	,924[b]	,853	,804	,54631556841	,000	,000	1	88	,986
3	,924[c]	,853	,806	,54330159501	,000	,010	1	89	,922
4	,924[d]	,853	,808	,54034265019	,000	,011	1	90	,915
5	,924[e]	,853	,810	,53751331314	,000	,039	1	91	,844
6	,924[f]	,853	,812	,53478951183	,000	,060	1	92	,807
7	,923[g]	,853	,814	,53214484534	,000	,073	1	93	,788
8	,923[h]	,853	,815	,52984204534	,000	,180	1	94	,673
9	,922[i]	,851	,815	,53001578162	-,002	1,063	1	95	,305
10	,921[j]	,848	,814	,53209699666	-,003	1,763	1	96	,187
11	,920[k]	,847	,814	,53180854050	-,001	,894	1	97	,347
12	,919[l]	,845	,814	,53197171149	-,002	1,061	1	98	,306
13	,918[m]	,843	,813	,53291247524	-,002	1,354	1	99	,247
14	,917[n]	,841	,813	,53290287285	-,002	,996	1	100	,321
15	,916[o]	,839	,812	,53456639935	-,003	1,638	1	101	,204
16	,915[p]	,837	,812	,53445096166	-,002	,956	1	102	,331
17	,913[q]	,834	,810	,53723035200	-,003	2,085	1	103	,152
18	,911[r]	,830	,808	,54078140915	-,004	2,393	1	104	,125
19	,908[s]	,825	,804	,54587675570	-,005	3,007	1	105	,086

Coefficients[a]

Rows 401 through 437 of 437

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.	95,0% Confidence Interval for B		Correlations			Collinearity Statistics	
		B	Std. Error	Beta			Lower Bound	Upper Bound	Zero-order	Partial	Part	Tolerance	VIF
19	(Constant)	-4,120	1,172		-3,515	,001	-6,443	-1,796					
	Test Time	3,435E-5	,000	,224	3,873	,000	,000	,000	,126	,352	,157	,492	2,031
	Gender (F=1 / M=2)	-,440	,207	-,148	-2,123	,036	-,852	-,029	,384	-,202	-,086	,340	2,942
	License experience	-,070	,010	-,365	-6,764	,000	-,090	-,049	,068	-,549	-,275	,565	1,771
	MT(1) or AT(2)	1,952	,305	,347	6,397	,000	1,347	2,557	,145	,528	,260	,561	1,781
	Car Value	-,052	,007	-,567	-7,811	,000	-,065	-,039	-,085	-,604	-,317	,313	3,198
	Shoulder to Elbow	-,022	,008	-,378	-2,683	,008	-,038	-,006	,401	-,252	-,109	,083	12,034
	Elbow to Hand	,068	,009	1,117	7,573	,000	,051	,086	,583	,593	,307	,076	13,212
	Triceps Lateral HD	1,707	,277	,336	6,169	,000	1,158	2,256	,053	,514	,250	,554	1,804
	Triceps Long HD	,695	,273	,156	2,548	,012	,154	1,237	,092	,240	,103	,442	2,264
	Dorsal	1,668	,539	,226	3,096	,003	,600	2,736	-,163	,288	,126	,308	3,247
	Synchronisation Integral (N.s)	-,062	,012	-,217	-5,130	,000	-,087	-,038	-,043	-,446	-,208	,920	1,087
	Efficiency Medium	,954	,421	,103	2,266	,026	,119	1,788	,224	,215	,092	,794	1,260
	Efficiency Max	-1,014	,104	-,451	-9,752	,000	-1,220	-,808	-,563	-,688	-,396	,771	1,296

a. Dependent Variable: Subjective Rating

APÊNDICE K3 – RESULTADO DA REGRESSÃO LINEAR – 3ª ITERAÇÃO

Model Summary

Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate	Change Statistics				
					R Square Change	F Change	df1	df2	Sig. F Change
1	,920[a]	,847	,798	55477579493	,847	17,161	29	90	,000
2	,920[b]	,847	,800	55172660331	,000	,002	1	90	,961
3	,920[c]	,847	,802	54875687431	,000	,012	1	91	,912
4	,920[d]	,847	,804	54591533564	,000	,039	1	92	,843
5	,920[e]	,847	,806	54316984619	,000	,057	1	93	,812
6	,920[f]	,847	,808	54057131877	,000	,093	1	94	,761
7	,920[g]	,846	,809	53812945206	,000	,135	1	95	,714
8	,920[h]	,846	,811	53539626838	,000	,017	1	96	,896
9	,920[i]	,846	,813	53335787152	,000	,255	1	97	,615
10	,919[j]	,845	,814	53188873690	-,001	,455	1	98	,501
11	,919[k]	,844	,815	53033831427	-,001	,418	1	99	,520
12	,919[l]	,844	,816	52895324262	-,001	,473	1	100	,493
13	,918[m]	,842	,816	52865109455	-,001	,884	1	101	,349
14	,917[n]	,841	,817	52760170671	-,001	,591	1	102	,444
15	,917[o]	,840	,817	52678755355	-,001	,679	1	103	,412
16	,914[p]	,835	,813	53374217835	-,006	3,791	1	104	,054
17	,911[q]	,829	,808	54001157901	-,006	3,505	1	105	,064
18	,908[r]	,825	,805	54455693912	-,005	2,809	1	106	,097

Coefficients[a]

Rows 301 through 387 of 387

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.	95,0% Confidence Interval for B		Correlations			Collinearity Statistics	
		B	Std. Error	Beta			Lower Bound	Upper Bound	Zero-order	Partial	Part	Tolerance	VIF
18	(Constant)	-22,068	2,741		-8,051	,000	-27,502	-16,634					
	Gender (F=1 / M=2)	-,528	,251	-,177	-2,105	,038	-1,025	-,031	,384	-,199	-,085	,231	4,321
	Age	,263	,057	1,394	4,593	,000	,150	,377	,074	,406	,186	,018	56,192
	License experience	-,315	,059	-1,653	-5,329	,000	-,432	-,198	,068	-,458	-,216	,017	58,674
	MT(1) or AT(2)	1,425	,272	,253	5,246	,000	,887	1,964	,145	,452	,212	,705	1,419
	Height	10,055	1,504	,552	6,687	,000	7,074	13,036	,595	,543	,271	,241	4,154
	Ratio	7,313	1,816	,225	4,027	,000	3,713	10,914	-,044	,363	,163	,524	1,907
	Hand	,056	,011	,317	4,964	,000	,033	,078	,435	,433	,201	,401	2,495
	Triceps Lateral HD	,663	,216	,131	3,068	,003	,235	1,092	,053	,284	,124	,903	1,107
	Triceps Long HD	1,887	,274	,422	6,894	,000	1,345	2,430	,092	,555	,279	,437	2,288
	Pectoralis	-2,102	,521	-,305	-4,034	,000	-3,135	-1,069	-,192	-,363	-,163	,287	3,485
	Synchronisation Integral (N.s)	-,052	,012	-,180	-4,208	,000	-,076	-,027	-,043	-,377	-,170	,899	1,112
	Efficiency Max	-1,187	,096	-,528	-12,425	,000	-1,377	-,998	-,563	-,769	-,503	,909	1,100

a. Dependent Variable: Subjective Rating

APÊNDICE K4 – RESULTADO DA REGRESSÃO LINEAR – 4ª ITERAÇÃO

Model Summary

Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate	Change Statistics				
					R Square Change	F Change	df1	df2	Sig. F Change
1	,915[a]	,837	,787	56923918052	,837	16,685	28	91	,000
2	,915[b]	,837	,789	56613772945	,000	,000	1	91	,988
3	,915[c]	,837	,791	56309471761	,000	,003	1	92	,957
4	,915[d]	,837	,794	56013675499	,000	,015	1	93	,903
5	,915[e]	,837	,796	55732605149	,000	,049	1	94	,825
6	,915[f]	,837	,798	55463932409	,000	,077	1	95	,782
7	,914[g]	,836	,799	55254305280	,000	,268	1	96	,606
8	,914[h]	,836	,801	55025075081	,000	,189	1	97	,665
9	,914[i]	,835	,802	54838237353	-,001	,329	1	98	,568
10	,914[j]	,835	,803	54676373699	-,001	,411	1	99	,523
11	,913[k]	,834	,804	54522718892	-,001	,433	1	100	,512
12	,912[l]	,832	,804	54541018859	-,002	1,068	1	101	,304
13	,911[m]	,830	,803	54671582551	-,002	1,494	1	102	,224
14	,908[n]	,824	,798	55362779088	-,006	3,646	1	103	,059
15	,905[o]	,819	,795	55784095927	-,004	2,604	1	104	,110
16	,902[p]	,813	,790	56481724633	-,006	3,668	1	105	,058
17	,898[q]	,806	,785	57199341264	-,007	3,736	1	106	,056

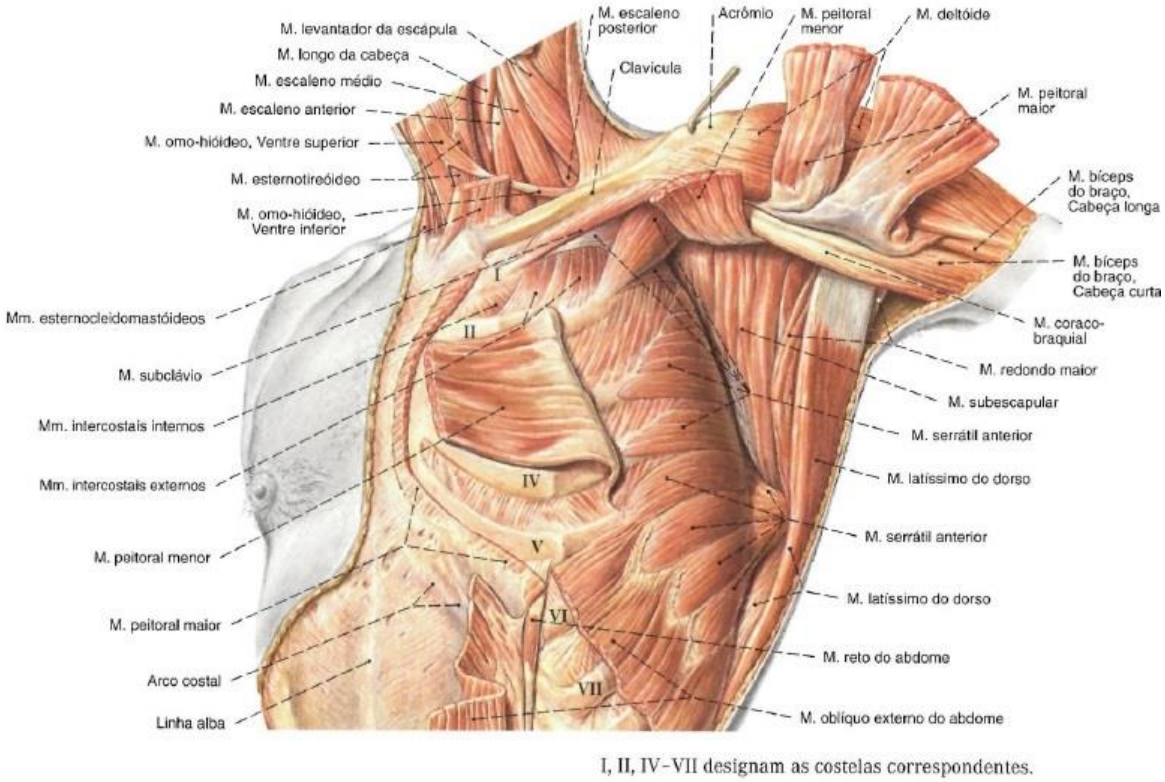
Coefficients[a]

Rows 300 through 357 of 357

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.	95,0% Confidence Interval for B		Correlations			Collinearity Statistics	
		B	Std. Error	Beta			Lower Bound	Upper Bound	Zero-order	Partial	Part	Tolerance	VIF
17	(Constant)	-12,495	1,861		-6,715	,000	-16,183	-8,806					
	How are you feeling today?	-,349	,071	-,270	-4,901	,000	-,490	-,208	-,203	-,428	-,208	,597	1,675
	Age	-,025	,010	-,134	-2,510	,014	-,045	-,005	,074	-,236	-,107	,630	1,588
	MT(1) or AT(2)	2,000	,295	,355	6,768	,000	1,414	2,585	,145	,547	,288	,657	1,521
	Height	15,726	1,251	,863	12,573	,000	13,246	18,205	,595	,772	,535	,384	2,605
	Ratio	7,981	1,970	,246	4,050	,000	4,075	11,887	-,044	,365	,172	,491	2,035
	Shoulder to Shoulder	-,026	,004	-,448	-6,225	,000	-,034	-,018	,274	-,516	-,265	,350	2,857
	Triceps Lateral HD	,781	,237	,154	3,290	,001	,311	1,252	,053	,303	,140	,826	1,210
	Triceps Long HD	1,037	,296	,232	3,499	,001	,449	1,624	,092	,320	,149	,411	2,430
	Dorsal	1,431	,593	,194	2,414	,017	,256	2,606	-,163	,227	,103	,279	3,582
	Pectoralis	-1,794	,536	-,260	-3,346	,001	-2,857	-,731	-,192	-,308	-,142	,299	3,344
	Synchronisation Integral (N.s)	-,060	,013	-,210	-4,667	,000	-,086	-,035	-,043	-,411	-,198	,893	1,119
	Efficiency Max	-1,093	,100	-,486	-10,980	,000	-1,291	-,896	-,563	-,728	-,467	,923	1,083

a. Dependent Variable: Subjective Rating

ANEXO A – DETALHAMENTO DA MUSCULATURA DO TORAX



Fonte: Autor “adaptado de” Sobotta, 2000, p.188