

**CARACTERIZAÇÃO DOS FATORES HUMANOS FRENTE
À UTILIZAÇÃO DE SISTEMAS AVANÇADOS DE
ASSISTÊNCIA AO MOTORISTA (ADAS): UM ESTUDO
COMPORTAMENTAL**

GABRIEL MARTINS DE CASTRO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM TRANSPORTES

**FACULDADE DE TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA CIVIL E AMBIENTAL

CARACTERIZAÇÃO DOS FATORES HUMANOS FRENTE
À UTILIZAÇÃO DE SISTEMAS AVANÇADOS DE
ASSISTÊNCIA AO MOTORISTA (ADAS): UM ESTUDO
COMPORTAMENTAL

GABRIEL MARTINS DE CASTRO

ORIENTADORA: RITA DE CÁSSIA SILVA

CO-ORIENTADOR: CRISTIANO JACQUES MIOSSO RODRIGUES
MENDES

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM TRANSPORTES

PUBLICAÇÃO: T.DM-001/2025

BRASÍLIA/DF: JANEIRO/2025

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA CIVIL E AMBIENTAL

CARACTERIZAÇÃO DOS FATORES HUMANOS FRENTE
À UTILIZAÇÃO DE SISTEMAS AVANÇADOS DE
ASSISTÊNCIA AO MOTORISTA (ADAS): UM ESTUDO
COMPORTAMENTAL

GABRIEL MARTINS DE CASTRO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TRANSPORTES DO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA CIVIL E AMBIENTAL DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM TRANSPORTES.

APROVADA POR:

RITA DE CÁSSIA SILVA, Dra, (UnB)
(ORIENTADORA)

EVANDRO LEONARDO SILVA TEIXEIRA, Dr, (UnB)
(EXAMINADOR INTERNO)

MAX MAURO DIAS SANTOS, Dr, (UTFPR)
(EXAMINADOR EXTERNO)

BRASÍLIA/DF, 30 de JANEIRO de 2025

FICHA CATALOGRÁFICA

CASTRO, GABRIEL MARTINS

Caracterização dos fatores humanos frente à utilização de Sistemas Avançados de Assistência ao Motorista (ADAS): um estudo comportamental. Brasília, 2025.

xii, 102p., 210 × 297 mm (ENC/FT/UnB, Mestre, Transportes, 2025). Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia. Departamento de Engenharia Civil e Ambiental.

1. Assistência do condutor

2. Comportamento

3. Fatores Humanos

4. Segurança

I. ENC/FT/UnB.

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

CASTRO, G. M. (2025). Caracterização dos fatores humanos frente à utilização de Sistemas Avançados de Assistência ao Motorista (ADAS): um estudo comportamental. Publicação T.DM-001/2025. Departamento de Engenharia Civil e Ambiental, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 102p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Gabriel Martins de Castro

TÍTULO: Caracterização dos fatores humanos frente à utilização de Sistemas Avançados de Assistência ao Motorista (ADAS): um estudo comportamental

GRAU: Mestre

ANO: 2025

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

Gabriel Martins de Castro
castro.mgabriel@outlook.com
Brasília, DF – Brasil

Aos meus pais
Leonardo e Adeliana

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, e com a maior importância, registro minha mais profunda gratidão aos meus pais, Leonardo e Adeliana, pelo amor e apoio incondicionais ao longo desta jornada. Sem vocês, não apenas a realização deste trabalho, mas todas as conquistas até aqui em minha vida seriam impossíveis. Uma vida apenas não seria suficiente para retribuir tudo o que fizeram por mim.

Estendo, ainda, meus agradecimentos à Prof. Rita de Cássia Silva, uma orientadora excepcional, por seu companheirismo e empatia ao longo desses anos. Agradeço sinceramente pela confiança de que juntos poderíamos concretizar esta pesquisa, apesar dos inúmeros desafios enfrentados. Também registro meus agradecimentos aos Profs. Cristiano Jacques Miosso e Alessandro Borges de Sousa Oliveira pela ajuda, dedicação e zelo dispensados durante a execução deste trabalho.

Por fim, mas não menos importante, agradeço aos amigos que, mesmo nos dias mais difíceis, estiveram ao meu lado para me ouvir e incentivar. Daniela, Geovana e Marcos, graças a vocês superei todas as adversidades. Aproveito ainda para expressar minha gratidão aos colegas do Programa de Pós-Graduação em Transportes (PPGT) e à Universidade de Brasília (UnB).

RESUMO

Contexto: Os sistemas avançados de assistência ao motorista (ADAS) são tecnologias que automatizam, facilitam e otimizam as operações dos veículos, interferindo diretamente em aspectos como frenagem, aceleração e dirigibilidade. A utilização dessas tecnologias impacta a psicologia da direção, considerando níveis de automação que vão do totalmente manual (Nível 0) ao completamente autônomo (Nível 5). Embora os sistemas ADAS promovam uma condução mais segura, compreender a interação entre ADAS e fatores humanos ainda é desafiador. Poucos estudos investigam as reações físicas e cognitivas dos condutores em relação às características das vias e do tráfego no Brasil. Objetivo: Este trabalho analisou e caracterizou os fatores humanos no comportamento de motoristas durante a condução de veículos de Nível 2 de automação, focando no sistema de assistência de permanência de faixa, do inglês *Lane Keeping Assist System* (LKAS), e no sistema de aviso de colisão frontal, do inglês *Forward Collision Warning System* (FCWS), no contexto do Distrito Federal (DF). Método: Desenvolveu-se uma instrumentação para aquisição de dados do veículo e do condutor, baseada na análise de cinco sinais fisiológicos: frequência cardíaca, respiração, resposta galvânica da pele, atividade muscular e atividade cerebral. Os ensaios foram conduzidos em tráfego real e simulações virtuais para validar o circuito de aquisição. A seleção dos motoristas participantes foi realizada por meio de um questionário de comportamento, identificando características individuais e tendências comportamentais relevantes. Resultados: De modo geral, os motoristas se autoavaliaram positivamente, mas admitiram propensão a erros e violações no trânsito. A interação condutor-veículo variou entre os participantes, sugerindo que fatores comportamentais influenciam diretamente as respostas fisiológicas. Observou-se que a experiência prévia dos condutores com essas tecnologias também impactou a resposta fisiológica. Parâmetros como velocidade, constância de velocidade e padrões de aceleração e desaceleração foram associados às características dos motoristas. Conclusão: A pesquisa mostrou-se útil para o entendimento dos fatores humanos na interação condutor-veículo, estabelecendo bases para futuras investigações. Além disso, apresentou uma análise inicial das respostas fisiológicas à ativação de sistemas de segurança no tráfego brasileiro, reforçando a importância do estudo do comportamento humano no uso de tecnologias de assistência ao motorista.

Palavras-chave: Assistência do condutor; comportamento; fatores humanos; segurança; fatores fisiológicos.

ABSTRACT

Context: Advanced Driver Assistance Systems (ADAS) are technologies that automate, facilitate, and improve the vehicle's systems, directly interfering with braking, acceleration, and drivability of driving operations. The use of these technologies reflects the psychology behind driving a vehicle, considering the automation levels that varies from fully manual (Level 0) to fully autonomous (Level 5). Even though ADAS systems provide safer driving, understanding the interaction between ADAS and human factors remains challenging. There has been limited exploration of the correlation between the physical and cognitive reactions from the drivers and the characteristics of Brazilian roads and traffic. **Objective:** This work analyzed and characterized the human factors related to driver behavior while driving a vehicle with level 2 of automation, regarding the Lane Keeping Assist System (LKAS) and Forward Collision Warning System (FCWS), on roads in the Distrito Federal (DF). **Method:** The vehicle and driver instrumentation was designed to be related to the analysis of five physiological signals: heart rate, breathing, galvanic skin response, muscle activity, and brain activity. The tests were conducted with tests in real traffic situations and virtual simulations, to validate the designed data acquisition circuit. The drivers' participants were selected through a behavior questionnaire, identifying the individual's characteristics and relevant behavior trends. **Results:** In general, the drivers rate themselves quite positively, although they admit to being prone to committing traffic errors and violations. The driver-vehicle interaction varies between participants, suggesting that behavior factors directly affect the physiological response. It was noted that the previous driver's experience with these technologies also impacted on the physiological response. Aspects such as velocity, the capacity to maintain the velocity, and the car's acceleration and deceleration patterns were associated with the driver's characteristics. **Conclusions:** The research proved useful to understanding human factors in the vehicle-driver environment. Moreover, it presented a preliminary evaluation of physiological responses relating to safety systems activated in the Brazilian traffic scenario, playing a role in the understanding of human factors in the use of driver assistance systems.

Keywords: Driver assistance; behavior; human factors; safety; physiological factors.

ÍNDICE

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2	JUSTIFICATIVA	3
1.3	PROBLEMA DE PESQUISA	4
1.4	OBJETIVOS	5
1.5	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	5
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	7
2.1	TECNOLOGIAS DE ASSISTÊNCIA AO MOTORISTA	7
2.1.1	Sistemas Avançados de Assistência ao Motorista	8
2.2	FATORES HUMANOS	13
2.2.1	Avaliação do comportamento do condutor	14
2.2.2	Comportamentos e características dos condutores	16
2.3	AQUISIÇÃO DE SINAIS FISIOLÓGICOS	18
2.3.1	Eletroencefalograma	18
2.3.2	Eletrocardiograma	20
2.3.3	Eletromiografia	21
2.3.4	Resposta Galvânica da Pele	23
2.3.5	Monitoramento da respiração	24
3	MATERIAIS E MÉTODOS	26
3.1	PROGRAMA EXPERIMENTAL EM LABORATÓRIO	27
3.2	INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA PARA AQUISIÇÃO DOS SINAIS FISIOLÓGICOS	28
3.2.1	Circuitos de aquisição	28
3.2.2	Diagrama da instrumentação para aquisição dos sinais fisiológicos	31
3.2.3	Programa de aquisição dos sinais fisiológicos	32

3.3	SIMULAÇÕES VIRTUAIS	33
3.4	VEÍCULO TESTE	36
3.4.1	Instrumentação do veículo	36
3.4.2	Configuração dos sistemas ADAS	39
3.5	PERFIL DO CONDUTOR - QUESTIONÁRIO	40
3.6	ESTUDO DE CASO	42
3.7	EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS DOS SINAIS FISIOLÓGICOS	45
3.7.1	Valor médio retificado	45
3.7.2	Valor eficaz	46
3.8	ANÁLISE DE CORRELAÇÃO ENTRE CARACTERÍSTICAS DE SINAIS FISIOLÓGICOS E CONDIÇÕES DO VEÍCULO E DIREÇÃO	46
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	49
4.1	ENSAIOS PRELIMINARES	49
4.1.1	Programa Experimental	50
4.2	QUESTIONÁRIO DE COMPORTAMENTO DO CONDUTOR	57
4.3	TESTES VEICULARES	60
4.3.1	Ensaio realizado em ambiente virtual	61
4.3.2	Ensaio realizado durante a condução do veículo em situações de tráfego real	69
4.3.3	Análise das correlações dos sinais fisiológicos e a ativação de sistemas de segurança veicular em situações de tráfego real	76
4.3.4	Avaliação preliminar da correlação dos sinais fisiológicos e sinais adquiridos do veículo	81
5	CONCLUSÕES	86
5.1	LIMITAÇÕES DO TRABALHO	87
5.2	TRABALHOS FUTUROS	89
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	89

APÊNDICE A - PROCEDIMENTO DE TESTE DA CONDUÇÃO DO VEÍCULO EM SITUAÇÃO DE TRÁFEGO REAL	102
--	-----

LISTA DE TABELAS

4.1	Frequências das respostas dos participantes com relação aos cenários de erros e violações de trânsito, representando a seção 2 do questionário de comportamento do motorista	59
4.2	Frequências das respostas dos participantes com relação as perguntas autoavaliativas como condutor, representando a seção 3 do questionário de comportamento do motorista	60
4.3	Interpretação do Coeficiente de Correlação de Pearson (Coeficiente de Correlação de Pearson (r))	60
4.4	Principais correlações entre os sinais fisiológicos dos condutores	77
4.5	Principais correlações entre os sinais fisiológicos dos condutores em momentos de ativação do <i>Forward Collision Warning System</i> (FCWS) . . .	79
4.6	Avaliação preliminar das principais correlações obtidas entre os sinais fisiológicos dos participantes e parâmetro do veículo	82

LISTA DE QUADROS

2.1	Exemplos dos aspectos relacionados aos comportamentos e características dos condutores	17
2.2	Principais aspectos do sinal que compõem um padrão típico de Eletrocardiograma (ECG)	21
3.1	Protocolo de ensaios do programa experimental	28
3.2	Descrição do posicionamento dos sensores para aquisição dos sinais fisiológicos dos motoristas	31

LISTA DE FIGURAS

1.1	Representação dos níveis de automação veicular. Os diferentes níveis de automação variam desde o totalmente manual (Nível 0) até o completamente autônomo (Nível 5)	3
2.1	Visão geral das tecnologias <i>Advanced Driver Assistance Systems</i> (ADAS) e suas categorizações de acordo com sistema de assistência fornecido ao condutor	8
2.2	Operação do sensor de aviso de afastamento de faixa <i>Lane Departure Warning System</i> (LDWS). O sistema atua detectando a saída de faixa e emitindo um alerta caso seja percebido uma condição insegura de direção . .	9
2.3	Operação do sistema de assistência de permanência de faixa <i>Lane Keeping Assist System</i> (LKAS). O sistema atua em conjunto com o LDWS, emitindo um alerta sonoro ao condutor, bem como aplicando um torque ao volante para correção da trajetória do veículo	10
2.4	Operação do sistema de aviso de colisão frontal FCWS. O sistema atua monitorando a estrada à frente e fornece avisos sonoro e/ou visual ao detectar uma condição de possível colisão	12
2.5	Operação do sistema de frenagem automática de emergência <i>Automated Emergency Braking System</i> (AEBS). O sistema atua em conjunto com o FCWS, emitindo um alerta da eminência de colisão e, caso não haja ação por parte do condutor, ocorre a ativação da frenagem de emergência para prevenir ou mitigar os efeitos da colisão	12
2.6	Representação dos diferentes tipos de conexão de dispositivos de eletroencefalograma (EEG)	19
2.7	Representação de uma onda típica de eletrocardiograma (ECG) com a indicação do complexo QSR e dos diferentes tipos de onda visualizados na leitura do sinal fisiológico do coração, tais como a onda P e onda T . . .	20
2.8	Representação do sinal de eletromiografia (EMG) em um paciente (a) padrão; (b) miopático e (c) neuropático	22
3.1	Circuito de aquisição dos sinais fisiológicos utilizado nos testes em laboratório, representando a integração dos sensores ECG e <i>Galvanic Skin Response</i> (GSR)	27

3.2	Sensores utilizados para aquisição dos sinais fisiológicos de a) Eletrocardiograma (ECG) e b) Eletroencefalograma (Eletroencefalograma (EEG)) adquirido original de fábrica	29
3.3	Sensores utilizados para aquisição dos sinais fisiológicos de a) eletromiografia (Eletromiografia (EMG)) e b) resposta galvânica da pele (GSR).	30
3.4	Circuito final desenvolvido para aquisição dos sinais fisiológicos do condutor. A instrumentação do condutor contém o sensor de eletrocardiograma (ECG), eletroencefalograma (EEG), eletromiografia (EMG), resposta galvânica da pele (GSR) e de monitoramento da respiração	30
3.5	Representação do diagrama simplificado da instrumentação projetada para aquisição dos sinais fisiológicos dos participantes	32
3.6	Diagrama do programa desenvolvido no <i>LabVIEW FOR TEACHING/RESEARCH AVL 2024</i> para aquisição dos sinais fisiológicos dos participantes, representando os diferentes canais de aquisição	33
3.7	Veículo base do simulador automotivo do Centro de Pesquisa Automotiva desenvolvido pela Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia da Universidade de Brasília, dentro do escopo do projeto ESC-SIM	34
3.8	Representação da instrumentação do condutor dentro do veículo base do simulador automotivo do Centro de Pesquisa Automotiva (<i>Automotive Research Center</i> (ARC))	35
3.9	Representação do veículo utilizado nos ensaios realizados durante a condução em situações de tráfego real	36
3.10	Demonstração da localização da porta <i>On-Board Diagnostic</i> (OBD) II do veículo teste. O OBD é indicada pela linha tracejada em vermelho, localizada na parte inferior do painel, ao lado esquerdo da coluna de direção	37
3.11	Posicionamentos das câmeras no veículo de teste. A câmera ao lado do retrovisor interno contava com recursos de captação de áudio e imagem, porém a câmera posicionada no vidro do passageiro contava apenas com captação de imagem	38
3.12	Disposição do espaço destinado ao pesquisador no banco traseiro do veículo durante a realização do ensaio	38

3.13	Representação do trajeto a ser realizado pelos condutores, com extensão total de 34,2 km. O trajeto iniciava a partir da Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia (Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia (FCTE)) e finalizava na plataforma superior da rodoviária do Plano Piloto	43
3.14	Distribuição do fluxo de veículos por dia da semana ao longo das horas do dia no percurso selecionado	44
3.15	Representação do diagrama simplificado das etapas de tratamentos de dados para análise das correlações. As diferentes etapas envolveram utilização de diversas rotinas desenvolvidas em Matlab para viabilizar a análise	48
4.1	Sinal original do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 1 durante a execução do cenário 1 do protocolo de ensaios	51
4.2	Sinal filtrado do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 1 durante a execução do cenário 1 do protocolo de ensaios. Foi utilizado um filtro de resposta a impulsos finitos (<i>Finite Impulse Response</i> (FIR)) de ordem 2000, seguindo o método de janelamento, a partir da janela de Hamming. O sinal filtrado já está avançado no tempo para compensar o atraso causado pela filtragem FIR	52
4.3	Sinal original do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 2 durante a execução do cenário 1 do protocolo de ensaios	52
4.4	Sinal filtrado do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 2 durante a execução do cenário 1 do protocolo de ensaios. Foi utilizado um filtro de resposta a impulsos finitos (FIR) de ordem 2000, seguindo o método de janelamento, a partir da janela de Hamming. O sinal filtrado já está avançado no tempo para compensar o atraso causado pela filtragem FIR	53
4.5	Sinal original do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 1 durante a execução do cenário 4 do protocolo de ensaios	54
4.6	Sinal filtrado do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 1 durante a execução do cenário 4 do protocolo de ensaios. Foi utilizado um filtro de resposta a impulsos finitos (FIR) de ordem 2000, seguindo o método de janelamento, a partir da janela de Hamming. O sinal filtrado já está avançado no tempo para compensar o atraso causado pela filtragem FIR	55

4.7	Sinal original do eletrocardiograma (FIR) obtido para o participante 2 durante a execução do cenário 4 do protocolo de ensaios	55
4.8	Sinal filtrado do eletrocardiograma (FIR) obtido para o participante 2 durante a execução do cenário 4 do protocolo de ensaios. Foi utilizado um filtro de resposta a impulsos finitos (FIR) de ordem 2000, seguindo o método de janelamento, a partir da janela de Hamming. O sinal filtrado já está avançado no tempo para compensar o atraso causado pela filtragem FIR	56
4.9	Sinal original da resposta galvânica da pele (GSR) obtido para o participante 1 durante a execução do cenário 4 do protocolo de ensaios	56
4.10	Perfil dos participantes da pesquisa	58
4.11	Distância média que os participantes trafegavam semanalmente	59
4.12	Representação do circuito selecionado para simulação no ambiente virtual. O percurso foi baseado no circuito de Calabogie, situado no Canadá, com uma extensão total de 5,05 km	61
4.13	Representação do sinal da Resposta Galvânica da Pele (GSR) obtido durante o ensaio no ambiente virtual	62
4.14	Representação dos canais de aquisição do sinal do eletroencefalograma (EEG) durante o ensaio no ambiente virtual a) sinal do canal referente ao clipe auricular e b) sinal do canal referente ao eletrodo posicionado na testa do participante	64
4.15	Representação do sinal do eletrocardiograma (ECG) obtido durante o ensaio no ambiente virtual. A figura visa ilustrar a duração do ciclo cardíaco do participante dentro do intervalo selecionado	65
4.16	Representação do sinal do monitor de respiração obtido durante o ensaio no ambiente virtual. Observam-se regiões com diferentes padrões respiratórios, sendo destacado a ocorrência de um padrão acelerado e normal de respiração	66
4.17	Representação dos diferentes padrões de respiração durante o ensaio no ambiente virtual a) padrão normal e b) padrão acelerado	67
4.18	Representação do sinal da eletromiografia (EMG) obtido durante o ensaio no ambiente virtual	68

4.19	Representação do sinal do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 2. É possível identificar a ocorrência de um ciclo cardíaco estável e intervalos regulares entre picos, complexo QRS e ondas P e T bem definidas, observando-se 13 ciclos completos de batimento, representando um batimento aproximadamente de 78 bpm	70
4.20	Representação do sinal do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 3. É possível identificar a ocorrência de um ciclo cardíaco estável e intervalos regulares entre picos, observando-se 16 ciclos completos de batimento, representando um batimento aproximadamente de 96 bpm. .	71
4.21	Representação do sinal do monitor de respiração obtido para o participante 2. Nota-se a amplitude de sinal mais uniforme e regular, indicando uma respiração mais estável e consistente	72
4.22	Representação do sinal do monitor de respiração obtido para o participante 3. Nota-se a presença de picos esporádicos e mais pronunciados na amplitude ao longo do sinal, sugerindo uma condição respiratória mais instável	72
4.23	Representação do sinal da Resposta Galvânica da Pele (GSR) obtido para o participante 7. É possível observar uma oscilação do sinal ao longo do ensaio, indicando variações rápidas no estado de excitação, podendo estar associadas a eventos específicos durante a condução do veículo	74
4.24	Representação do sinal de eletromiografia (EMG) obtido para o participante 7. As regiões com picos de maior amplitude representam a ativação muscular, enquanto que as regiões de menor amplitude refletem intervalos de relaxamento ou inatividade muscular	75
4.25	Representação do sinal do eletroencefalograma (EEG) obtido para o participante 7. O sinal se assemelha ao formato de ondas beta, relacionadas à frequências mais altas e estados de atenção mais elevada	75
4.26	Variação de velocidade ao longo do percurso obtida para o participante 3. Observa-se que ao longo de todo o projeto, apenas em um curto intervalo de tempo a velocidade registrada foi superior a 80 km/h. Esse comportamento pode indicar um perfil de condução defensivo	83
4.27	Variação de velocidade ao longo do percurso obtida para o participante 7. Observa-se o registro de velocidade acima do limite legal da via (80 km/h) em diferentes trechos, assim como um padrão de velocidade menos constante	84

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

A_y	Aceleração no eixo y
A_z	Aceleração no eixo z
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ACC	<i>Adaptive Cruise Control</i>
ADAS	<i>Advanced Driver Assistance Systems</i>
AEBS	<i>Automated Emergency Braking System</i>
ARC	<i>Automotive Research Center</i>
bpm	batimentos por minuto
DBQ	<i>Driver Behavior Questionnaire</i>
DER-DF	Departamento de Estradas e Rodagem do Distrito Federal
DF	Distrito Federal
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalograma
EMG	Eletromiografia
FCWS	<i>Forward Collision Warning System</i>
FCTE	Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia
FIR	<i>Finite Impulse Response</i>
GSR	<i>Galvanic Skin Response</i>
Hz	hertz
IIR	<i>Infinite Impulse Response</i>
LDWS	<i>Lane Departure Warning System</i>
LKAS	<i>Lane Keeping Assist System</i>
Latin NCAP	<i>Programa de Avaliação de Carros Novos para América Latina e o Caribe</i>
OBD	<i>On-Board Diagnostic</i>
PAA	Posição absoluta do pedal do acelerador
r	Coeficiente de Correlação de Pearson
RMS	<i>Root Mean Square</i>
SIM	Sistema de Informação sobre Mortalidade
UnB	Universidade de Brasília
V_{GPS}	Velocidade do veículo registrada no GPS

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Nos últimos anos, observa-se uma mudança no entendimento por parte de especialistas e órgãos públicos acerca do conceito de acidente para se referir a colisões, atropelamentos e outro tipos de eventos. De acordo com [Rizzon e Corrêa, 2021](#), essa transformação de conceitos está associada ao fato de que acidentes de trânsito não podem ser considerados apenas “acidentes”, isto é, eventos fortuitos e aleatórios. Assim, acidentes de trânsito estão relacionados com a interação de múltiplas variáveis, como a infraestrutura, as leis e os usuários da via.

A partir dessa ideia, a terminologia “sinistro de trânsito” vem sendo gradualmente utilizada no âmbito das discussões sobre segurança viária. De acordo com a definição estabelecida pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), o sinistro pode ser compreendido como qualquer evento em vias terrestres ou em áreas abertas ao público, que resulte em dano ao veículo ou à sua carga, bem como ocasione lesões a pessoas e/ou animais ([ABNT NBR 10697, 2020](#)).

Ainda, no contexto do Brasil, os sinistros de trânsito são a segunda maior causa de morte externa no país, de acordo com dados do Ministério da Saúde e do Sistema de Informação sobre Mortalidade (SIM) ([Castilho, 2019](#)). Além das inúmeras vidas perdidas todos os anos, os sinistros geram um impacto significativo na economia brasileira, representando um custo à sociedade de cerca de R\$ 40 bilhões por ano no que tange as rodovias federais, enquanto que os sinistros nas áreas urbanas custam aproximadamente R\$ 10 bilhões anualmente ([de Carvalho, 2020](#)).

Sob esse prisma, ao longo das últimas décadas a indústria automotiva tem se dedicado ao desenvolvimento de soluções para aprimorar a segurança dos veículos, tanto através da introdução de requisitos de segurança mais rigorosos quanto pela implementação de novas tecnologias de segurança ativa e passiva. Programas como o *Programa de Avaliação de Carros Novos para América Latina e o Caribe* (Latin NCAP) ([NCAP, 2025](#)) surgiram com o propósito de estabelecer e avaliar padrões de segurança, classificando os veículos com base em seu desempenho neste aspecto.

Considerando o cenário brasileiro, diversas iniciativas foram adotadas para elevar o nível de segurança dos veículos. Nos últimos anos, foram instituídos marcos regulatórios significativos, incluindo o Programa Inovar-Auto, criado em 2012, o Programa Rota 2030, sancionado em 2018, e o atual Programa Mobilidade Verde e Inovação (Programa Mover), instituído pela Lei nº 14.902, de 27 de junho de 2024 ([Brasil, 2024](#)).

O Programa Mover foi elaborado em um contexto no qual o setor automotivo mundial sinalizava profundas transformações nos veículos, na forma de usá-los e produzi-los. Seu foco está no progresso tecnológico, incentivando a pesquisa, o desenvolvimento e a inovação no Brasil. Em suma, o Programa visa apoiar o desenvolvimento tecnológico, a competitividade global, a integração nas cadeias globais de valor, a descarbonização, o alinhamento a uma economia de baixo carbono no ecossistema produtivo e inovador de automóveis, de caminhões e de seus implementos rodoviários, de ônibus, de chassis com motor, de máquinas autopropulsadas e de autopeças ([Brasil, 2024](#)).

Neste contexto, é importante mencionar a implementação do Programa de rotulagem veicular de segurança, consolidado pela Portaria SENATRAN nº 1.554, de 17 de novembro de 2022 ([Brasil, 2022](#)). Este Programa tem o objetivo de disponibilizar ao consumidor informações acerca do nível de desempenho estrutural e tecnologias assistivas à direção presentes nos veículos.

A partir disso, os consumidores passam a ter acesso simplificado as informações sobre o nível de segurança que cada modelo de veículo comercializado no país possui. Isso se caracteriza como elemento motriz para que os veículos sejam cada vez mais dotados de dispositivos de segurança, por meio do empoderamento do mercado consumidor, com dados claros e de fácil entendimento que estão presentes na etiqueta de segurança fixada em cada unidade de veículo comercializada em território nacional.

Do exposto, nota-se uma crescente preocupação acerca da segurança veicular, tanto no âmbito da própria indústria automotiva quanto na esfera governamental. Cada vez mais novas tecnologias são implementadas aos veículos com o objetivo de incrementar o seu nível de automação, ocasionando no aumento das assistências à condução disponíveis ao motorista e, conseqüentemente, reduzindo a necessidade de intervenção humana durante a direção.

Conforme discutido em [Hopkins e Schwanen, 2021](#), os níveis de automação surgiram como uma forma de representar categorias de autonomia do veículo. De maneira geral, as pessoas usualmente associam a segurança do veículo às suas tecnologias e recursos específicos, ao invés de resultados ou classificações dos testes de colisão, os quais por muitas vezes são desconhecidos pelo público comum. Entretanto, para compreender a efetividade dos esforços desprendidos pelos fabricantes de veículos e órgãos governamentais no âmbito da segurança veicular, é necessário também se ter um entendimento mais aprofundado acerca do comportamento do condutor e sua interação com o veículo ([Velloso, 2014](#)).

1.2 JUSTIFICATIVA

Tendo em vista a discussão latente acerca de segurança veicular e o desenvolvimento de novas soluções tecnológicas que visam a cada vez mais automatizar a condução do veículo, nota-se que existem diferentes níveis ou categorias de automação da direção, os quais podem variar de totalmente manual a totalmente autônomo, existindo ao todo seis níveis de automação (SAE J3016, 2021). Estes níveis surgiram como forma de representar escalas de autonomia, com funções divididas entre as do veículo, por meio de seus sensores e atuadores, e as do condutor (Hopkins e Schwanen, 2021). A Figura 1.1 representa os níveis de automação veicular existentes.

		SAE NÍVEL 0	SAE NÍVEL 1	SAE NÍVEL 2	SAE NÍVEL 3	SAE NÍVEL 4	SAE NÍVEL 5
O que o condutor deve fazer?		Você está dirigindo sempre que esses sistemas de assistência ao motorista estão ativados - mesmo que seus pés estejam fora do pedal e que você não esteja conduzindo			Você não está dirigindo quando esses sistemas de assistência de direção automatizada estão ativados - mesmo se você estiver sentado no “banco do motorista”		
		Você deve supervisionar constantemente os sistemas de assistência; você deve dirigir, frear ou acelerar conforme necessário para manter a segurança			Quando o sistema requisitar, Você deve dirigir	Esses sistemas de assistência de direção automatizada não exigirão que você assuma a direção	
O que esses sistemas fazem?		Esses são sistemas de assistência ao motorista			Esses são sistemas de assistência de direção automatizada		
		Os sistemas limitam-se a fornecer avisos e assistências momentâneas	Os sistemas fornecem suporte de direção OU freio/aceleração ao condutor	Os sistemas fornecem suporte de direção E freio/aceleração ao condutor	Esses sistemas podem conduzir o veículo sob condições limitadas e não funcionarão a menos que todas as condições exigidas sejam atendidas		Esse sistema pode dirigir o veículo em todas as condições
Exemplos		AEB BSW LDW	LKA OU ACC	LKA E ACC	“motorista” de engarrafamento	táxi sem motorista pedais/volante pode ou não ser instalados	igual ao nível 4, mas o sistema pode dirigir para qualquer lugar em todas as condições

Figura 1.1. Representação dos níveis de automação veicular. Os diferentes níveis de automação variam desde o totalmente manual (Nível 0) até o completamente autônomo (Nível 5)

Fonte: Adaptado de SAE J3016, 2021.

Conforme a Figura 1.1, observa-se que dos níveis 0 a 2 o condutor ainda é parte indispensável do sistema, devendo intervir sempre que necessário. Percebe-se, ainda, que a partir do nível 1 o veículo já possui algumas assistências à direção e que ao entrar no nível 2 de automação, o veículo já pode ser caracterizado como uma automação de direção parcial.

A partir do nível 3, pode-se considerar uma automação de direção condicional, cuja ação humana já é dispensada sob algumas condições específicas de funcionamento. Com relação aos níveis 4 e 5, os sistemas de assistência são automatizados a ponto de não exigir que o condutor assuma a direção, sendo que o nível 5 representa a automação total

do veículo, sendo capaz de assumir a direção independentemente das condições.

Esses sistemas de direção assistida são definidos como *Advanced Driver Assistance Systems* (ADAS), isto é, sistemas avançados de assistência ao motorista, sendo que são avançado porque usam tecnologias com sensores e atuadores especiais e estratégias de controle avançados. Dessa forma, é indubitável que essas tecnologias promovem um maior conforto e segurança durante a condução, nada obstante, também podem dar aos condutores uma impressão de segurança excessiva, influenciando nas tomadas de decisão e nível de atenção despendida ao dirigir (Bueno *et al.*, 2014; Moorman *et al.*, 2017; Hoyos *et al.*, 2018; Seaman *et al.*, 2022).

Portanto, embora as tecnologias ADAS proporcionem uma direção mais segura, ainda é um desafio entender a complexidade dos fatores humanos que influenciam e interagem com essas novas tecnologias emergentes. Ainda, em que pese diferentes estudos busquem estudar os fatores humanos na condução de veículos (Wang *et al.*, 2014; Hauer, 2020; Williamson, 2021; Charly e Mathew, 2023), a correlação entre as reações físicas e cognitivas dos condutores com as características das vias e tráfego brasileiros, ainda não foram devidamente exploradas.

1.3 PROBLEMA DE PESQUISA

Mediante ao exposto, embora as tecnologias de assistência ao condutor tenham evoluído e, indiscutivelmente, proporcionado uma direção mais segura, com reflexos na redução das mortes e lesões decorrentes de sinistros de trânsito, a complexidade inerente da influência dos fatores humanos na direção ainda é um desafio no âmbito da segurança veicular e viária, na medida que os aspectos comportamentais do condutor podem vir a afetar diretamente a efetividade desses sistemas (Stanton e Young, 2005; Wu e Boyle, 2015; Hoyos *et al.*, 2018).

Nesse sentido, a incorporação de fatores humanos relativamente à condução de veículos com maiores níveis de automação demonstra-se ser imprescindível na avaliação de segurança (Charly e Mathew, 2023). Além disso, os sinais fisiológicos do corpo podem refletir a valência emocional de uma pessoa, sendo que os principais dados envolvidos nessa avaliação são a atividade elétrica do cérebro, atividade cardiovascular, tônus muscular, condutância da pele e respiração (Ward e Marsden, 2003). A partir disso, o presente estudo busca esclarecer o seguinte questionamento:

- Qual a correlação dos sinais fisiológicos (eletrocardiograma, eletroencefalograma, eletromiografia, resposta galvânica da pele e respiração) com a ativação de sistemas de segurança veicular em situações de tráfego real, incluindo condições de alto fluxo de veículos?

1.4 OBJETIVOS

Neste trabalho, o objetivo geral se baseia no estudo e caracterização dos fatores humanos associados às características dos motoristas relativos à condução de um veículo com nível 2 de automação analisando, sobretudo, o sistema de assistência de permanência de faixa, do inglês *Lane Keeping Assist System* (LKAS), e o sistema de aviso de colisão frontal, do inglês *Forward Collision Warning System* (FCWS). Os objetivos específicos são os que se seguem:

- Definir os requisitos e especificações de instrumentação e métodos de aquisição de dados;
- Desenvolver uma instrumentação capaz de detectar as respostas fisiológicas durante a condução de um veículo;
- Validar o método em simulador estático e veículo real;
- Definir a correlação da resposta fisiológica de motoristas associadas com a ação de dirigir;
- Analisar as correlações dos sinais fisiológicos e a ativação de sistemas de segurança ativa em situações reais de tráfego;
- Estabelecer a correlação dos sinais fisiológicos e parâmetros do veículo; e
- Realizar uma avaliação preliminar do perfil de resposta do condutor com relação às suas características.

1.5 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

O presente documento está dividido em cinco capítulos. O capítulo 2 apresenta a parte principal da revisão da literatura. Nele são apresentados uma visão geral acerca dos principais sistemas de assistência ao motorista, dos fatores relacionados ao comportamento dos condutores e das formas de aquisição de sinais fisiológicos, os quais são essenciais para o entendimento deste trabalho.

O desenvolvimento do método é apresentado no capítulo 3, mostrando o programa experimental desenvolvido para execução dos ensaios preliminares (seção 3.1), a instrumentação eletrônica para aquisição dos sinais fisiológicos e dados do veículo (seções 3.2 e 3.4, respectivamente) e o método de seleção dos participantes e do percurso a se realizar (seções 3.5 e 3.6, respectivamente). Além disso, é apresentada a configuração para os ensaios em ambiente virtual (seção 3.3) e definido os métodos para a extração de características dos

sinais fisiológicos e a análise das correlações obtidas para essas características (seções 3.7 e 3.8, respectivamente).

O capítulo 4 mostra os resultados e discussões dos ensaios realizados no laboratório e no ambiente virtual, assim como os principais achados e correlações dos sinais fisiológicos com o comportamento dos condutores durante a direção nos testes com o veículo real. Ainda, apresenta-se uma avaliação preliminar do estilo de condução dos participantes relativamente às características dos motoristas.

Ao final do trabalho, o capítulo 5 apresenta as conclusões e possibilidades de trabalhos para continuação do presente estudo.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 TECNOLOGIAS DE ASSISTÊNCIA AO MOTORISTA

Através da introdução de novas tecnologias nos veículos visando a aumentar sua segurança, observou-se uma alteração da função do motorista durante a condução de um carro, passando a ser um supervisor de sistemas ao invés de ser um operador ativo do veículo. Isto é, ser responsável por monitorar as tecnologias do veículo e interagir com os comandos apenas quando há necessidade de intervenção humana, em substituição a executar a todo momento atividades básicas de direção como, por exemplo, acelerar, frear, trocar de marcha, entre outras (Crump *et al.*, 2016).

Nesse contexto, os autores trazem à tona uma discussão acerca das percepções do motorista com relação a estas novas tecnologias de segurança. Os autores apontam que, embora os motoristas compreendam que estes sistemas têm por finalidade aumentar a segurança veicular, ainda não há um consenso de que esse objetivo é realmente alcançado. Porém, destacam que com a maior familiaridade com essas novas tecnologias, os condutores relatam maior satisfação e compreensão de que os sistemas atuam, principalmente, como assistências à condução.

Por outro lado, Hoyos *et al.*, 2018 aponta que por mais que os consumidores apreciem o ganho de segurança intrínseco a esses sistemas embarcados, alguns condutores podem ter dificuldades em entender suas funções específicas. Ainda, o estudo revela que, embora haja uma tendência para que as pessoas adquiram conhecimento sobre novas tecnologias diretamente nas concessionárias, quando da compra do veículo, essa prática é pouco comum. De maneira geral, os consumidores optam por buscar informações sobre essas tecnologias por outros meios como, por exemplo, a internet.

Outros trabalhos também evidenciam que os benefícios desses sistemas à segurança dos passageiros são indiscutíveis. No entanto, suas eficácias podem ser consideravelmente reduzidas se os usuários optarem por desativá-los ou não utilizá-los por desconhecimento. Do mesmo modo, a falta de conhecimento sobre essas tecnologias pode predispor os motoristas a comportamentos mais arriscados, presumindo que o sistema compensará todos seus comportamentos inseguros (Crump *et al.*, 2016; Merat *et al.*, 2012; Muhrer *et al.*, 2012).

2.1.1 Sistemas Avançados de Assistência ao Motorista

O conjunto de tecnologias que automatizam, simplificam e melhoram os sistemas dos veículos, para proporcionar aos condutores uma experiência de direção mais segura e confortável, são conhecidos como ADAS, isto é, sistemas avançados de assistência ao motorista. A introdução desses sistemas emergiram no contexto de auxiliar os condutores com relação aos riscos intrínsecos à direção do veículo, decorrentes do maior número de carros nas ruas, do projeto e layout complexos das estradas, de um estilo de vida mais estressante, entre outros (Antony e Whenish, 2021).

De acordo com os autores, as tecnologias ADAS podem ser classificadas em diferentes categorias, tais como sistemas de comodidade, sistemas de segurança, assistências de tráfego, controle lateral e controle longitudinal. A Figura 2.1 ilustra uma visão geral dessas tecnologias com relação as suas categorias. Entre as tecnologias existentes, os recursos mais comuns do ADAS são o sistema de aviso de afastamento da faixa, do inglês *Lane Departure Warning System* (LDWS) e o sistema de alerta de colisão frontal FCWS (Xu et al., 2021).

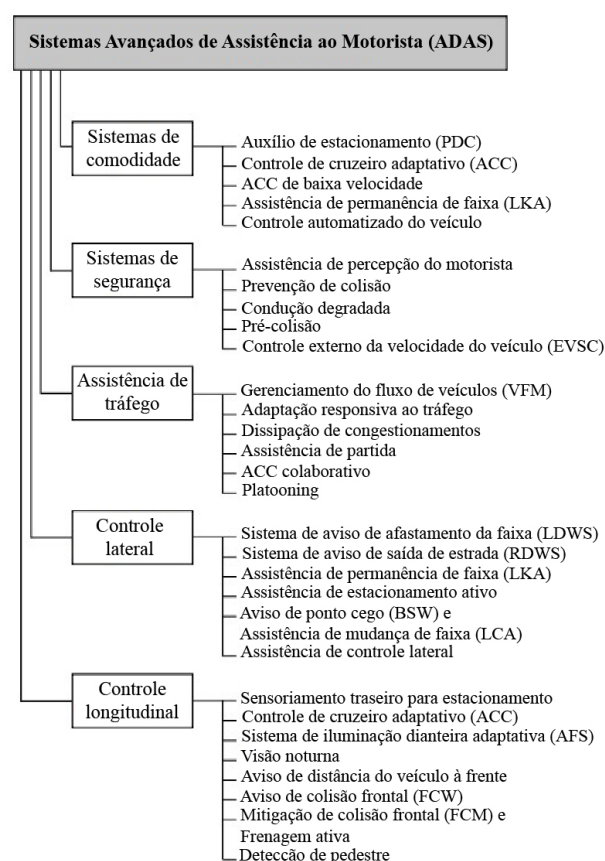


Figura 2.1. Visão geral das tecnologias ADAS e suas categorizações de acordo com sistema de assistência fornecido ao condutor

Fonte: Adaptado de Antony e Whenish, 2021.

Através desta análise, nota-se que existem inúmeras tecnologias ADAS disponíveis, sendo

algumas mais usuais que outras nos veículos comercializados atualmente, com cada tecnologia possuindo suas especificidades. Dessa forma, é oportuno discutir um pouco mais a fundo sobre os dois principais recursos ADAS acima mencionados (LDWS e FCWS), os quais são responsáveis pelo controle lateral e longitudinal do veículo, respectivamente.

2.1.1.1 Aviso de Afastamento da Faixa

Relativamente ao LDWS, o objetivo desse sistema é fornecer um alerta antecipado ao condutor quando o veículo está prestes a invadir a faixa de rodagem ou já se desviou dela. Dessa forma, o sistema obtém informações da via por meio de diferentes sensores e, a partir dessas informações, analisa várias condições de direção para determinar se o veículo tem a tendência de se desviar da faixa de rodagem (Chen *et al.*, 2020).

Para o acionamento do sistema, algumas condições devem ser atendidas. Primeiramente, o veículo deve atingir uma velocidade mínima estabelecida para que o sistema se torne operacional. Essa característica depende da configuração implementada pela montadora, mas, de forma geral, esse valor é definido próximo de 60 km/h.

Uma vez que o veículo esteja dentro da faixa de velocidade necessária e a sinalização da faixa de rodagem seja detectada pelos sensores, e o indicador de direção lateral (seta) do veículo não esteja acionado, o sistema analisa a todo instante se o veículo tem a tendência de se desviar da faixa. Dessa forma, caso os sensores detectem a deriva de faixa, o LDWS irá fornecer um alerta visual, sonoro e/ou tátil ao condutor, se necessário, de modo a alertá-lo sob a condição insegura de direção. A Figura 2.2 demonstra a operação do LDWS.

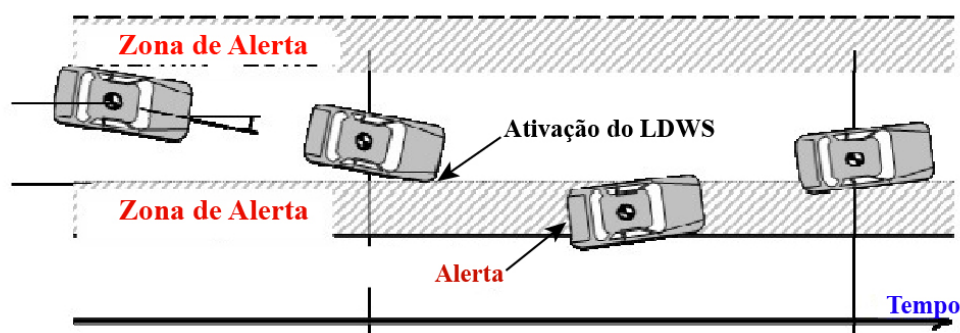


Figura 2.2. Operação do sensor de aviso de afastamento de faixa LDWS. O sistema atua detectando a saída de faixa e emitindo um alerta caso seja percebido uma condição insegura de direção

Fonte: Adaptado de Kozak *et al.*, 2006.

Segundo Navarro *et al.*, 2017, avisos de afastamento de faixa mais antecipados tendem a melhorar a direção dos condutores e proporcionam a sensação de maior confiabilidade no sistema. Os autores ainda destacam que mesmo que o sistema não seja capaz de identificar

tudo evento que ocasione uma deriva da faixa de rodagem, o desempenho da direção do condutor ainda pode ser superior a situações com veículos sem a referida tecnologia.

Apesar disso, em comparação a outras tecnologias ADAS, o LDWS é comumente mal avaliado ou até mesmo desativado pelos motoristas. A razão para esse comportamento pode estar associado ao fato de que o LDWS ocasiona um aumento da carga cognitiva na tarefa associada a permanência na faixa.

2.1.1.2 Assistência de Permanência de Faixa

Por outro lado, outras tecnologias ADAS como, por exemplo, o LKAS, podem reduzir a carga cognitiva do condutor, proporcionando o mesmo nível de desempenho de condução, porém, sendo necessário despendar menos atenção durante o trajeto (Moorman *et al.*, 2017; Reagan *et al.*, 2018).

Nesse contexto, convém mencionar que o LKAS pode ser implementado juntamente ao LDWS. Em suma, o LKAS é responsável por controlar os aspectos laterais do veículo, corrigindo o curso do carro ao detectar que os limites da faixa de rodagem estão sendo ultrapassados de forma involuntária e nenhuma ação foi tomada pelo condutor (Utriainen *et al.*, 2020; Perrier *et al.*, 2021). A Figura 2.3 ilustra o funcionamento do LKAS, que diferentemente do LDWS, ao estar acionado corrige o curso do veículo.

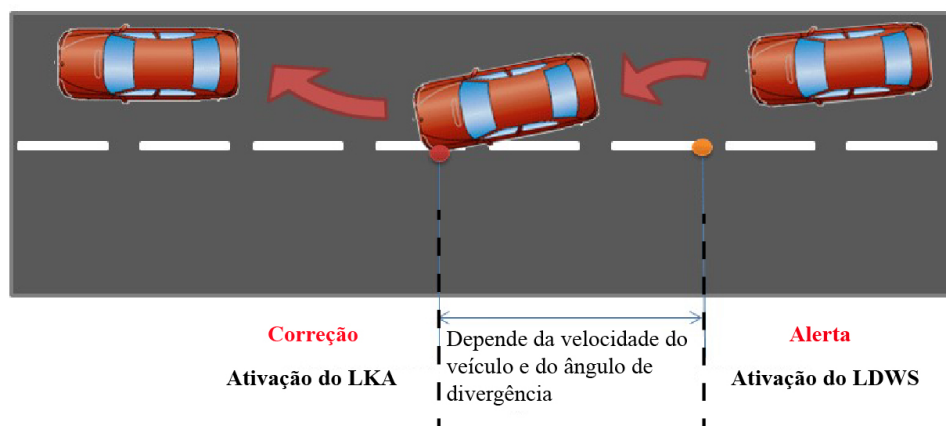


Figura 2.3. Operação do sistema de assistência de permanência de faixa LKAS. O sistema atua em conjunto com o LDWS, emitindo um alerta sonoro ao condutor, bem como aplicando um torque ao volante para correção da trajetória do veículo

Fonte: Adaptado de CVEL, 2024.

Do exposto, pode-se considerar que o LKAS atua de forma complementar ao LDWS, uma vez que, a partir do momento em que o sistema detecta a deriva da faixa de rodagem, o estado de condução insegura, que está prestes a ocorrer, é alertado ao motorista, conforme elucidado anteriormente. Entretanto, caso não seja efetuada nenhuma correção no trajeto

do veículo pelo condutor, o LKAS é acionado para retomar o controle da direção e evitar que o automóvel invada a faixa adjacente.

2.1.1.3 Alerta de Colisão Frontal

Considerando outros recursos ADAS amplamente utilizados na indústria automotiva, o FCWS destaca-se por seu grande potencial na redução de acidentes de trânsito de qualquer gravidade. No entanto, mesmo oferecendo benefícios significativos para a segurança, a eficácia desse sistema pode ser comprometida dependendo do comportamento do condutor em situações reais de tráfego ([Jermakian, 2011](#); [Jermakian et al., 2017](#)).

Sob esse prisma, [Bueno et al., 2014](#) abordou-se a influência de fatores comportamentais dos motoristas na utilização do FCWS. Seus achados demonstraram que os condutores adaptavam seus comportamentos positivamente com a introdução do sistema, adotando condutas de direção mais seguras. No entanto, tanto a eficácia quanto a adaptação comportamental em curto prazo dependiam da carga cognitiva induzida por tarefas secundárias à direção.

Além disso, outro fator que pode influenciar a eficácia do sistema está relacionado à sensibilidade dos sensores, que podem gerar uma alta taxa de avisos ao condutor, mesmo em condições com pouca ou até mesmo nenhuma probabilidade de colisão. Esse comportamento pode impactar negativamente a reação e a satisfação dos condutores ([Seaman et al., 2022](#)).

Assim, nota-se que a eficácia do FCWS depende da forma que os motoristas reagem aos alertas. Condutores que recebem uma alta taxa de avisos que julgam desnecessários podem ter seu comportamento influenciado pelos alertas incômodos, não tendo confiança no sistema e, conseqüentemente, desativando-o ([Montgomery et al., 2014](#)). Isto ratifica que diferentes estilos de direção e de comportamentos do motorista devem ser considerados, quando da utilização dessas tecnologias.

De acordo com [Navarro et al., 2023](#), a operação do FCWS consiste no monitoramento da estrada à frente, fornecendo avisos aos motoristas quando o “tempo de colisão” em relação ao veículo à frente atinge um limite pré-definido no sistema. Em seu estudo, os autores também abordaram o fato de que a presença do FCWS reduziu drasticamente o número de eventos de quase colisão e melhorou os comportamentos visuais durante esses eventos. A operação do FCWS é mostrada na Figura 2.4.

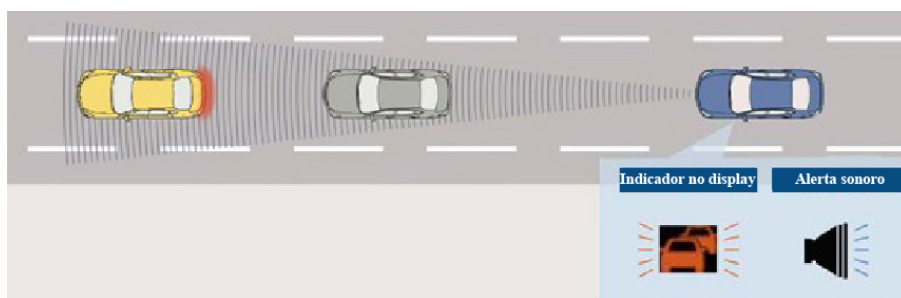


Figura 2.4. Operação do sistema de aviso de colisão frontal FCWS. O sistema atua monitorando a estrada à frente e fornece avisos sonoro e/ou visual ao detectar uma condição de possível colisão

Fonte: Adaptado de [Nissan, 2024](#).

2.1.1.4 Frenagem Automática de Emergência

Ainda, o FCWS é geralmente incorporado a outra tecnologia ADAS conhecida como sistema de frenagem automática de emergência, do inglês *Automated Emergency Braking System* (AEBS). O AEBS consiste em duas partes principais, a primeira se refere ao sensor e a segunda à estratégia de frenagem ([Abdel-Aty et al., 2022](#)).

O AEBS atua monitorando as condições da via a partir de seus sensores, medindo a distância do objeto à frente do veículo. Caso o sistema detecte que o objeto à frente está se aproximando, é enviado um alerta ao condutor e, caso este não realize a frenagem após o aviso, o veículo freia automaticamente para evitar a colisão ou mitigar o impacto ([Choi et al., 2021](#)). A operação do AEBS é demonstrada pela Figura 2.5.

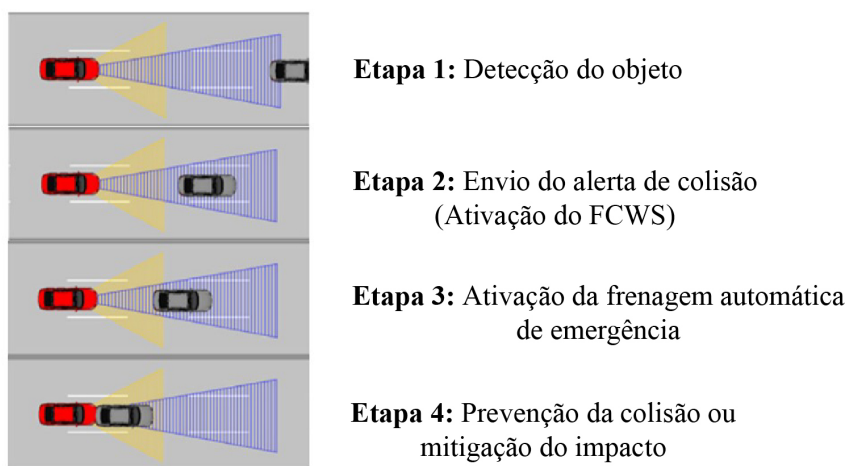


Figura 2.5. Operação do sistema de frenagem automática de emergência AEBS. O sistema atua em conjunto com o FCWS, emitindo um alerta da eminência de colisão e, caso não haja ação por parte do condutor, ocorre a ativação da frenagem de emergência para prevenir ou mitigar os efeitos da colisão

Fonte: Adaptado de [Choi et al., 2021](#).

Dessa forma, o AEBS é considerado um sistema de segurança ativa eficaz para evitar colisões traseiras e de pedestres. Todavia, os benefícios de segurança desses sistemas estão intrinsecamente relacionados com a penetração de mercado dessa tecnologia na frota de veículos (Tan *et al.*, 2020).

Além disso, os autores apontaram que a eficácia do AEBS pode ser reduzida, tendo limitações técnicas dependendo das condições do clima, luz e velocidade do veículo. Os autores observaram também que os sistemas atuais não podem garantir segurança total nos casos em que o veículo esteja acima de 60 km/h.

2.2 FATORES HUMANOS

É notório que as tecnologias de assistência ao condutor exercem uma influência direta nas ações essenciais relacionadas à condução do veículo, incluindo frenagem, aceleração e dirigibilidade. Além disso, a compreensão do impacto dos fatores humanos na condução dos veículos é um aspecto crucial para a eficácia desses sistemas, na medida que é esperado que essas novas tecnologias afetem a psicologia da direção (Stanton e Young, 2005). No entanto, frequentemente esses fatores não são devidamente considerados no planejamento e na gestão dos sistemas de tráfego (Hauer, 2020; Williamson, 2021).

A incorporação dos fatores humanos na avaliação de segurança é crucial para melhorar a predição e prevenção de eventos inseguros (Charly e Mathew, 2023). A partir de outra perspectiva, pode-se dizer que quando os estilos de direção dos condutores forem conhecidos, os recursos do ADAS poderão se beneficiar desse conhecimento para tornar a direção mais natural e segura (Garrosa *et al.*, 2021).

Nesse sentido, Garrosa *et al.*, 2021 promoveu uma reflexão acerca da relação entre os motoristas e as tecnologias ADAS. Os achados do trabalho demonstraram que o ADAS poderia se beneficiar do conhecimento dos estilos de condução dos motoristas para prever e antecipar as reações do condutor, ou seja, os sistemas se adaptariam e forneceriam uma resposta com base nas informações do estilo de condução individual de cada motorista.

Um exemplo dessa relação também pode ser vista no trabalho de Wu e Boyle, 2015. Os autores observaram que a utilização do controle de cruzeiro adaptativo, do inglês *Adaptive Cruise Control* (ACC), pode alterar os padrões de direção e as percepções do motorista ao longo do tempo. Nota-se que por mais que os condutores percebam os benefícios de segurança associados ao ACC, essas percepções nem sempre são claras.

Além disso, os resultados demonstraram que a idade pode vir a ser um fator determinante na aceitação e na forma de utilização da tecnologia. Com base nos achados de Wu e Boyle, 2015, motoristas mais velhos estão menos propensos a utilizar o ACC, bem como podiam ter mais dificuldade para configurar o sistema. Esse mesmo efeito também foi

observado no trabalho de [Crump et al., 2016](#), através do estudo das diferentes percepções das tecnologias ADAS.

Nota-se que pessoas mais velhas tendem a avaliar outras tecnologias ADAS como, por exemplo, FCWS e LDWS, de forma mais positiva em comparação com os mais jovens. Além disso, é mais provável que pessoas mais velhas optem por veículos equipados com essas tecnologias, uma vez que consideram que a presença desses sistemas contribui para uma condução mais segura. Apesar disso, a idade pode também impactar negativamente o uso desses sistemas, podendo dificultar sua compreensão e utilização ([Wu e Boyle, 2015](#); [Crump et al., 2016](#)).

Por outro lado, motoristas jovens são mais propensos a considerar que essas tecnologias não atendem às suas expectativas e não contribuem significativamente para a segurança da condução ([Crump et al., 2016](#)). Isto evidencia que as implicações de segurança relacionadas à introdução das tecnologias ADAS nem sempre são claras ao se considerar fatores comportamentais.

2.2.1 Avaliação do comportamento do condutor

Um dos métodos de pesquisa amplamente utilizados em diversas áreas de estudo para avaliar características individuais é o questionário. No contexto da análise comportamental dos condutores, esse método de autoavaliação também é comumente aplicado e é conhecido como Questionário de Comportamento do Motorista, do inglês *Driver Behavior Questionnaire* (DBQ) ([Reason et al., 1990](#); [af Wåhlberg et al., 2011](#); [Martinussen et al., 2013](#); [Guého et al., 2014](#); [Lyu et al., 2019](#)).

A utilização do DBQ passou a ser introduzida a partir do trabalho de [Reason et al., 1990](#). Segundo os autores, os comportamentos humanos considerados inseguros podem ser classificados em duas categorias principais: erros e violações. Os erros são definidos como falhas nas ações planejadas e estão associados a dois tipos distintos de desvios psicológicos. O primeiro tipo refere-se ao desvio involuntário da ação em relação à intenção original, englobando deslizos e lapsos. O segundo tipo está relacionado a desvios na ação planejada para atingir o objetivo desejado, conhecido como engano.

Assim, os deslizos são definidos como a execução de uma ação não planejada previamente, enquanto os lapsos estão associados a falhas de memória na execução da ação. Por outro lado, os enganos são compreendidos como falhas no processamento da informação externa para realizar a ação desejada. Assim, a categoria de erros está relacionada aos processos cognitivos do indivíduo.

A categoria de violações, por sua vez, está intrinsecamente ligada ao contexto social do indivíduo, uma vez que seus comportamentos são influenciados por códigos sociais e regras

locais. Dessa forma, violações referem-se a desvios voluntários das práticas consideradas necessárias para garantir a segurança do condutor.

Portanto, o DBQ estabelecido por [Reason et al., 1990](#) engloba uma ampla gama de cenários de erros e violações do condutor. O questionário é composto por três seções principais: a primeira coleta informações pessoais do motorista; a segunda contém cinquenta itens relacionados aos erros e violações mencionados, os quais são definidos como comportamentos anormais, sendo categorizados em cinco classes: deslizos, lapsos, enganos, violações não intencionais e violações intencionais; e a terceira seção inclui cinco questões de autoavaliação.

Em suma, os autores evidenciam a complexidade de analisar o comportamento individual dos condutores. Embora nenhuma ferramenta de pesquisa capture todas as nuances dos fatores humanos, o DBQ se mostra um método eficaz de análise. Os autores destacaram também que erros e violações são mediados por diferentes mecanismos psicológicos. Além disso, fatores como idade e gênero podem influenciar a predisposição do condutor a cometer comportamentos anormais. Os resultados sugerem que as violações diminuem com a idade, enquanto os erros não apresentam essa variação. Ademais, homens de todas as idades têm maior propensão a cometer violações do que mulheres.

Com a difusão do DBQ, diferentes trabalhos se propuseram a aprofundar os estudos nessa metodologia. [Martinussen et al., 2013](#) destacou que o DBQ é um instrumento de pesquisa validado e confiável, no entanto, também destacam que é importante ter uma compreensão acerca da população de motoristas sob análise.

Sob outra perspectiva, [Guého et al., 2014](#) buscou estabelecer uma nova versão do DBQ, considerando diferentes comportamentos do motorista em relação aos estabelecidos por [Reason et al., 1990](#). Apesar de ter sido aplicada apenas a condutores franceses, essa nova versão oferece uma categorização mais abrangente dos comportamentos de direção anormais e comportamentos de direção positivos.

Mais recentemente, [Lyu et al., 2019](#) avaliaram a eficácia das tecnologias ADAS em condutores chineses, utilizando também o DBQ. A partir dos resultados do questionário, os autores mostraram que a experiência dos motoristas estava relacionada com as percepções individuais do ADAS. Isto porque, motoristas mais experientes relatavam que os alertas do sistema deveria se adaptar e se ajustar aos seus comportamentos de direção para evitar alarmes excessivos, fato também observado por [Montgomery et al., 2014](#).

Do exposto, convém mencionar que, em que pese o DBQ ser amplamente utilizado, há um debate sobre sua validade como indicador de acidentes ([Helman e Reed, 2015](#)). Nesse contexto, os autores analisaram a relação entre as respostas do DBQ e dados de direção coletados diretamente do veículo durante a condução.

Os resultados do estudo indicaram uma correlação positiva entre as subcategorias do questionário e o comportamento de direção real, sugerindo que o questionário reflete adequadamente o comportamento dos condutores. No entanto, é importante destacar que medições autoavaliativas podem apresentar tendências enviesadas, levando a correlações imprecisas entre as respostas e o comportamento real. Nesse sentido, um dos objetivos do presente trabalho é contribuir no referido aspecto de avaliação comportamental, sendo possível comparar as respostas fornecidas no questionário com o comportamento real dos motoristas.

2.2.2 Comportamentos e características dos condutores

O conceito acerca do comportamento do motorista não é algo novo. Já na década de 1970, [Helander e Hagvall, 1976](#) conduziram experimentos para estudar as reações fisiológicas/comportamentais dos motoristas, a partir da instrumentação do condutor e do veículo de teste.

Ainda na mesma linha de pesquisa, diferentes estudos acerca da avaliação do comportamento dos motoristas através de veículos instrumentados podem ser encontrados na literatura ([Brackstone e McDonald, 1993](#); [Brackstone et al., 1999](#); [Brackstone, 2003](#)). Embora não tenham atingido resultados totalmente conclusivos, seus trabalhos proporcionaram uma maior compreensão do comportamento do condutor à época, apoiando a ciência da simulação e modelos teóricos de operações de tráfego.

Mais recentemente, podem ser encontrados inúmeros trabalhos no que diz respeito à influência dos fatores humanos na condução ([Jeong et al., 2013](#); [Montella et al., 2014](#); [Wang et al., 2015](#); [Cades et al., 2017](#); [Jermakian et al., 2017](#); [Yang et al., 2018](#)). Entretanto, nota-se que os trabalhos disponíveis na literatura ainda não estabeleceram um consenso entre os fatores que estão associados especificamente aos comportamentos e características do condutor.

Dessa forma, [Wang et al., 2014](#) procurou esclarecer, em seu trabalho, o impacto dos fatores humanos sobre os condutores, estabelecendo uma definição e abordando aspectos relacionados aos comportamentos e às características dos motoristas. Isto porque a forma de condução em diferentes cenários de direção geralmente reflete as características de comportamento do motorista.

De acordo com os autores, os fatores humanos podem ser classificados em dois aspectos principais: o comportamento e as características do condutor. O comportamento refere-se à forma como o condutor age ao dirigir em situações reais de tráfego, considerando diferentes veículos, estradas e condições ambientais. Em contraste, as características estão relacionadas a aspectos fisiológicos e psicológicos, refletindo os traços individuais de

cada condutor e suas habilidades e estilo de direção. O Quadro 2.1 apresenta exemplos de alguns aspectos que estão relacionados ao comportamento e característica dos condutores, conforme estabelecido por Wang *et al.*, 2014.

As características físicas e mentais dos motoristas desempenham um papel fundamental na influência sobre seu comportamento ao dirigir, variando de acordo com suas individualidades, como gênero, idade, experiência de direção, nível de escolaridade, entre outros fatores.

Os resultados indicam que a idade do condutor está relacionada com as características de estabilidade e autodisciplina. Por outro lado, o gênero na amostra estudada não foi um fator significativo no comportamento e característica dos motoristas. Contudo, isso aponta a importância de considerar o contexto local dos condutores, uma vez que o impacto do gênero pode variar em diferentes populações.

Quadro 2.1. Exemplos dos aspectos relacionados aos comportamentos e características dos condutores

Comportamento do condutor	Características do condutor
Capacidade de perceber e processar as informações das condições do tráfego, envolvendo tomada de decisões	Prudência
Conhecer as funcionalidades do veículo para operá-lo quando solicitado	Estabilidade
Utilizar o celular e/ou sistemas de navegação	Predisposição a conflitos
Conversar com o passageiro, se maquiar e dirigir sem atenção	Perícia na direção
Comer/ingerir líquidos	Autodisciplina

Fonte: Adaptado de Wang *et al.*, 2014.

Além disso, o fator da experiência de direção mostrou influencia no comportamento e característica apenas entre os motoristas menos experientes. Outro achado interessante, foi que o nível educacional não se mostrou diretamente relacionado a comportamentos de direção mais seguros. No entanto, ele foi associado a características do condutor, como o uso do cinto de segurança. De forma geral, os achados do trabalho de Wang *et al.*, 2014 destacam a complexidade inerente dos fatores humanos na análise do comportamento e características dos motoristas e a necessidade de abordagens específicas nas pesquisas, considerando o contexto em que esses condutores estão inseridos.

Contudo, cabe ressaltar que no contexto do presente trabalho, apenas aspectos relacionados às características do condutor serão abordados. Isso porque, dada a complexidade do assunto, seria necessária a contribuição de um especialista em psicologia comportamental, conforme destacado na seção 4.3.4.

2.3 AQUISIÇÃO DE SINAIS FISIOLÓGICOS

A aquisição de dados é um método amplamente difundido em diferentes áreas do conhecimento (Fraden, 2016). De maneira geral, esse processo envolve a conexão de computadores a uma ampla variedade de dispositivos por meio de sinais eletrônicos. A partir disso, os computadores controlam esses dispositivos ou coletam dados através deles (Mihura, 2001).

Os dispositivos em comento se referem a sensores. Um sensor sempre faz parte de algum tipo de sistema de aquisição de dados. Muitas vezes, esse sistema pode ser parte de um sistema de controle maior que inclui vários mecanismos de resposta, podendo ser, inclusive, respostas fisiológicas. Pode-se dizer, portanto, que o objetivo de um sensor é responder a algum tipo de estímulo externo e convertê-lo em um sinal elétrico compatível com circuitos eletrônicos (Fraden, 2016).

Sistemas de aquisição de dados também são amplamente utilizados no setor automotivo, empregando uma combinação complexa de diferentes sensores, atuadores e sinais. Essa integração é representada nos veículos por meio de seus sistemas avançados de segurança, conforme discutido na seção 2.1. Exemplos dessa combinação incluem sensores de movimento dos globos oculares e detecção da inclinação da cabeça do condutor (sensor de sonolência); sensores de medição de ondas de micro-ondas, ultrassônicas e infravermelhas (frenagem de emergência); além de radar e sensoriamento remoto (controle de cruzeiro), entre outros (Fraden, 2016).

Nesse sentido, a aquisição de sinais fisiológicos envolve a coleta de diferentes informações acerca do estado e das funções do corpo humano. Esses dados podem ser adquiridos através de diferentes sensores destinados a monitorar as funções corporais em tempo real.

Sob esse prisma, Ward e Marsden, 2003 observou que fenômenos fisiológicos, como a atividade elétrica do cérebro, atividade cardiovascular, o tônus muscular, condutância da pele e a respiração, variam conforme fatores como a dificuldade da tarefa, níveis de atenção, tomada de decisões, entre outros. Além disso, esses comportamentos involuntários podem refletir a valência emocional de uma pessoa.

Dessa forma, é apresentado a seguir uma breve discussão sobre as especificidades de alguns dos principais sensores utilizados para coletar esses sinais fisiológicos.

2.3.1 Eletroencefalograma

A atividade cerebral se dá em forma de sinais elétricos criados a partir de grandes grupos de neurônios durante um curto período de tempo. O sensor de Eletroencefalograma (EEG) pode ser compreendido como um dispositivo eletrônico capaz de medir esses sinais

elétricos da atividade cerebral (Soufneyestani *et al.*, 2020). Esse sensor opera medindo pequenas flutuações na corrente elétrica entre a pele e os eletrodos.

É possível encontrar um grande rol de opções disponíveis de sensores de EEG no mercado, oferecendo diferentes protocolos de comunicação e tipos de conexões. Com relação a comunicação, existem EEG's com e sem fio. A conexão cabeada possui maior estabilidade no sinal e maior capacidade de transferência de dados, contudo, não permite o livre movimento proporcionado pela conexão sem fio. Por outro lado, embora a conexão sem fio ofereça maior mobilidade ao usuário, podem ocorrer perdas de conexão durante a aquisição dos sinais e, conseqüentemente, há problemas na gravação dos dados (Soufneyestani *et al.*, 2020).

Os dispositivos de EEG necessitam de uma conexão elétrica estável entre os eletrodos e a superfície de contato do usuário, existindo diferentes tipos de sensores com relação a sua conexão, conforme ilustrado pela Figura 2.6.

A conexão seca, por óbvio, não utiliza nenhum gel ou solução salina para conectar os eletrodos ao usuário, portanto, é uma conexão mais simples, rápida e que não exige profissionais treinados. Por outro lado, alguns EEG necessitam de um meio para estabelecer o contato elétrico de baixa impedância. Nesse caso, é aplicada uma solução salina em cada eletrodo. Dessa forma, os dispositivos que não necessitam desse auxílio, apenas utilizam um gel condutor em cada eletrodo, sendo necessário efetuar a limpeza dos eletrodos após cada utilização (Soufneyestani *et al.*, 2020).



Figura 2.6. Representação dos diferentes tipos de conexão de dispositivos de eletroencefalograma (EEG)

Fonte: Adaptado de Soufneyestani *et al.*, 2020.

Ainda, o EEG pode ser aplicado em diferentes áreas do conhecimento, fornecendo informações relevantes acerca da atividade cerebral do usuário. Sua aplicação pode variar desde a neurociência, neuromarketing e soluções customizadas, até mesmo em pesquisas no âmbito automotivo (Kar *et al.*, 2010; Soufneyestani *et al.*, 2020; Yang *et al.*, 2021b).

Nesse sentido, Yang *et al.*, 2021b buscou estudar a influência do ambiente de direção nos sinais do EEG dos motoristas e na segurança da condução, em cenários reais de trânsito.

Ao se avaliar o estado fisiológico dos condutores, a potência de onda do EEG é frequentemente utilizada como meio de caracterizar sua atividade cerebral. Dessa forma, os resultados demonstraram que a atividade cerebral dos motoristas aumentava rapidamente em alguns dos processos de direção avaliados, fazendo com que a pressão psicológica e a tensão do motorista durante a condução fossem maiores, evidenciando que as características do ambiente são altamente correlacionadas com a mudança da atividade cerebral do motorista e seu estado psicológico (Kar *et al.*, 2010; Yang *et al.*, 2021b).

2.3.2 Eletrocardiograma

O Eletrocardiograma (ECG) é um método de teste amplamente utilizado para observar a atividade elétrica do coração. Na área da saúde, a análise do sinal do ECG se estabelece como uma maneira efetiva de detectar e tratar diferentes tipos de doenças do coração (Diker *et al.*, 2017; Acharya *et al.*, 2017; Kramer *et al.*, 2022). A forma de onda de um sinal típico de ECG representa a despolarização (contração ventricular) e a repolarização (relaxamento ventricular) do coração (Tereshchenko e Josephson, 2015). Dessa forma, a Figura 2.7 ilustra uma onda típica de um sinal de ECG.

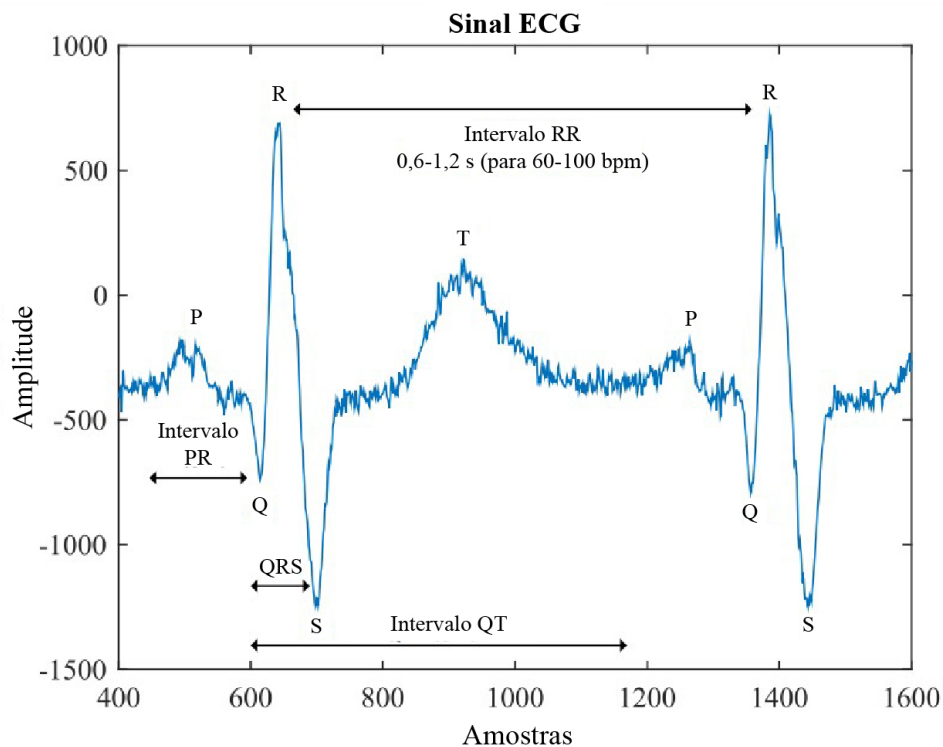


Figura 2.7. Representação de uma onda típica de eletrocardiograma (ECG) com a indicação do complexo QRS e dos diferentes tipos de onda visualizados na leitura do sinal fisiológico do coração, tais como a onda P e onda T

Fonte: Adaptado de Diker *et al.*, 2017.

De acordo com o observado na Figura 2.7, um padrão característico do ECG consiste em

ondas e intervalos, como a onda P, complexo QRS e a onda T. Essas ondas se referem a diferentes fases de um sinal elétrico normal do coração. Assim, o Quadro 2.2 apresenta os principais aspectos do sinal que compõem um padrão típico do ECG.

As diferenças nas velocidades de propagação da forma de onda no ciclo cardíaco são representados pelas diferentes frequências das ondas do ECG. A onda P é caracterizada em frequências entre 5-30 Hz. O complexo QRS normalmente contém frequências entre 8-50 Hz. E, por fim, a onda T está principalmente em uma faixa de frequências de 0 a 10 Hz ([Tereshchenko e Josephson, 2015](#)).

Quadro 2.2. Principais aspectos do sinal que compõem um padrão típico de ECG

Aspecto do sinal	Descrição
Onda P	Representa o impulso elétrico que se espalha através dos átrios do coração, causando a contração do átrio e bombeando o sangue para os ventrículos
Complexo QRS	Representa o momento em que o impulso elétrico alcança os ventrículos, causando sua contração
Onda T	Indica que o impulso elétrico que estava se propagando cessou, consistindo no relaxamento do ventrículo

Fonte: [NCBI, 2023](#).

Nota-se ainda que em alguns estudos são analisadas as mudanças psicológicas dos condutores e avaliado quesitos de segurança em ambientes específicos. Nesse sentido, [Wang et al., 2018](#) investigou as características dos sinistros de trânsito em grupos de túneis e abordou o fato de que a alta flutuação do batimento cardíaco pode resultar em tensão, ansiedade, falta de atenção e julgamento dos motoristas, resultando em uma maior taxa de colisões.

2.3.3 Eletromiografia

A Eletromiografia (EMG) refere-se a um sinal biomédico que mede a corrente elétrica gerada nos músculos durante sua contração, representando a atividade neuromuscular. Esse sinal caracteriza as propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos. A detecção dos sinais de EMG aliado a metodologias robustas de análise é um requisito cada vez mais importante em diferentes áreas de estudo, tais como na medicina, uma vez que possui aplicação no diagnóstico clínico, assim como na engenharia ([Reaz et al., 2006](#); [Chowdhury et al., 2013](#)).

A Figura 2.8 demonstra a alteração do sinal típico do EMG em detrimento da presença de enfermidades que afetam os nervos e tecidos musculares, demonstrando o potencial de ser utilizado como método para diagnósticos.

O EMG também é conhecido como a atividade mioelétrica, tendo em vista que o tecido muscular conduz potenciais elétricos similares aos dos nervos, e o nome dado a esses sinais elétricos é o potencial de ação do músculo (Reaz *et al.*, 2006). Além disso, os sinais do EMG são afetados por alterações na força e comprimento do músculo, bem como pela interface eletrodo-músculo (Mogk e Keir, 2003), podendo ser adquirido por meio de eletrodos superficiais ou intramusculares (Reaz *et al.*, 2006; Farina e Negro, 2012; Jarque-Bou *et al.*, 2021).

O EMG superficial detecta a atividade muscular através dos eletrodos posicionados sobre a pele, gravando o sinal de todas as fibras do músculo. Por outro lado, o EMG intramuscular é inserido através da pele diretamente no músculo, registrando apenas os sinais de algumas fibras musculares.

A aplicação de cada método possui vantagens e desvantagens. O EMG superficial é limitado a aplicações em músculos superficiais grandes o bastante para posicionar os eletrodos na superfície da pele e garantir uma boa leitura, em que pese ser um método não invasivo e de fácil aplicação. Já o EMG intramuscular, além do incômodo de ser um método invasivo, necessita de maior instrução para sua correta aplicação. No entanto, é ideal para avaliar a atividade de músculos mais internos (Jarque-Bou *et al.*, 2021).

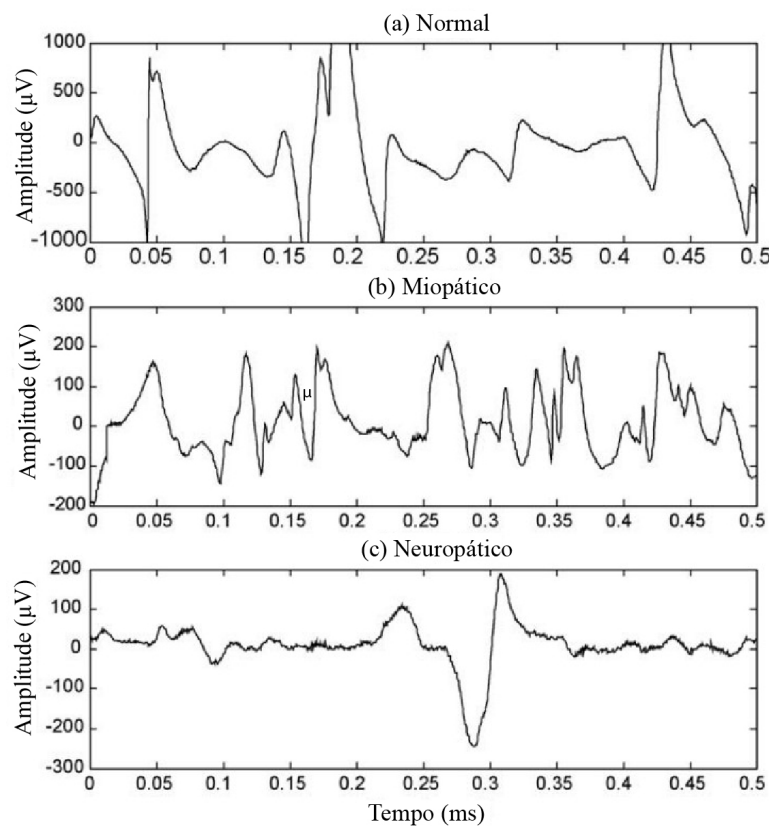


Figura 2.8. Representação do sinal de eletromiografia (EMG) em um paciente (a) padrão; (b) miopático e (c) neuropático

Fonte: Adaptado de Subasi *et al.*, 2006.

É importante compreender, ainda, os diferentes fatores que influenciam a leitura do EMG. De acordo com [Reaz et al., 2006](#), o sinal do EMG adquire ruído ao passar por diferentes tecidos, esses ruídos podem ser inerentes aos componentes eletrônicos, ao ambiente, à instabilidade do sinal e à movimentação do corpo. Além disso, os fatores podem ser classificados como fatores causais, intermediários e determinísticos.

2.3.4 Resposta Galvânica da Pele

A condutividade da pele é uma das medidas fisiológicas que estão relacionadas com fatores do comportamento humano. Para fazer a medição dessa característica é normalmente utilizado um sensor de resposta galvânica da pele, do inglês *Galvanic Skin Response* (GSR) ([Tullis e Albert, 2008](#)). Isso se deve ao fato de que o corpo humano, ao estar exposto a algum tipo de estímulo, seja ele emocional, físico ou cognitivo, aciona inconscientemente as glândulas sudoríparas, fazendo com que a condutividade da pele se altere.

Além disso, a resposta fisiológica que gera a variação da condutividade da pele é um fenômeno limitado no tempo, ou seja, o tempo influencia tanto na administração do estímulo quanto na medição da variação induzida na condutividade da pele ([Amidei et al., 2023](#)). Dessa forma, o sensor GSR é capaz de detectar e medir essas pequenas variações na condutividade elétrica da pele.

Nesse sentido, [Amidei et al., 2023](#) destacou que essas alterações ocorrem sem o controle consciente do indivíduo, uma vez que a secreção do suor é impulsionada pelo sistema nervoso autônomo do corpo humano. Assim, a resposta eletrodérmica captada pelo sensor GSR se mostrar como um indicador eficaz do estado emocional do indivíduo, proporcionando uma visão clara e detalhada dos processos fisiológicos e psicológicos envolvidos ([Meza-García e Rodríguez-Ibáñez, 2021](#)).

Na área automotiva, nota-se que o estudo da resposta eletrodérmica dos motoristas durante a condução tem sido objeto de pesquisa há muitos anos. Ainda na década de 1970, [Helander e Hagvall, 1976](#); [Helander, 1978](#) investigaram o comportamento dos motoristas com base em características fisiológicas, incluindo a condutividade da pele. Os resultados demonstraram que as respostas eletrodérmicas são induzidas pelo esforço mental associado à ação de dirigir, e não pelo esforço físico necessário para manobrar o veículo.

Após alguns anos de desenvolvimento acerca do tema, [Healey e Picard, 2005](#) utilizaram sensores fisiológicos para detectar o nível de estresse dos motoristas dirigindo em cenários de tráfego reais. Os sensores utilizados incluíam um ECG posicionado no tórax, um EMG no ombro esquerdo, um sensor de respiração localizado na região do diafragma e dois GSR posicionados no pé e na mão esquerdos.

Em seu estudo, as autoras observaram que os sinais fisiológicos oferecem um método viável

para medir o nível de estresse dos condutores, especialmente através dos sinais obtidos pelo ECG e GSR. Os resultados demonstraram uma alta correlação entre a condutividade da pele e a frequência cardíaca com o nível de estresse do motorista, evidenciando que esses sinais fisiológicos podem ser utilizados para fornecer uma medida contínua de como diferentes condições de estrada e tráfego afetam os motoristas (Healey e Picard, 2005).

2.3.5 Monitoramento da respiração

O monitoramento da respiração de condutores representa um desafio expressivo, uma vez que difere significativamente das aplicações habituais desses sensores, que geralmente ocorrem em cenários de relativa estabilidade, como durante o sono ou quando sentado. Esse desafio é atribuído aos altos níveis de ruído associados ao ambiente veicular, incluindo a vibração do carro, que é predominantemente causada pelo motor, bem como pelos movimentos do condutor e dos passageiros (Wang *et al.*, 2019; Yang *et al.*, 2021a).

De maneira geral, os padrões respiratórios contém informações valiosas acerca do estado emocional do indivíduo. Dessa forma, pode-se dizer que a emoção humana também está relacionada com a velocidade e a forma da respiração. Por exemplo, quando uma pessoa está em um estado de maior entusiasmo, sua respiração tende a ser mais rápida e profunda. Por outro lado, respirações mais profundas e lentas tendem a estar associadas a um estado de maior relaxamento.

A partir disso, Zhang *et al.*, 2017 aponta que o sinal de respiração se mostra tão eficaz no reconhecimento do estado emocional do indivíduo, que os dispositivos desenvolvidos para detecção dessa característica não precisam depender totalmente do EEG, partindo-se do pressuposto de que o cérebro é o principal responsável pelo processamento e resposta das emoções.

Com relação ao sensor de respiração, existem diferentes tipos de dispositivos que podem ser utilizados para monitorar a respiração. De maneira geral, eles podem ser classificados como sensores de contato e de não contato (AL-Khalidi *et al.*, 2011), bem como também podem ser classificados como sensores invasivos e não invasivos (Solaz *et al.*, 2016).

Considerando os sensores de contato e de não contato, o monitoramento da respiração por sensores de contato pode ser feito por meio dos sons respiratórios (microfone colocado próximo às vias respiratórias ou sobre a garganta para detectar a variação do som); fluxo de ar (termistor nasal ou oronasal e transdutor de pressão nasal); detecção de movimentos no tórax e abdômen (pletismografia de indutância respiratória); monitoramento transcutâneo (eletrodo aplicado à pele); sonda de oximetria (saturação de oxigênio no sangue) e derivado do ECG.

Do mesmo modo, os autores apontam que o monitoramento por sensores de não con-

tato pode ser feito por meio dos métodos de radar, óptico e térmico (sensor e imagem). Nota-se que esse tipo de monitoramento é majoritariamente por meios não invasivos, em consonância com a classificação trazida por [Solaz *et al.*, 2016](#). Contudo, métodos não invasivos se mostram não muito adequados para o ambiente veicular, haja vista o alto valor da relação ruído/sinal em relação à dinâmica do desempenho da direção.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para o desenvolvimento do método do presente estudo, é importante frisar que tanto o ambiente interno do veículo quanto o condutor foram monitorados através de uma instrumentação específica, de modo a captar as interações involuntárias dos participantes com as tecnologias de assistência presentes no veículo.

Assim, este capítulo apresenta na seção 3.1 a definição do programa experimental para os ensaios de teste inicial dos sensores adquiridos para aquisição de sinais fisiológicos, representados nessa etapa pelo sensor ECG e GSR. Para tal avaliação, elaborou-se um programa experimental executado em testes de bancada. Vale mencionar que se optou por realizar o programa experimental somente com os pesquisadores envolvidos no estudo, visto que se tratava apenas de uma etapa para verificação prévia do circuito de aquisição dos sinais fisiológicos.

Além disso, é descrito na seção 3.2 os componentes utilizados para montagem do circuito e programa de aquisição dos sinais fisiológicos. Ainda, na seção 3.3 é apresentado a configuração para realização dos ensaios em ambiente virtual, de modo a testar a instrumentação final de aquisição dos sinais fisiológicos. Nesse aspecto, é importante mencionar que nessa etapa apenas realizou-se o teste da instrumentação do condutor, não tendo por objetivo avaliar a ativação de sistemas ADAS no simulador.

Convém salientar, ainda, que uma vez que são avaliadas tecnologias específicas de assistência ao motorista, quais sejam, FCWS e LKAS, houve uma restrição no rol de veículos disponíveis para locação que possuíam essas tecnologias. A seleção do veículo de teste foi baseada em três critérios principais, são eles: disponibilidade, custo e nível de automação. Considerando os critérios em comento, o veículo selecionado foi o Jeep Renegade versão 1.3 Turbo, ano 2024. As etapas para definição do veículo teste, configuração das tecnologias postas sob estudo e instrumentação do veículo são mostradas na seção 3.4.

A definição do grupo de condutores foi estabelecida com base nas respostas obtidas por meio da aplicação do questionário de comportamento do motorista. O questionário consistiu em uma lista de diferentes cenários que um condutor pode vir a experimentar enquanto dirige, conforme discutido na seção 3.5. Ademais, a escolha do percurso realizado é apresentada na seção 3.6.

Por fim, é apresentado na seção 3.7 a forma de representação e extração das características dos sinais fisiológicos, tendo como base dois parâmetros, quais sejam, valor médio retificado e valor eficaz. Uma vez sendo extraída as características de cada sinal, procede-se com a análise das correlações entre as diferentes respostas fisiológicas, bem como entre

os sinais dos participantes e a ativação dos sistemas de segurança do veículo em condições de tráfego real, conforme descrito na seção 3.8.

3.1 PROGRAMA EXPERIMENTAL EM LABORATÓRIO

Previamente à realização dos ensaios com os participantes no veículo de teste, foram estabelecidas duas etapas preliminares no presente trabalho. A primeira, consistiu na execução de um programa experimental em laboratório, tendo como principal objetivo definir e testar a instrumentação que seria utilizada para aquisição dos sinais fisiológicos.

A partir do programa experimental foi possível determinar pontos de melhorias na instrumentação do condutor, bem como efetuar uma primeira análise dos sinais fisiológicos e avaliar a sensibilidade de leitura dos sensores.

O programa experimental consistiu em 6 (seis) cenários diferentes estabelecidos de modo a avaliar a instrumentação para aquisição dos sinais fisiológicos dos participantes. Nesta etapa, foi utilizado como teste os sensores ECG e GSR, conectados a uma *protoboard* e a uma placa de aquisição de dados da *National Instruments* NI USB-6009.

O sistema era alimentado por uma fonte de alimentação simétrica ajustável modelo POL-16E, conforme representado pela Figura 3.1. Vale ressaltar que o programa experimental baseava-se em uma instrumentação incipiente, assemelhando-se ao diagrama apresentado na seção 3.2.2, com a diferença de que, conforme abordado, nesse primeiro momento foram utilizados apenas os sensores ECG e GSR e como saídas foram plotados os gráficos do sinal em função do tempo, sem realizar a extração das características do sinal.

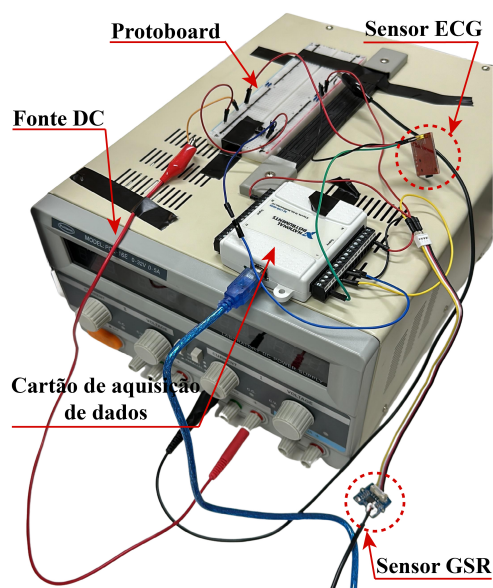


Figura 3.1. Circuito de aquisição dos sinais fisiológicos utilizado nos testes em laboratório, representando a integração dos sensores ECG e GSR.

Os cenários acima mencionados consistiam em atividades simples que deveriam ser executadas por um determinado período de tempo ou por uma quantidade específica de repetições. Cada pessoa era orientada a realizar todos os cenários para assegurar a repetibilidade dos testes. Ainda, cabe salientar que os movimentos pré-estabelecidos no protocolo de ensaio visaram apenas a promover alterações bruscas nos sinais sob estudo. Assim, o programa experimental é apresentado no Quadro 3.1.

Quadro 3.1. Protocolo de ensaios do programa experimental

Cenário	Descrição	Quantidade
01	Permanecer sentado	30 segundos
02	Permanecer em pé	30 segundos
03	Realizar agachamentos	10 repetições
04	Executar uma corrida parada	10 segundos
05	Respirar ofegante	10 repetições
06	Respirar lentamente	10 repetições

A abordagem adotada consistiu na execução sequencial de cada cenário para otimizar o processamento de dados e minimizar o uso de memória. Para isso, foi criado um circuito de um botão *push button*, conectado ao circuito dos sensores. Este botão atuava como um interruptor pulsador, conduzindo corrente elétrica somente quando pressionado. Sua função era identificar o início e o fim da execução de cada cenário no conjunto de dados, facilitando a análise.

Dessa forma, ao iniciar o teste era informado ao participante qual deveria ser o cenário realizado (Quadro 3.1). No instante em que se iniciasse a execução do teste, pressionava-se o botão, o qual era interpretado como um pulso na leitura dos dados. Do mesmo modo, ao finalizar, o botão era pressionado novamente e um novo pulso era gerado para marcar o fim da aquisição dos dados para o cenário que estava sendo realizado.

3.2 INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA PARA AQUISIÇÃO DOS SINAIS FISIOLÓGICOS

3.2.1 Circuitos de aquisição

A instrumentação do condutor para aquisição dos sinais fisiológicos envolveu a utilização de diferentes sensores, quais sejam, eletrocardiograma, eletromiografia, eletroencefalograma, resposta galvânica da pele e monitoramento da respiração. As especificidades de cada sensor utilizado foram descritas na seção 2.3.

Dessa forma, para aquisição dos sinais de eletrocardiograma e eletroencefalograma, foi utilizado uma placa que continha um amplificador de instrumentação (AD8232). Esse amplificador se refere a um bloco integrado de condicionamento de sinal projetado para

capturar, amplificar e filtrar sinais de biopotenciais em ambientes ruidosos. O dispositivo inclui um filtro passa-alta de dois polos, que elimina artefatos de movimento, otimizando o ganho e a filtragem em um único estágio, o que economiza espaço e reduz custos ([Analog Devices, 2020](#)).

Ainda, para aquisição do sinal do ECG, foi utilizado um cabo de 3 vias conectado à placa supracitada, a qual era conectada no circuito de aquisição de dados. Por outro lado, no caso da aquisição do sinal do EEG, foi adquirido o sensor MindWave *Mobile 2* da fabricante Neurosky. Esse sensor mede os espectros de potência das ondas do EEG, consistindo de um clipe auricular e um eletrodo apoiado na testa, acima do olho esquerdo do usuário ([NeuroSky, 2015](#)).

No entanto, ao testar o sensor EEG, notou-se que sua comunicação *wireless* apresentava um defeito de fábrica, impedindo a conexão do computador com o aparelho via *bluetooth*. Portanto, foi feita uma adaptação no sensor, conectando os canais do clipe auricular e do eletrodo da testa à placa AD8232, a qual também era conectada no circuito de aquisição de dados. Logo, por se tratar de dois canais (auricular e testa) foi necessário utilizar duas placas para conexão do sensor EEG. A Figura 3.2 representa os sensores ECG e EEG utilizados na aquisição.

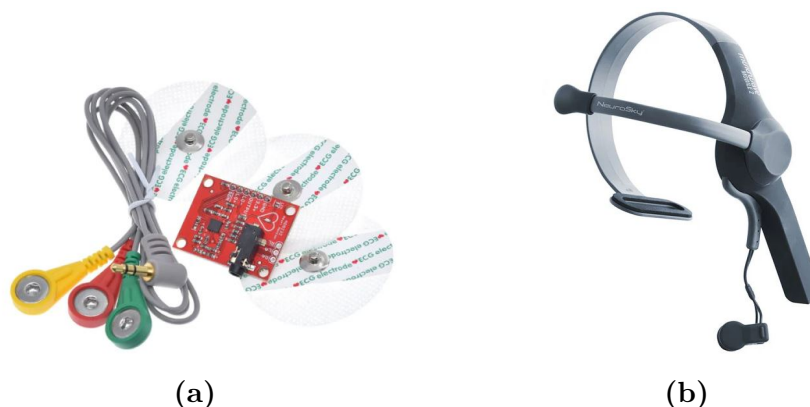


Figura 3.2. Sensores utilizados para aquisição dos sinais fisiológicos de a) Eletrocardiograma (ECG) e b) Eletroencefalograma (EEG) adquirido original de fábrica

Fonte: [Casa da Robótica, 2024](#) e [NeuroSky, 2015](#), respectivamente.

A aquisição dos sinais de EMG e GSR também se deram a partir de uma placa com um amplificador de instrumentação, T084 e LM324, respectivamente. Cabe ressaltar que o dispositivo LM324 foi utilizado como amplificador da instrumentação, na medida que é um equipamento já bastante difundido no campo da biomédica para coleta dos sinais de interesse da presente pesquisa.

Para o EMG foi utilizado um cabo de 3 vias conectado à placa, enquanto que para o GSR foram utilizados dois eletrodos para serem posicionados em dedos da mão. A Figura 3.3 ilustra os sensores EMG e GSR utilizados na aquisição.



Figura 3.3. Sensores utilizados para aquisição dos sinais fisiológicos de a) eletromiografia (EMG) e b) resposta galvânica da pele (GSR).

Fonte: [Amazon, 2024](#) e [Seed studio, 2024](#), respectivamente.

Para o monitoramento da respiração foi adaptado um transdutor de pressão conectado a uma cânula nasal. Todos os sensores mencionados foram conectados a duas *protoboards* alimentadas individualmente por uma bateria de 9V, e a uma placa de aquisição de dados da *National Instruments* NI USB-6009.

Todos os componentes do circuito foram fixados em uma placa de acrílico para garantir que nenhum dos sensores se movessem durante a execução do percurso, considerando que a aquisição dos sinais deveria ocorrer durante a condução do veículo. A Figura 3.4 ilustra o circuito final desenvolvido para aquisição dos sinais fisiológicos do condutor.

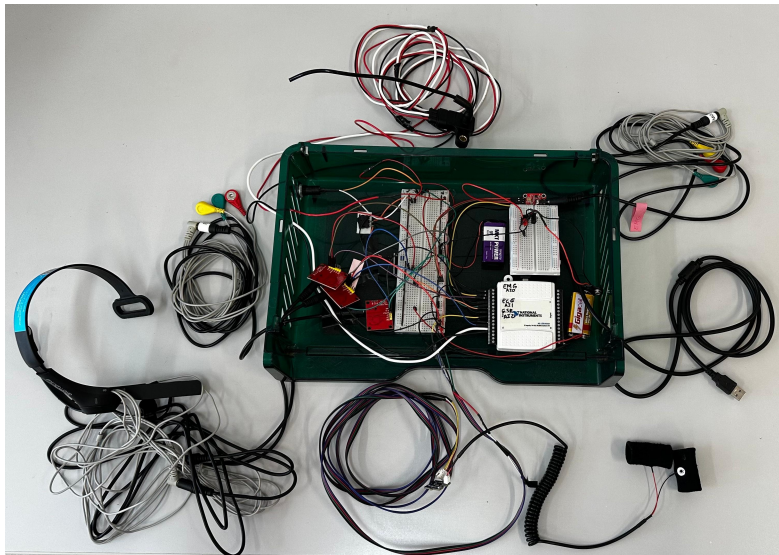


Figura 3.4. Circuito final desenvolvido para aquisição dos sinais fisiológicos do condutor. A instrumentação do condutor contém o sensor de eletrocardiograma (ECG), eletroencefalograma (EEG), eletromiografia (EMG), resposta galvânica da pele (GSR) e de monitoramento da respiração

Por fim, tendo em vista que alguns sensores utilizavam até 3 eletrodos, era importante garantir que cada eletrodo fosse posicionado de forma adequada para uma melhor aquisição

ção. Portanto, o Quadro 3.2 descreve o posicionamento dos sensores utilizados no presente estudo, para aquisição dos sinais fisiológicos dos motoristas.

Quadro 3.2. Descrição do posicionamento dos sensores para aquisição dos sinais fisiológicos dos motoristas

Sensor	Posicionamento
ECG	Eletrodo verde: na parte inferior do osso esterno Eletrodo vermelho: no lado direito, na região do osso da clavícula Eletrodo amarelo: no lado esquerdo, na região do osso da clavícula
EMG	Eletrodo verde: na região central do músculo da panturrilha Eletrodo vermelho: na extremidade inferior do músculo da panturrilha Eletrodo amarelo: na extremidade inferior da tíbia, na região do tornozelo
EEG	Eletrodo em contato com a testa (acima do olho esquerdo) e clipe auricular no lóbulo esquerdo
GSR	Nos dedos indicador e médio da mão esquerda
Monitor de respiração	Cânula nasal

3.2.2 Diagrama da instrumentação para aquisição dos sinais fisiológicos

A instrumentação para aquisição dos sinais fisiológicos dos participantes consistia de diferentes componentes interligados, conforme abordado na seção 3.2.1. Dessa forma, a Figura 3.5 ilustra uma visão simplificada da instrumentação projetada. De forma geral, os circuitos de aquisição representam todos os circuitos integrados, conforme Figura 3.4 (exceto pela presença da placa de aquisição de dados). Esses circuitos correspondiam a diferentes sinais, representados por meio do EMG, ECG, GSR, respiração e EEG.

Cabe ressaltar que no caso do EEG, havia duas conexões no circuito de aquisição, conforme indicado pela linha tracejada vermelha na Figura 3.5. Isso ocorreu devido a problemas de fábrica identificados após a compra do sensor, sendo necessário realizar algumas adaptações, assim como discutido na seção 3.2.1.

Ainda, os componentes eram conectados à uma placa de aquisição de dados NI USB-6009, por meio de suas entradas analógicas, e essa, por sua vez, era conectada a um computador através de sua porta USB. É importante mencionar que o NI USB-6009 é um dispositivo de aquisição de dados amplamente utilizado em aplicações laboratoriais e práticas, sendo desenvolvido pela *National Instruments*.

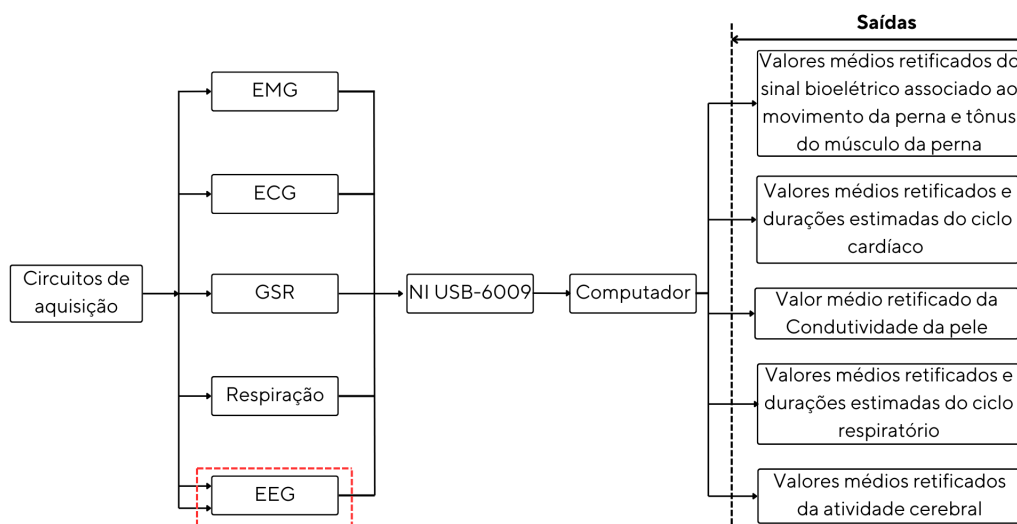


Figura 3.5. Representação do diagrama simplificado da instrumentação projetada para aquisição dos sinais fisiológicos dos participantes

A placa de aquisição de dados utilizado permite a entrada de sinais analógicos e digitais, com canais diferentes tipos de canais para aplicações diversas. Nesse sentido, o dispositivo usado no presente estudo foi pensado como a interface central entre os diferentes sensores relativos à instrumentação do condutor. Por fim, as características e respostas fisiológicas dos sinais eram extraídas como saídas visualizadas por meio do computador.

3.2.3 Programa de aquisição dos sinais fisiológicos

Para realizar a aquisição de dados dos sinais fisiológicos dos participantes foi elaborado um programa em *LabVIEW FOR TEACHING/RESEARCH AVL 2024*, conforme ilustrado pela Figura 3.6. Cada sinal fisiológico coletado pelos diferentes sensores era interpretado como um canal e filtrado diretamente no programa. O canal 1 se refere ao sinal do EMG, sendo aplicado um filtro passa banda de 2 a 800 Hz. O canal 2 representa o sinal do ECG, o qual continha um filtro passa banda de 2 a 20 Hz. O canal 3 se refere ao sinal do GSR; contudo, para esse sinal não foi aplicada nenhuma estratégia de filtragem. Os canais 4, 5 e 6 correspondem aos sinais da respiração (4) e EEG (5 e 6), com filtros passa baixa de 10 e 70 Hz, respectivamente.

A estratégia de aquisição dos sinais fisiológicos foi estabelecida de forma a possibilitar a leitura dos dados e seu armazenamento em planilhas contendo 12 mil linhas cada. Nesse sentido, um número sequencial era adicionado ao nome de cada arquivo salvo. Essa abordagem foi adotada, haja vista a extensa duração do período de aquisição durante os testes em condições reais de tráfego, visando a não apenas a diminuição do tamanho total dos arquivos, mas também a garantia de que, em caso de eventuais falhas na leitura dos dados, fosse possível preservar a integridade de todos os registros anteriores.

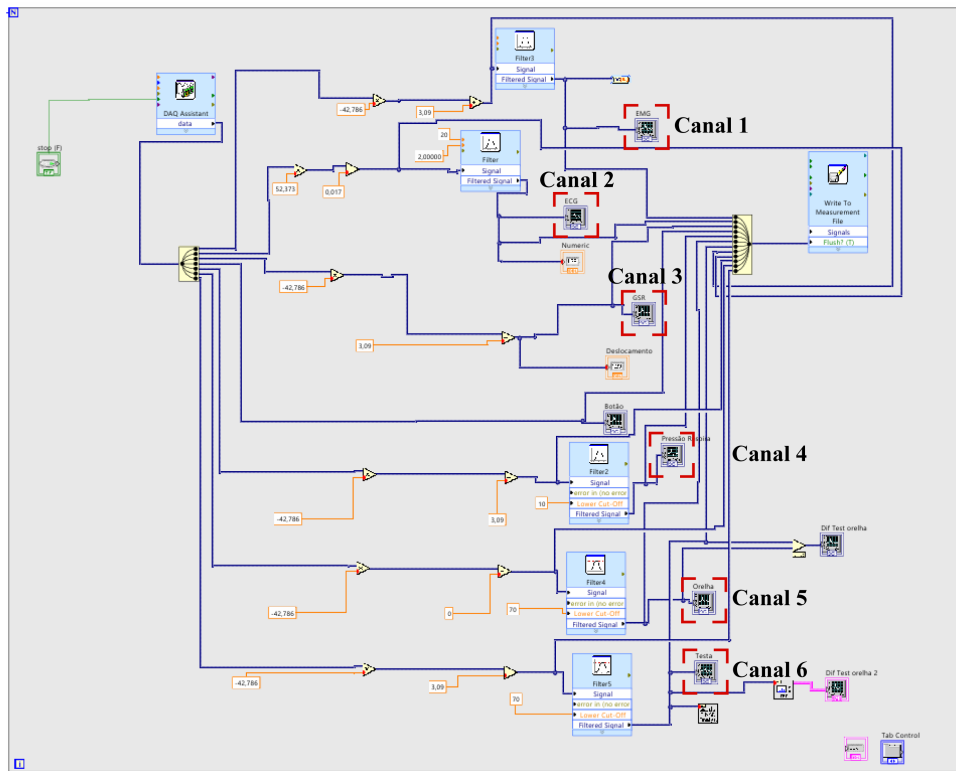


Figura 3.6. Diagrama do programa desenvolvido no *LabVIEW FOR TE-ACHING/RESEARCH AVL 2024* para aquisição dos sinais fisiológicos dos participantes, representando os diferentes canais de aquisição

3.3 SIMULAÇÕES VIRTUAIS

O simulador utilizado faz parte do Centro de Pesquisa Automotiva, do inglês *Automotive Research Center* (ARC), da Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia (FCTE) da Universidade de Brasília (UnB), dentro do escopo do Projeto ESC-SIM, desenvolvido pela FCTE em parceria com multinacionais da indústria automotiva, com foco na virtualização e desenvolvimento de funções de segurança ativa dos veículos. Essa metodologia consiste na modelagem de modelos dinâmicos do veículo e pneu. A partir desse modelo comportamental é possível projetar, testar e calibrar algoritmos de controle.

O simulador consiste em diferentes componentes de *hardware* e *software*. Basicamente, o *hardware* consiste do computador para simulação e monitoramento, um televisor disposto na parte frontal do carro que fornece o retorno visual ao usuário e um veículo real. O *cockpit* do simulador foi desenvolvido sobre o veículo Fiat Toro Volcano AT9 4x4, conforme ilustrado pela Figura 3.7. O veículo base do projeto passou por modificações para sua adaptação ao simulador, entre elas, remoção dos sistemas de *powertrain*, *drivetrain* e de direção (de Souza, 2023).

Cabe ressaltar, ainda, que conforme abordado na seção 3.4, o veículo teste para condução

em tráfego real é diferente do veículo do simulador. Portanto, era sabido pelos pesquisadores que não se guardavam os aspectos de repetibilidade e reprodutividade entre os ensaios. Todavia, reforça-se que o intuito do simulador era somente de verificar o funcionamento da instrumentação do condutor, sem avaliar os aspectos do veículo em si, assim como esclarecido na seção 4.3.1.



Figura 3.7. Veículo base do simulador automotivo do Centro de Pesquisa Automotiva desenvolvido pela Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia da Universidade de Brasília, dentro do escopo do projeto ESC-SIM

Os componentes do software do sistema, em suma, consistiam no programa executado no computador, baseado na interface do simulink do software MatLab, que simulava o ambiente virtual e a dinâmica veicular, integrando-se aos pedais e comandos do veículo real. Embora o sistema de *powertrain* tenha sido completamente removido, os módulos restantes eram conectados diretamente ao computador, permitindo que todas as informações coletadas fossem dados reais do veículo. Adicionalmente, havia um software de renderização integrado ao televisor para a representação visual dos cenários de direção simulados.

Todas as operações do veículo realizadas pelo usuário que simulavam uma direção real eram capturadas por meio da rede de comunicação do veículo, integrada ao computador. Em seguida, o modelo de simulação calculava os estados do veículo e, por meio do software de renderização, os cenários virtuais eram projetados no monitor à frente do veículo, imitando a visão do motorista em um ambiente de direção real.

Nesta etapa, não foi realizada nenhuma instrumentação do carro. Isso porque, primeira-

mente, não havia necessidade de posicionar as câmeras em seu interior, considerando que, por óbvio, o carro não se movimentava. Além disso, todas as informações provenientes do veículo como, por exemplo, velocidade, aceleração, posição do pedal do acelerador e entre outras, eram fornecidas diretamente pelo software de simulação.

Por outro lado, a instrumentação do condutor foi realizada de modo a representar a configuração dos ensaios reais que seriam realizados no veículo teste. Dessa forma, o circuito de aquisição dos sinais fisiológicos foi posicionado no assento do banco do passageiro. Para melhorar a mobilidade do condutor, foram realizadas adaptações em alguns sensores, a saber, o alongamento dos fios de todos os sensores, passagem dos fios do sensor GSR pela alça de segurança do lado do condutor e posicionamento da cânula nasal do sensor de respiração ao redor do encosto de cabeça do banco do motorista, conforme representado pela Figura 3.8.



Figura 3.8. Representação da instrumentação do condutor dentro do veículo base do simulador automotivo do Centro de Pesquisa Automotiva (ARC)

3.4 VEÍCULO TESTE

Para a realização dos ensaios experimentais, foi selecionado o veículo Jeep Renegade versão 1.3 Turbo, ano 2024. O veículo utilizado para os testes é apresentado na Figura 3.9. A escolha desse modelo foi baseada em três aspectos principais, são eles: disponibilidade, custo e nível de automação. Convém mencionar, ainda, que a seleção inicial do veículo foi limitada apenas às montadoras Fiat, Jeep e Toyota, uma vez que outras montadoras como, por exemplo, a Volkswagen, possuíam um *firmware* em seus sistemas que impedia a leitura dos dados do veículo por usuários externos que não da própria montadora.

Os dois primeiros aspectos - disponibilidade e custo - estavam relacionados ao fato de que o veículo de teste foi oriundo de uma rede de aluguel de carros, portanto, o presente trabalho estava limitado, primeiramente, a disponibilidade do grupo de carros que continham o veículo desejado entre o rol disponível e, sobretudo, o valor total do aluguel. Contudo, o veículo selecionado ainda deveria conter, no mínimo, as tecnologias de assistência ao motorista objetos de estudo da pesquisa.

Dessa forma, após um levantamento dos veículos disponíveis que continham as tecnologias FCWS e LKAS, entre as principais redes de locação de carros de Brasília, foi realizada a cotação do valor total do aluguel para todos os dias de ensaio, chegando a conclusão de que o veículo com melhor custo-benefício era o da marca Jeep, modelo Renegade.



Figura 3.9. Representação do veículo utilizado nos ensaios realizados durante a condução em situações de tráfego real

Fonte: [Jeep, 2023](#).

3.4.1 Instrumentação do veículo

A instrumentação do veículo para aquisição dos dados durante a condução se deu por meio da conexão do dispositivo de *On-Board Diagnostic* (OBD) na porta OBD II localizada na parte inferior do painel, ao lado esquerdo da coluna de direção, de acordo com o indicado na Figura 3.10. Para isso, foi utilizado um dispositivo de interface de diagnóstico OBD

II da Kingbolen, modelo ELM327. A partir dessa conexão era possível realizar a leitura de uma série de parâmetros específicos de diagnóstico e funcionamento do motor, entre eles, velocidade e acelerações nos eixos x, y e z, os quais representavam características da dinâmica veicular. Os dados eram lidos e armazenados através do aplicativo de celular “Torque Pro” e, posteriormente, exportados como arquivo de texto.



Figura 3.10. Demonstração da localização da porta OBD II do veículo teste. O OBD é indicada pela linha tracejada em vermelho, localizada na parte inferior do painel, ao lado esquerdo da coluna de direção

Além disso, para monitoramento do condutor e do tráfego à frente e ao lado do veículo, foram posicionadas duas câmeras internas. A primeira foi posicionada ao lado esquerdo do retrovisor interno, a qual era capaz de gravar tanto o condutor quanto a imagem à frente do veículo, com um extenso ângulo de visão e com recurso de captação de áudio.

Assim, a partir dessa câmera era possível analisar o comportamento do motorista ao longo do percurso, por meio de suas expressões faciais, e captar eventuais falas durante a condução, bem como também acompanhar o tráfego à frente do carro. A segunda câmera foi posicionada no vão da alça de segurança do lado do passageiro, apontada para o vidro, de modo a efetuar a gravação do tráfego de veículo na faixa adjacente.

Diferentemente da primeira câmera, a segunda câmera contava apenas com recursos de gravação de imagens. O posicionamento das câmeras internas é mostrado na Figura 3.11. Contudo, devido a problemas técnicos no cartão de memória, não foi possível salvar o registro dos vídeos gravados pela câmera posicionada no vidro do passageiro. Ao perceber esse problema, procedeu-se com a substituição do cartão de memória, porém o aparelho ainda apresentava defeitos. Dessa forma, optou-se por realizar os ensaios somente com a primeira câmera, responsável por gravar o tráfego à frente do motorista e suas feições, considerando que não havia prejuízos para as análises efetuadas no presente trabalho.

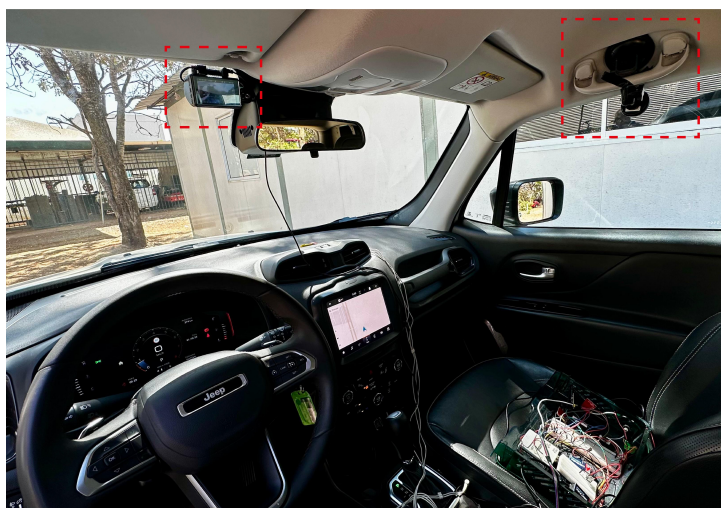


Figura 3.11. Posicionamentos das câmeras no veículo de teste. A câmera ao lado do retrovisor interno contava com recursos de captação de áudio e imagem, porém a câmera posicionada no vidro do passageiro contava apenas com captação de imagem

Ademais, foi necessário a utilização de um inversor conectado diretamente na bateria do veículo, o qual ficava posicionado no assoalho do banco traseiro, atrás do assento do condutor. O inversor tinha por finalidade ser a fonte de alimentação do computador utilizado para leitura dos dados fisiológicos, o qual continha o programa de aquisição desenvolvido no software LabVIEW. O LabVIEW é uma plataforma de programação gráfica de engenharia que visa permitir o desenvolvimento de sistemas automatizados de pesquisa, validação e testes.

Ao longo do percurso todos os participantes foram acompanhados de, no mínimo, um pesquisador no banco traseiro, responsável por assegurar a aquisição de dados e o correto funcionamento do programa de aquisição. Nesse sentido, a Figura 3.12 representa a disposição do espaço destinado ao pesquisador durante a realização do ensaio, com o computador.



Figura 3.12. Disposição do espaço destinado ao pesquisador no banco traseiro do veículo durante a realização do ensaio

3.4.2 Configuração dos sistemas ADAS

O funcionamento dos sistemas ADAS podem variar em certos aspectos de montadora para montadora, bem como nem todos os veículos comercializados no país possuem estas tecnologias, visto que ainda não são requisitos obrigatórios em território nacional.

Conforme o manual do proprietário disponibilizado pela fabricante, nota-se que o FCWS da Jeep está incorporado aos seus veículos por meio do AEBS *car-to-car*. O sistema de alerta de colisão frontal monitora os veículos à frente e provê ao condutor alertas sonoros, visual e, a depender da velocidade, aplica automaticamente uma força de freio, de modo a sinalizar ao condutor a iminência da colisão caso não seja tomada nenhuma medida preventiva. Ressalta-se que todas as informações que seguem abaixo baseiam-se no manual do Jeep Renegade ([Jeep, 2024](#)).

O sistema é ativado a partir de uma velocidade de 7 km/h, sendo capaz de detectar apenas veículos, ou seja, não é capaz de reagir a outros objetos na via. Importante destacar que é possível alterar a sensibilidade dos alertas em relação à distância do veículo para os obstáculos detectados. Por padrão de fábrica, a sensibilidade do sistema do veículo é configurada como “Perto”, isto é, o alerta sobre uma possível colisão somente é enviado ao condutor quando este está próximo do outro veículo.

No entanto, com o objetivo de se avaliar a relação dos condutores com a ativação desse sistema em situações reais de tráfego, o alerta de colisão frontal foi configurado para “Alerta + Frenagem ativa” e a sensibilidade foi alterada para “Longe”, permitindo que o sistema envie o alerta sobre a iminência de colisão com mais antecedência, ou seja, com o veículo à frente a uma distância maior.

Ressalta-se que o sistema não retém a última configuração selecionada após o veículo ser desligado, retornando à configuração de fábrica “Perto”. Portanto, previamente a cada teste, foi necessário alterar manualmente a sensibilidade do sistema para a configuração desejada.

Com relação ao LKAS, este está presente no sistema denominado pela montadora como *Lane Sense*, o qual integra as tecnologias de LDWS e LKAS, atuando, pois, como um sistema de aviso de afastamento de faixa com assistência de permanência. Esse sistema utiliza uma câmera na parte frontal do veículo para detectar as faixas de rodagem e monitorar a posição do veículo, sendo ativado a velocidades entre 60 e 180 km/h.

A ativação se dá por meio da emissão de um alerta visual no painel caso seja detectada a deriva não intencional da faixa de rodagem (ativação do LDWS). Além disso, caso o veículo se aproxime da faixa e não haja nenhuma ação do condutor, o sistema aplica uma força de correção na direção, de modo a manter o veículo na faixa de rodagem (ativação do LKAS). Caso o condutor aplique uma força à direção maior do que a aplicada pelo

próprio sistema para correção, o torque aplicado ao volante será interrompido.

Dessa forma, para analisar a interação dos motoristas com o sistema, o alerta de saída de faixa foi configurado como “Cedo” e sua intensidade foi alterada para “Alto”. Vale ressaltar que diferentemente do alerta de colisão frontal, a saída de faixa retinha a última configuração selecionada, não havendo necessidade de alterar a cada vez que ligava o veículo.

3.5 PERFIL DO CONDUTOR - QUESTIONÁRIO

O questionário foi desenvolvido e disponibilizado ao grupo de participantes por meio da plataforma do Google Forms ([de Castro, 2025](#)), sendo necessário entre 10 a 15 minutos para completá-lo. Os participantes foram selecionados pela equipe envolvida no estudo, primeiramente, entre os docentes, discentes e servidores da UnB. Os critérios estabelecidos na seleção consideraram aspectos de multidisciplinaridade. Contudo, de modo a deixar o grupo de amostra mais plural e não apenas limitado ao ambiente acadêmico, também foram considerados participantes em potencial os quais estavam inseridos, em certo grau, no âmbito veicular, obtendo-se 32 respostas ao total.

É importante mencionar que a partir das respostas obtidas no questionário, apenas um grupo de 07 participantes foi selecionado como “condutores” no presente estudo. Isto porque a quantidade de dados gerados por cada participante foi um valor limitante para definição do grupo de amostragem. Portanto, foi estabelecido um número máximo de condutores, de forma que viabilizasse o tratamento dos dados, ao passo que fosse garantido uma quantidade significativa de informações para o estudo aqui proposto.

Após a definição do grupo inicial, foi encaminhado por e-mail o convite para acesso ao questionário. Neste primeiro contato, foi esclarecido que o preenchimento da pesquisa não estava associado diretamente a seleção dos condutores participantes, na media que o grupo de condutores seria definido pela equipe de pesquisadores a partir das respostas indicadas no questionário.

Em suma, o questionário consiste em um instrumento de pesquisa autoavaliativo desenvolvido para estudar o comportamento dos motoristas na condução de veículos automotores, contendo uma lista de diferentes cenários de tráfego que um condutor pode vir a experimentar. Este método foi baseado no DBQ de [Reason *et al.*, 1990](#), tendo sido realizadas algumas modificações para adequar ao cenário brasileiro, mais especificamente, das vias e condutores do Distrito Federal.

O questionário foi estruturado em três seções principais. A primeira seção aborda informações individuais de cada participante. A segunda seção constitui o núcleo do questionário, contendo uma lista de 16 itens relativos a erros e violações de trânsito. Nesta

etapa, cada item deveria ser avaliado utilizando uma escala Likert de cinco pontos, representando a frequência com a qual o participante se via predisposto a cometer cada tipo de comportamento durante a condução normal de um veículo em vias públicas.

Por fim, a terceira seção do questionário consistia em cinco perguntas sobre a autoavaliação dos participantes como condutores. Para resumir a estrutura do questionário utilizado neste estudo, o texto das perguntas da pesquisa está transcrito a seguir:

1. **Seção 1:** Informações individuais do participante

1.1 Nome completo.

1.2 Informações para contato (e-mail).

1.3 Idade.

1.4 Gênero.

1.5 Nível de educação.

1.6 Região administrativa onde reside.

1.7 Há quanto tempo possui carteira de motorista?

1.8 Meio de transporte principal.

1.8.1 Caso utilize um automóvel, informe a Marca/Modelo do veículo que utiliza para se locomover.

1.8.2 Caso utilize um automóvel para seus deslocamento, informe a distância média que trafega semanalmente.

2. **Seção 2:** Cenários de erros e violações de trânsito

2.1 Olhar o velocímetro e perceber que está dirigindo acima do limite de velocidade da via.

2.2 Ficar impaciente com um motorista lento na faixa da esquerda e realizar a ultrapassagem pela faixa da direita.

2.3 Dirigir próximo ou dar sinal de luz para o veículo da frente, solicitando para o motorista acelerar ou dar passagem.

2.4 Estar distraído ou preocupado, percebendo tardiamente que o veículo da frente reduziu a velocidade e é necessário frear bruscamente para evitar uma colisão.

2.5 Pretender ligar o limpador de para-brisa, mas em vez disso acionar os faróis, ou vice-versa.

2.6 Estar dirigindo e se dar conta que não possui uma lembrança clara do trajeto que acabou de percorrer.

- 2.7 Deixar de dirigir um veículo após perceber que desconhece como utilizar de forma segura suas funcionalidades (tecnologias embarcadas).
- 2.8 Tentar ultrapassar sem primeiro verificar o retrovisor, impedindo que o veículo atrás que já iniciou a manobra finalize-a.
- 2.9 Desrespeitar propositalmente os limites de velocidade tarde da noite ou muito cedo pela manhã.
- 2.10 Conduzir um veículo mesmo tendo consciência que você pode estar acima do limite legal de álcool no sangue.
- 2.11 Ficar distraído ao utilizar as tecnologias ADAS (sistemas avançados de assistência ao motorista, ex: controle de cruzeiro) no veículo.
- 2.12 Ultrapassar um veículo mais lento pelo acostamento/faixa exclusiva.
- 2.13 Não dar preferência ao ônibus, quando este está sinalizando sua intenção de trocar de faixa.
- 2.14 Deixar de verificar os espelhos retrovisores antes de sair, mudar de faixa, fazer curvas, entre outros.
- 2.15 Tentar ultrapassar um veículo que você não percebeu que estava sinalizando para trocar de faixa.
- 2.16 Dirigir sem atenção por estar olhando para o GPS ou multimídia.

3. **Seção 3:** Autoavaliação como condutor

- 3.1 Na maioria das vezes, como você se considera na direção de um veículo?
- 3.2 Durante a condução de um veículo, quão seguro/confiante você se sente?
- 3.3 Quão propenso a erros você se considera como motorista?
- 3.4 Quão propenso a cometer uma infração de trânsito você se considera como motorista?
- 3.5 Com que frequência o seu humor afeta negativamente a sua condução?

3.6 ESTUDO DE CASO

O Distrito Federal apresenta uma característica particular em relação às demais unidades federativas, qual seja, a presença significativa de trechos rodoviários localizados em perímetro urbano, os quais são predominantemente utilizados para o fluxo intraurbano. Para definição do trajeto a ser executado pelos condutores selecionados no estudo, foi considerada uma rota em que os participantes fossem demandados a conduzir o veículo em vias típicas do Distrito Federal que houvesse um fluxo significativo de veículos durante a semana.

A escolha do trajeto foi fundamentada em três fatores principais: dia da semana, horário e fluxo de veículos nas vias. Em primeiro momento, independentemente da rota selecionada, o percurso sempre se iniciaria na FCTE, com o objetivo de padronizar o ponto de partida e facilitar a organização do estudo, dado que os pesquisadores eram provenientes da FCTE. No que diz respeito à avaliação dos horários, foi estabelecida uma divisão em dois períodos de análise: o primeiro, que abrangia o período matutino das 06h30 às 10h30, e o segundo, que cobria o final da tarde e o período noturno, a saber, das 17h às 22h.

Analizando a dinâmica dos deslocamentos da população do Distrito Federal ao longo da semana, verifica-se que a maioria das viagens tem origem nas regiões administrativas do entorno e tem como destino a região central de Brasília, especificamente o Plano Piloto. Em síntese, as regiões administrativas do Distrito Federal (DF) representam uma divisão administrativa estabelecida para promover a descentralização governamental e a coordenação dos serviços públicos, sendo que esse padrão de deslocamento pode ser atribuído ao fato de que as regiões do entorno foram originalmente planejadas para atuar como núcleos urbanos e cidades-dormitório.

Portanto, tendo em vista que o ponto de partida definido estava localizado na região administrativa do Gama, isto é, no entorno do DF, a rota elaborada levou em consideração o deslocamento para a região central de Brasília, tendo como referência a plataforma superior da rodoviária do Plano Piloto. A rota selecionada possuía 34,2 km de extensão, com um tempo de trajeto estimado entre 35 minutos e 1 hora, conforme ilustrado pela Figura 3.13.

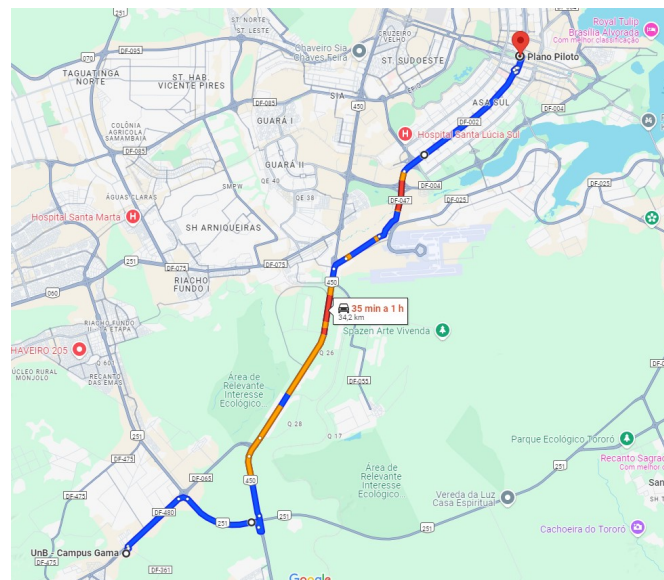


Figura 3.13. Representação do trajeto a ser realizado pelos condutores, com extensão total de 34,2 km. O trajeto iniciava a partir da Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia (FCTE) e finalizava na plataforma superior da rodoviária do Plano Piloto

Fonte: Google, 2024.

Dessa forma, para avaliação do fluxo de veículos nas principais vias do DF, foi solicitado ao Departamento de Estradas e Rodagem do Distrito Federal (DER-DF), por meio da ouvidoria do órgão, as informações pertinentes ao mês de maio de 2023, na medida que na presente pesquisa foi considerado que esse mês representaria satisfatoriamente a distribuição do tráfego do DF em condições padrões, uma vez que não haviam feriados prolongados e nem período de férias escolares que pudessem mascarar os dados do fluxo de veículos.

De acordo com as informações fornecidas pelo órgão mencionado, os dispositivos instalados nas vias registravam a quantidade de veículos, classificados por tipo —caminhão, carro e moto— em intervalos de 15 minutos, retornando o total de veículos que passaram pelo ponto de leitura durante o período de monitoramento. No entanto, para uma melhor visualização da distribuição do tráfego ao longo dos dias da semana e das diferentes horas do dia, os dados foram agrupados em intervalos de 30 minutos. A Figura 3.14 ilustra a distribuição do fluxo de veículos por dia da semana ao longo das horas do dia no percurso selecionado.

A partir da análise da Figura 3.14 observa-se que, conforme era esperado, os finais de semana (sábado e domingo) apresentaram os menores volumes de tráfego no trajeto selecionado. Além disso, a distribuição do fluxo de veículos demonstrou uma semelhança considerável ao longo dos dias da semana, em que pese o volume de veículos na segunda-feira tenha apresentado uma variação em relação aos demais dias úteis. No entanto, foram identificados dois padrões distintos nos dados ao longo da semana.

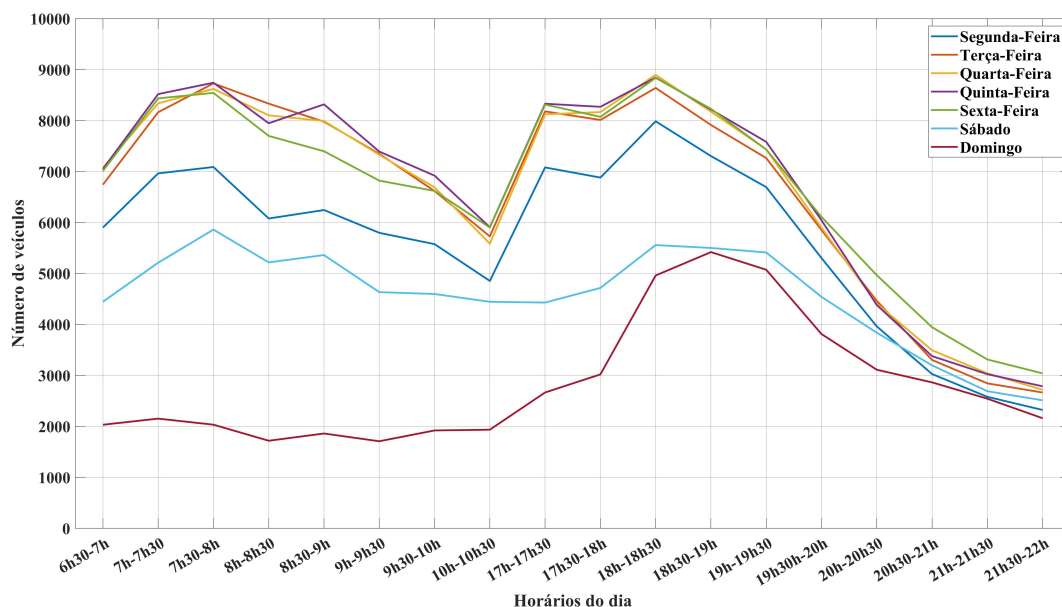


Figura 3.14. Distribuição do fluxo de veículos por dia da semana ao longo das horas do dia no percurso selecionado

Fonte: Dados obtidos através do DER-DF.

Primeiro, foi observado um aumento no fluxo de veículos entre às 7h e 8h30, seguido por

uma redução gradual durante o decorrer da manhã. Segundo, notou-se um aumento significativo no fluxo durante o período noturno, com um pico alcançado às 18h30, seguido por uma diminuição acentuada a partir desse horário. Esse padrão de deslocamento pode ser explicado pela característica das regiões do entorno, que funcionam predominantemente como cidades-dormitório, conforme discussão pretérita.

Nesse sentido, definiu-se que o estudo de caso desta pesquisa abrangeria o percurso entre a FCTE e a rodoviária do Plano Piloto. O trajeto foi realizado durante o período da manhã, com início previsto entre 7h e 8h. Além disso, considerando que a segunda-feira apresentou um padrão de tráfego distinto dos demais dias da semana, com um fluxo de veículos reduzido, conforme os dados disponibilizados pelo DER-DF, os trajetos foram executados pelos condutores apenas de terça-feira a sexta-feira, entre os dias 01 e 11 de outubro. O Apêndice A visa apresentar o procedimento de teste da condução do veículo em situação de tráfego real.

3.7 EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS DOS SINAIS FISIOLÓGICOS

A análise de sinais fisiológicos é amplamente utilizada em diversas áreas da engenharia e da saúde para identificar padrões e características relevantes que auxiliam no diagnóstico, monitoramento ou modelagem de sistemas biológicos. A representação de sinais pode ser realizada tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência, sendo a escolha entre esses domínios dependente da aplicação e de considerações específicas, considerando que cada um desses domínios evidenciam informações diferentes do sinal ([Crecraft e Gergely, 2002](#)).

Com base no sinal adquirido, é possível extrair características nos dois domínios acima mencionados, sendo que ambos apresentam simplicidade tanto em termos computacionais quanto interpretativos, tornando-as adequadas para aplicação aos sinais coletados no presente trabalho. No entanto, para a análise dos sinais fisiológicos obtidos, optou-se por extrair apenas as características no domínio do tempo, representadas por dois parâmetros, quais sejam, valor médio retificado e valor eficaz. Além disso, a escolha entre o valor médio retificado e o valor eficaz para a realização das análises depende diretamente dos objetivos específicos do estudo e das características do sinal fisiológico em questão.

3.7.1 Valor médio retificado

O valor médio retificado é um parâmetro que fornece uma abordagem direta para medir a variabilidade de um determinado sinal, ao calcular a média dos desvios absolutos em relação à média. Uma das vantagens dessa medida é a de ser menos sensível a valores extremos ou discrepantes comparativamente à medida do desvio padrão, uma vez que

esse eleva os desvios ao quadrado anteriormente ao cálculo da média e, consequentemente, amplifica o impacto de valores extremos. Além disso, o valor médio retificado se mostra útil em avaliar a dispersão do sinal.

Nesse sentido, de acordo com [Benitez, 2019](#), o cálculo do valor médio retificado de um dado sinal no segmento i com N amostras de comprimento é dado por

$$\overline{X}_i = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k|, \quad (3.1)$$

onde N é o número total de pontos de dados em um segmento de janela temporal, cujo comprimento é determinado através da frequência de amostragem, e x_k representa a k -ésima amostra do sinal na janela considerada.

3.7.2 Valor eficaz

A raiz do valor quadrático médio é uma medida da potência média com dimensões de tensão ou corrente, representando o valor eficaz, ou do inglês *Root Mean Square* (RMS). Conforme discutido por [Crecraft e Gergely, 2002](#), o valor RMS é obtido calculando o quadrado da forma de onda da tensão ou da corrente para obter uma que represente a mudança de potência com o tempo. Em outras palavras, calcula-se a média dessa forma de onda de potência e a raiz quadrada dessa média é o valor eficaz ou RMS. Dessa forma, o RMS de um sinal x_c em um intervalo de tempo é dado por

$$V_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} [x_c(t)]^2 dt}, \quad (3.2)$$

onde T é a duração da janela de sinal considerada e t_0 é o início dessa janela.

A razão para essa definição de RMS é o fato de que o resultado obtido pela Equação (3.2) é um valor numérico tal que se a janela de sinal entre t_0 e $t_0 + T$ for substituído por esse valor numérico, a potência média resultante coincide com a potência média do sinal $x_c(t)$ no mesmo intervalo ([Crecraft e Gergely, 2002](#)). Nesse sentido, o RMS é valor constante que melhor representa o sinal do ponto de vista da potência média.

3.8 ANÁLISE DE CORRELAÇÃO ENTRE CARACTERÍSTICAS DE SINAIS FISIOLÓGICOS E CONDIÇÕES DO VEÍCULO E DIREÇÃO

A extração de características dos sinais fisiológicos permitiu estabelecer correlações, possibilitando investigar como as respostas fisiológicas dos motoristas variam em função de diferentes eventos e condições relacionadas ao veículo e à direção. No presente estudo,

foram analisadas correlações entre os diferentes sinais fisiológicos adquiridos, bem como entre as respostas fisiológicas dos participantes e a ativação dos sistemas de segurança do veículo em condições reais de tráfego, conforme apresentado nas seções 4.3.2 e 4.3.3. Cabe ressaltar que, embora o espaço amostral não fosse muito amplo, os sinais foram coletados em períodos prolongados, obtendo-se a integridade do sinal para análise, conforme melhor explorado na seção 4.3.1.

No que diz respeito às correlações entre os sinais fisiológicos, investigou-se, principalmente, como alterações em um sinal poderiam influenciar outro. Por exemplo, buscou-se analisar de que forma variações na atividade cerebral (registradas por meio do EEG) poderiam influenciar nas alterações da frequência cardíaca (medida pelo ECG). Após a realização dos testes em tráfego real, os dados foram tratados e analisados para avaliar o comportamento dos sinais ao longo do tempo. Essa análise baseou-se na inspeção detalhada dos gráficos dos sinais em função do tempo, considerando intervalos menores nos quais fosse possível identificar flutuações do sinal.

Nesse sentido, por meio dessa abordagem, foi possível determinar intervalos de tempo de interesse ao longo dos sinais fisiológicos. Esses intervalos eram identificados pelos pesquisadores, quando os padrões das respostas apresentavam mudanças, como picos, aumentos ou reduções de frequência. Após a seleção desses trechos, efetuou-se à avaliação das correlações entre os diferentes sinais no mesmo intervalo de tempo, utilizando como parâmetro principal para avaliação das correlações obtidas, o valor médio retificado dos sinais, conforme descrito na Seção 3.7.

Além disso, uma abordagem específica foi adotada para investigar as correlações entre os sinais fisiológicos e a ativação das tecnologias em estudo. Nesse caso, os intervalos de análise foram definidos com base em registros realizados pelos pesquisadores durante os testes, indicando os momentos de ativação dos sistemas. Para cada evento de ativação, foram considerados os 30 segundos anteriores e posteriores, assegurando precisão temporal na análise e permitindo relacionar diretamente as respostas fisiológicas às condições de ativação dos sistemas. Os horários registrados durante os ensaios serviram como referência para a análise detalhada dos dados fisiológicos, oferecendo uma base sólida para interpretar as respostas em relação aos eventos observados.

Dessa forma, a análise realizada no presente estudo demandou o desenvolvimento de diferentes programas, incluindo o desenvolvido no LabVIEW, conforme ilustrado na Figura 3.6, além do uso de diversas rotinas elaboradas no software Matlab. Essas rotinas foram empregadas para o tratamento dos dados coletados, abrangendo etapas como concatenação dos dados, interpolação dos sinais, extração de características, entre outras. A Figura 3.15 apresenta uma visão geral das etapas de processamento dos dados, que serviram de base para a realização das análises de correlação discutidas neste trabalho.

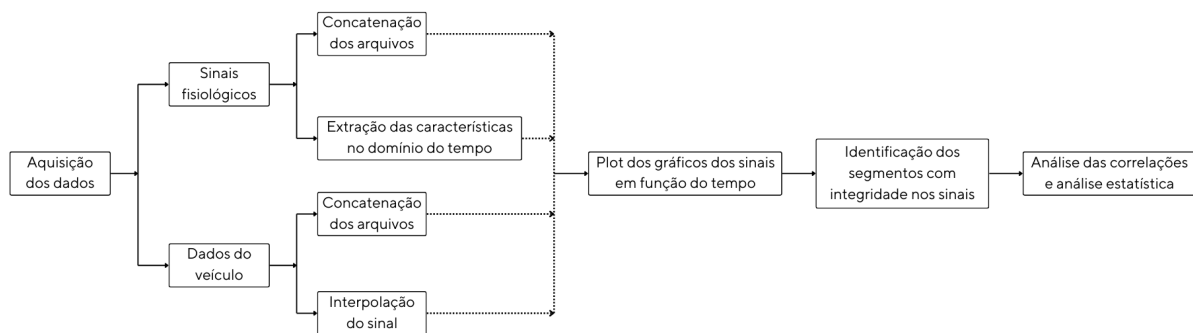


Figura 3.15. Representação do diagrama simplificado das etapas de tratamentos de dados para análise das correlações. As diferentes etapas envolveram utilização de diversas rotinas desenvolvidas em Matlab para viabilizar a análise

Convém salientar que o arquivo extraído a partir do OBD do veículo retornava um conjunto de dados com 33 parâmetros do carro, portanto, optou-se por não detalhar todas as variáveis que compõem os dados do veículo. Entretanto, para a presente pesquisa, considerou-se quatro variáveis, as quais se observaram correlações com os sinais fisiológicos, assim como apresentado na seção 4.3.4.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Esse capítulo aborda os resultados preliminares obtidos em ambiente de laboratório, para execução do programa experimental desenvolvido. Apresenta também os resultados obtidos para o questionário de comportamento do motorista, evidenciando o perfil de condutores selecionados. Por fim, são apresentados os resultados obtidos para os testes veiculares, tanto no ambiente virtual, quanto em condições reais de tráfego.

Além disso, cabe ressaltar que os sinais fisiológicos coletados possuem uma escala adimensional, cuja faixa exata depende do escalonamento realizado no programa desenvolvido em LabVIEW para aquisição dos sinais. No entanto, como todas as comparações foram realizadas considerando consistentemente a mesma condição de escalonamento, a utilização de uma escala adimensional não compromete a análise comparativa dos sinais.

4.1 ENSAIOS PRELIMINARES

Primeiramente, é importante mencionar que para análise dos dados do programa experimental foi aplicado um filtro rejeita faixa de 50 a 70 hertz (Hz) de resposta a impulsos finitos, do inglês *Finite Impulse Response* (FIR), de ordem 2000, desenvolvido, a partir do método de janelamento padrão baseado em uma janela de Hamming ([Oppenheim e Schafer, 2009](#)).

Com relação a essa escolha de estratégia de filtragem, resalta-se que os filtros FIR podem ser projetados com uma resposta de fase linear, o que significa que os sinais filtrados obtidos não apresentam distorções de fases ([Oppenheim e Schafer, 2009](#)). Evitar esse tipo de distorção pode ser importante no caso de aplicações de ECG, visto que a maioria das informações úteis desse sinal vem das formas de onda presentes. Dessa forma, manter inalteradas as formas de onda se mostra interessante em muitos aplicativos de ECG, ao passo que distorções de fase podem reduzir o desempenho.

Todavia, os filtros FIR normalmente resultam em atrasos de tempo e custos computacionais mais altos comparativamente aos filtros de resposta a impulsos infinitos, do inglês *Infinite Impulse Response* (IIR), considerando os mesmos conjuntos de especificações de resposta de amplitude ([Oppenheim e Schafer, 2009](#)). Portanto, os aplicativos que são sensíveis ao tempo devem evitar soluções FIR se os atrasos resultantes estiverem acima das especificações toleradas ([Oppenheim e Schafer, 2009](#)). Porém, esse não é o caso no presente trabalho, haja vista que as análises dos sinais foram conduzidas de forma *offline*, depois que todos os sinais foram adquiridos e armazenados. Assim, o critério decisivo para análise foi a resposta de fase linear, apesar de o atraso de tempo resultante do filtro

FIR utilizado.

Além disso, para aquisição dos dados foi desenvolvido um programa no LabVIEW. No entanto, é importante mencionar que ao se realizar o tratamento dos dados, percebeu-se que havia uma desconformidade na configuração do programa elaborado, na qual a coleta de dados de todos os ensaios ocorreu apenas por 5s, embora o tempo total de ensaio tenha sido superior ao período de aquisição.

4.1.1 Programa Experimental

Por se tratar de uma etapa de teste preliminar de aquisição dos sinais fisiológicos, os sensores disponíveis nessa etapa foram o sensor de ECG e GSR. No entanto, cabe ressaltar que os demais sensores estavam em processo de aquisição e foram incorporados à instrumentação (Figura 3.4) e testados, conforme será mostrado na seção 4.3.1. Assim, para testar o circuito projetado, cinco participantes foram selecionados (3 homens e 2 mulheres), sendo que esses faziam parte da equipe de pesquisadores envolvidos no estudo. No total, trinta testes foram executados, conforme o protocolo de ensaios definido no Quadro 3.1.

Cada participante realizou os seis cenários de maneira sequencial. No entanto, devido a problemas técnicos na leitura dos sensores, foi necessário repetir algumas aquisições de dados. Para avaliar o circuito de aquisição montado, foram considerados como referências os cenários 01 e 04 do protocolo de ensaios. A escolha desses cenários como base de análise se justificam em dois aspectos. O primeiro, é que supostamente o cenário 01 (“Permanecer sentado”) deveria ser o caso mais favorável para a aquisição de dados, uma vez que era uma situação estacionária onde não havia nenhuma interferência externa na operação dos sensores, como uma movimentação abrupta do corpo.

O segundo, era que o cenário 04 (“Executar uma corrida parada”) era o ensaio no qual o participante era demandado a realizar uma movimentação constante do corpo, ação na qual poderia interferir diretamente na leitura dos sensores. Dessa forma, a partir da análise de um caso estacionário e dinâmico, era possível averiguar se, em que pese houvesse movimentos inesperados do participante, situação na qual poderia ser comum durante a condução de um veículo, os sensores ainda eram capazes de coletar os sinais fisiológicos de interesse de maneira confiável e ininterrupta.

Dessa forma, com relação ao sensor ECG, as Figuras 4.1 a 4.4 demonstram a resposta do referido sinal fisiológico de dois participantes de gêneros diferentes durante a execução do cenário 01. Observa-se que, em ambos os casos, os sinais continham ruídos de alta frequência adicionados às oscilações padrões do ECG. Ademais, em ambos os sinais originais (Figuras 4.1 e 4.3) notam-se menores amplitudes e variações mais rápidas, além

dos padrões normais do ECG, entre os picos mais altos do sinal, conhecidos como picos R.

Essas oscilações de frequência mais alta provavelmente se devem à interferência da rede elétrica em uma frequência de 60 Hz, considerando a característica da rede elétrica de Brasília. Tal afirmação é confirmada pelo resultado obtido ao filtrar cada sinal utilizando o filtro rejeita faixa em torno da frequência de 60 Hz, conforme acima mencionado.

Ainda, convém destacar que os resultados obtidos apontam que o sensor não funcionou com a mesma robustez contra interferências para ambos os participantes, mesmo quando avaliados sob o mesmo cenário. Para o primeiro participante (Figuras 4.1 e 4.2), a aquisição do sinal foi estável e sem ruído ao longo de toda a coleta.

Apesar disso, para o segundo participante (Figuras 4.3 e 4.4), a partir de 3 segundos foi possível notar um ruído significativo nos sinais adquiridos. Nesse caso, o ruído de dados pode ser definido como uma variação indesejada ou irrelevante nas leituras do sensor, que não reflete o estado real do fenômenos observado.

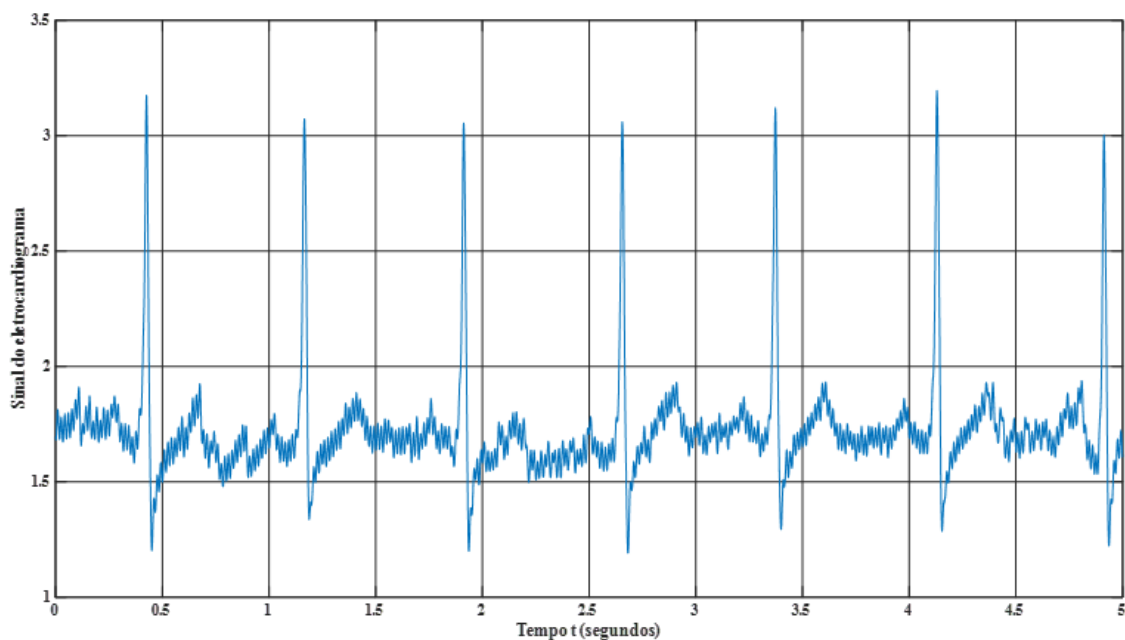


Figura 4.1. Sinal original do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 1 durante a execução do cenário 1 do protocolo de ensaios

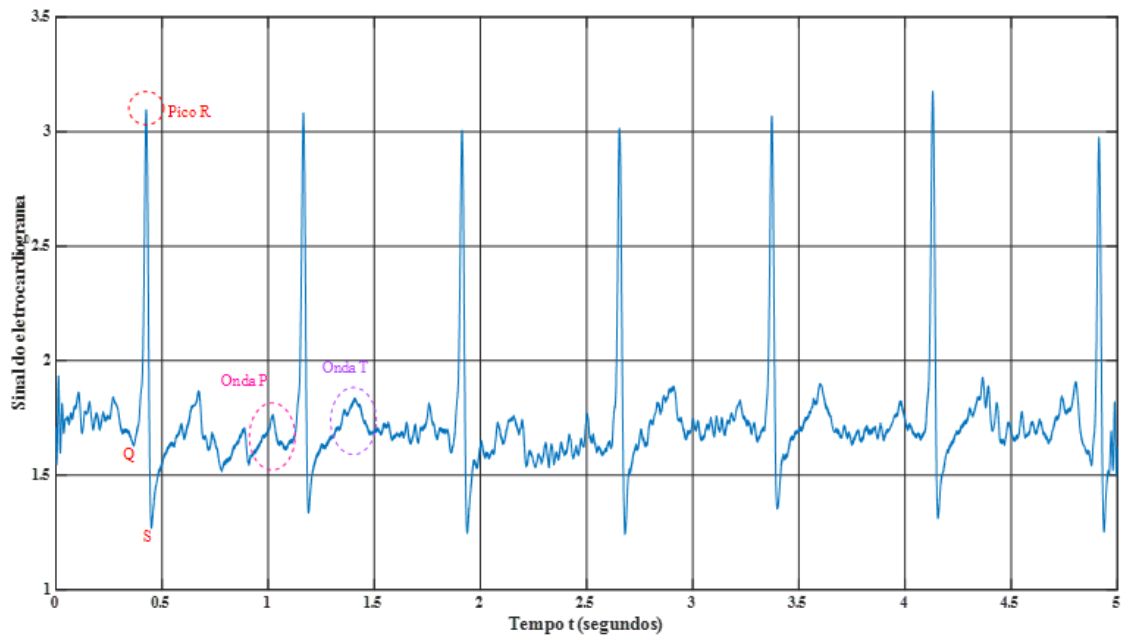


Figura 4.2. Sinal filtrado do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 1 durante a execução do cenário 1 do protocolo de ensaios. Foi utilizado um filtro de resposta a impulsos finitos (FIR) de ordem 2000, seguindo o método de janelamento, a partir da janela de Hamming. O sinal filtrado já está avançado no tempo para compensar o atraso causado pela filtragem FIR

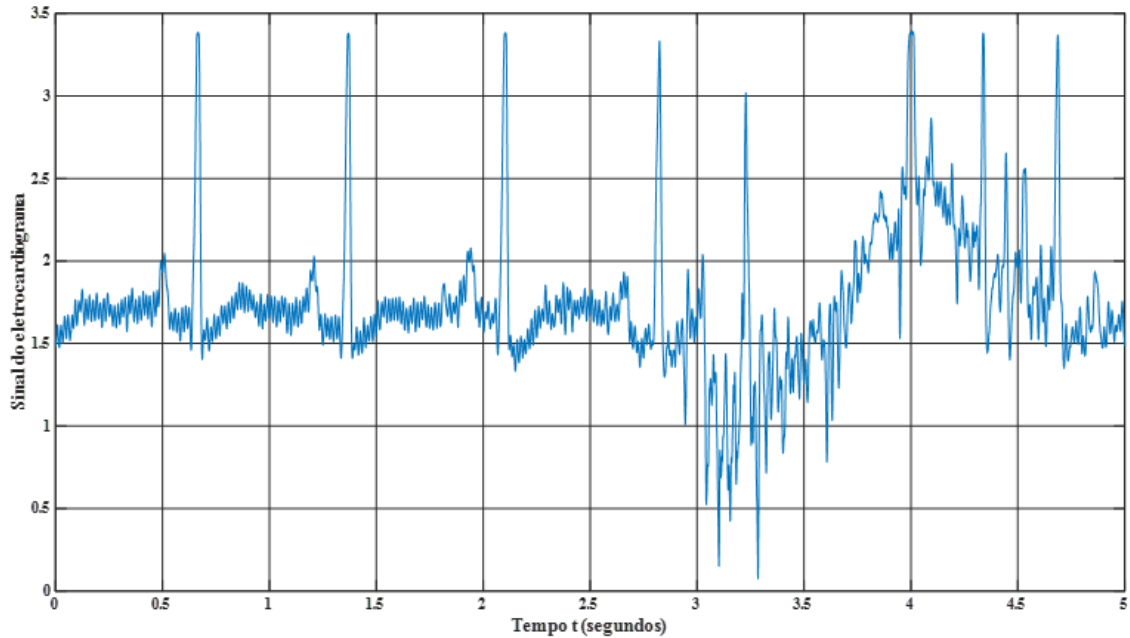


Figura 4.3. Sinal original do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 2 durante a execução do cenário 1 do protocolo de ensaios

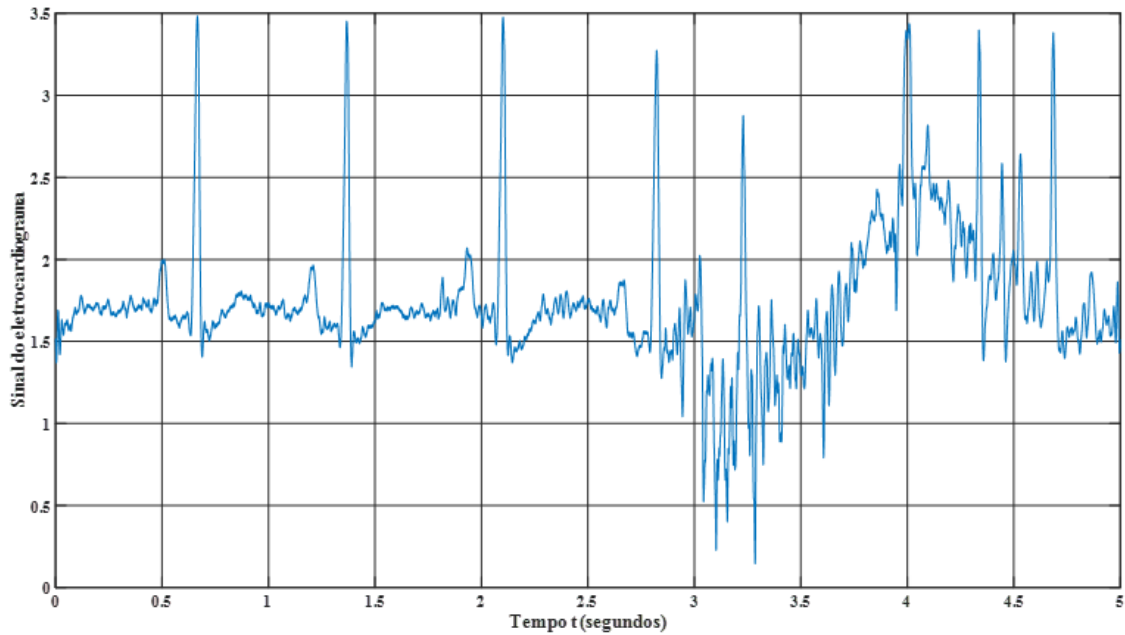


Figura 4.4. Sinal filtrado do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 2 durante a execução do cenário 1 do protocolo de ensaios. Foi utilizado um filtro de resposta a impulsos finitos (FIR) de ordem 2000, seguindo o método de janelamento, a partir da janela de Hamming. O sinal filtrado já está avançado no tempo para compensar o atraso causado pela filtragem FIR

Em ambos os casos, os sinais filtrados (Figuras 4.2 e 4.4) já estão avançados no tempo para compensar o atraso causado pela filtragem FIR. Além disso, na Figura 4.2 evidencia-se o pico R, assim como um exemplo das ondas P e T e o complexo QRS, sendo evidentes em todos os ciclos ao longo do sinal. Dessa forma, apesar da presença de ruído nos sinais do participante 2, também foi possível observar o padrão típico de ECG nos sinais adquiridos, demonstrando que a aquisição de dados do sensor de ECG foi satisfatória.

Com relação à execução do cenário 04, pelo fato de o participante estar em movimento, já era esperada alguma interferência na leitura do sensor. Isso porque em certas aplicações de ECG, pode-se restringir os movimentos dos participantes, tais como em diversas ferramentas de diagnóstico (Xiong *et al.*, 2016; Diker *et al.*, 2017; Acharya *et al.*, 2017; Kramer *et al.*, 2022). Assim, a análise de um caso em que o participante estivesse em constante movimento era importante, visto que a instrumentação foi projetada para ser aplicada em motoristas durante a condução de veículos em cenários reais de trânsito. Logo, por motivos de segurança, o movimento do motorista não poderia ser restringido.

Dessa forma, as ferramentas de análise existentes devem necessariamente considerar a possibilidade de perda de dados em momentos de movimentos mais intensos do corpo. Ainda, essas ferramentas devem ser capazes de detectar as regiões entre as partes críticas do sinal e extrair as informações necessárias de antes e depois do movimento mais intenso, bem como podem ser utilizadas outras fontes de informações como método de redundância

para lidar com uma eventual perda de dados. Portanto, tal situação foi tratada no presente trabalho conforme o método de análise estabelecido na seção 3.8.

As Figuras 4.5 a 4.8 demonstram a resposta do sinal do ECG durante a execução do cenário 04. Comparativamente ao sinal de ECG do cenário 01, nota-se que a presença de ruído é mais evidente nos sinais do cenário 04. Uma possível explicação para a aparente redução na confiabilidade de leitura do sensor reside no fato de que os participantes estavam em constante movimento durante a aquisição de dados. É possível encontrar diferentes estudos na literatura acerca da influência de movimentos durante a aquisição de dados do ECG, incluindo movimentos associados à respiração (Wu *et al.*, 2014), exercícios físicos (Takalokastari *et al.*, 2014) e outros tipos de movimentos (Pawar *et al.*, 2007).

Apesar disso, mesmo com a presença de ruído foi possível observar o padrão típico de ECG em alguns pontos, conforme indicado pelo complexo QRS na Figura 4.6. A influência do movimento na leitura do sensor aparentou ser mais perceptível na aquisição dos sinais para o participante 2, contudo os picos R ainda foram visualmente detectáveis, conforme ilustrado nas regiões representadas pelos círculos na Figura 4.8. Os referidos picos R representam o momento em que o impulso elétrico que está se propagando no coração alcança os ventrículos, causando sua contração, bem como a ocorrência do complexo QRS, assim como descrito no Quadro 2.2.

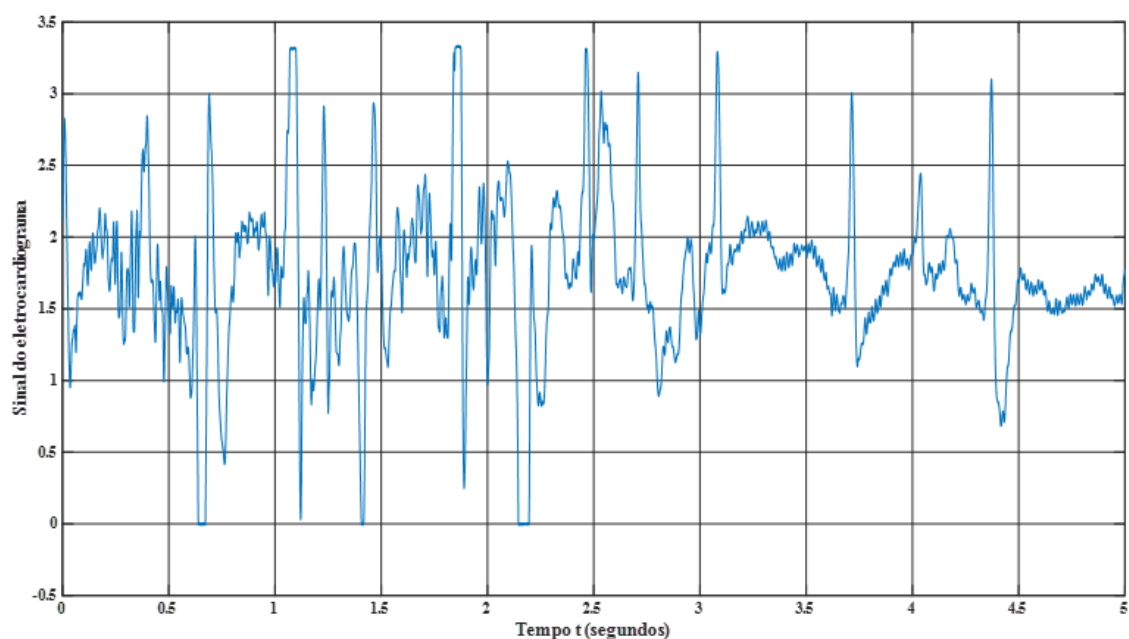


Figura 4.5. Sinal original do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 1 durante a execução do cenário 4 do protocolo de ensaios

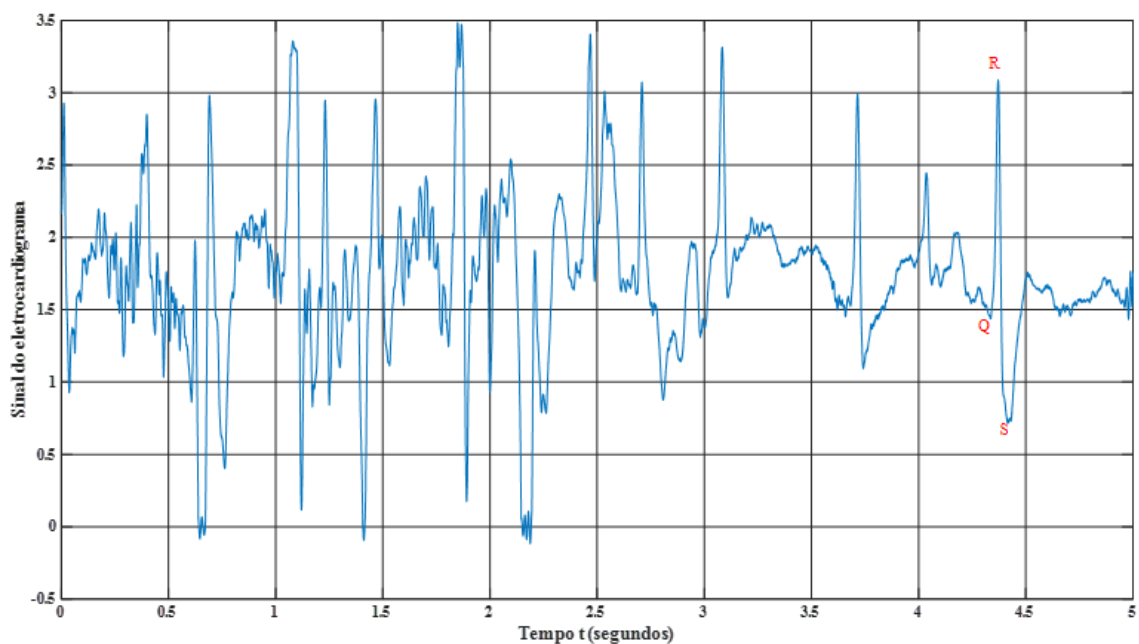


Figura 4.6. Sinal filtrado do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 1 durante a execução do cenário 4 do protocolo de ensaios. Foi utilizado um filtro de resposta a impulsos finitos (FIR) de ordem 2000, seguindo o método de janelamento, a partir da janela de Hamming. O sinal filtrado já está avançado no tempo para compensar o atraso causado pela filtragem FIR

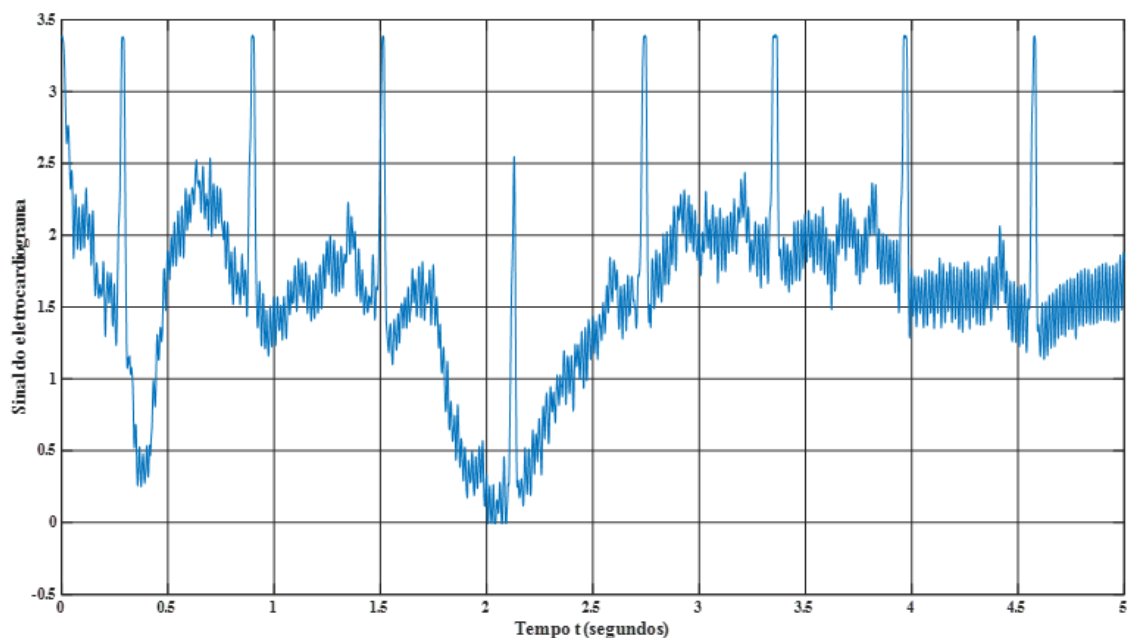


Figura 4.7. Sinal original do eletrocardiograma (FIR) obtido para o participante 2 durante a execução do cenário 4 do protocolo de ensaios

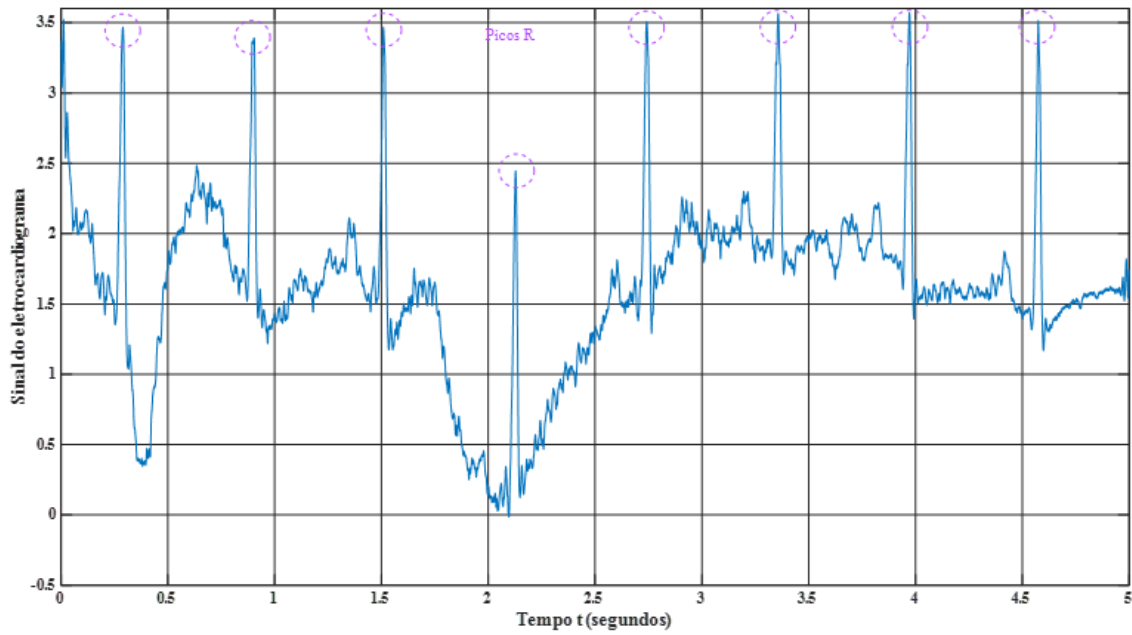


Figura 4.8. Sinal filtrado do eletrocardiograma (FIR) obtido para o participante 2 durante a execução do cenário 4 do protocolo de ensaios. Foi utilizado um filtro de resposta a impulsos finitos (FIR) de ordem 2000, seguindo o método de janelamento, a partir da janela de Hamming. O sinal filtrado já está avançado no tempo para compensar o atraso causado pela filtragem FIR

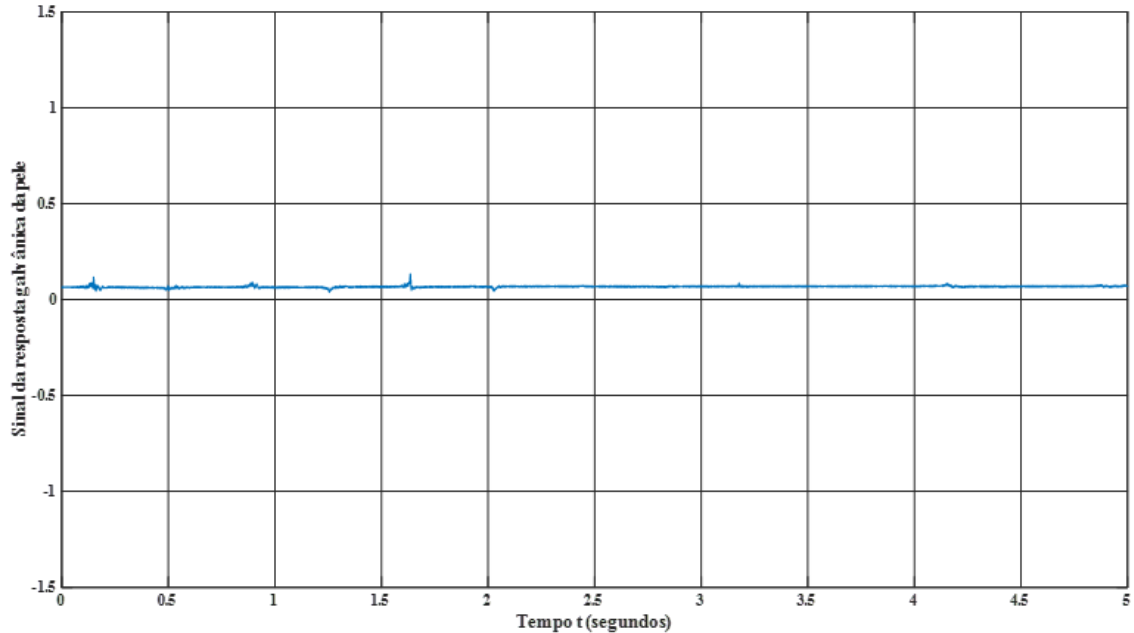


Figura 4.9. Sinal original da resposta galvânica da pele (GSR) obtido para o participante 1 durante a execução do cenário 4 do protocolo de ensaios

Por último, com relação ao sinal do GSR, devido ao curto intervalo de tempo de aquisição, não foi possível observar uma variação significativa no sinal do GSR nos cenários previstos pelo programa experimental. A Figura 4.9 mostra o sinal original do GSR obtido para

o participante 1 durante a execução do cenário 4. Nota-se que ao longo do tempo o sinal se manteve praticamente constante, apenas com pequenas flutuações, as quais se devem, possivelmente, ao ruído oriundo da rede elétrica. Esse mesmo comportamento foi observado para todos os outros participantes, independentemente do cenário que estava sendo avaliado e da presença ou não da aplicação do filtro.

4.2 QUESTIONÁRIO DE COMPORTAMENTO DO CONDUTOR

O questionário coletou ao total 32 respostas. A Figura 4.10 representa o perfil dos participantes da pesquisa com base nas respostas obtidas nas questões 1.3 a 1.8 da primeira parte do questionário, conforme apresentado na seção 3.5 do presente trabalho. Ressalta-se que o ideal é que fosse utilizada uma análise fatorial exploratória e confirmatória nessa etapa, entretanto, essa abordagem não foi utilizada nessa pesquisa, sendo feito apenas uma análise comparativa das respostas gerais obtidas.

Dessa forma, com relação à idade e ao tempo de habilitação, optou-se por agrupar os resultados em diferentes classes de tempo, de modo a facilitar a distribuição das respostas. Os resultados indicam que a maioria dos participantes, cerca de 44%, estavam na faixa de idade de 36-45 anos, enquanto que havia um número igualitário de participantes nas faixas de 25-35 anos e 46-55 anos, seguidos por aproximadamente 6% dos indivíduos na faixa de 56-60 anos (Figura 4.10a).

O tempo de habilitação depende diretamente da faixa de idade de cada indivíduo, uma vez que quanto maior a faixa de idade da pessoa supostamente maior seria o tempo que ela estaria habilitada. Dessa forma, considerando que uma pessoa tenha obtido sua carteira de motorista aos 18 anos e estivesse na segunda faixa de idade, ela teria sua carteira, no mínimo, há 18 anos. Nesse sentido, conforme indicado pela Figura 4.10e, nota-se que a distribuição das respostas foi semelhante ao obtido para faixa de idade, especialmente na última classe de tempo de 39-45 anos.

Relativamente ao gênero, a Figura 4.10b demonstra que a maioria dos participantes eram homens (21 pessoas). Já com relação às características de deslocamento, observa-se uma grande diversidade de locais de residência, com participantes distribuídos em 10 regiões administrativas distintas do Distrito Federal (Figura 4.10d) e que utilizavam majoritariamente veículos próprios como meio de transporte principal (Figura 4.10f).

Nesse aspecto, a Figura 4.11 apresenta a distância média que os participantes trafegavam semanalmente. Observa-se que a maioria dos participantes trafegavam em média mais de 110 km por semana, representando cerca de 22 km por dia. Isso ocorre, possivelmente, pela dinâmica de deslocamento da população do Distrito Federal, conforme mencionado na seção 3.6.

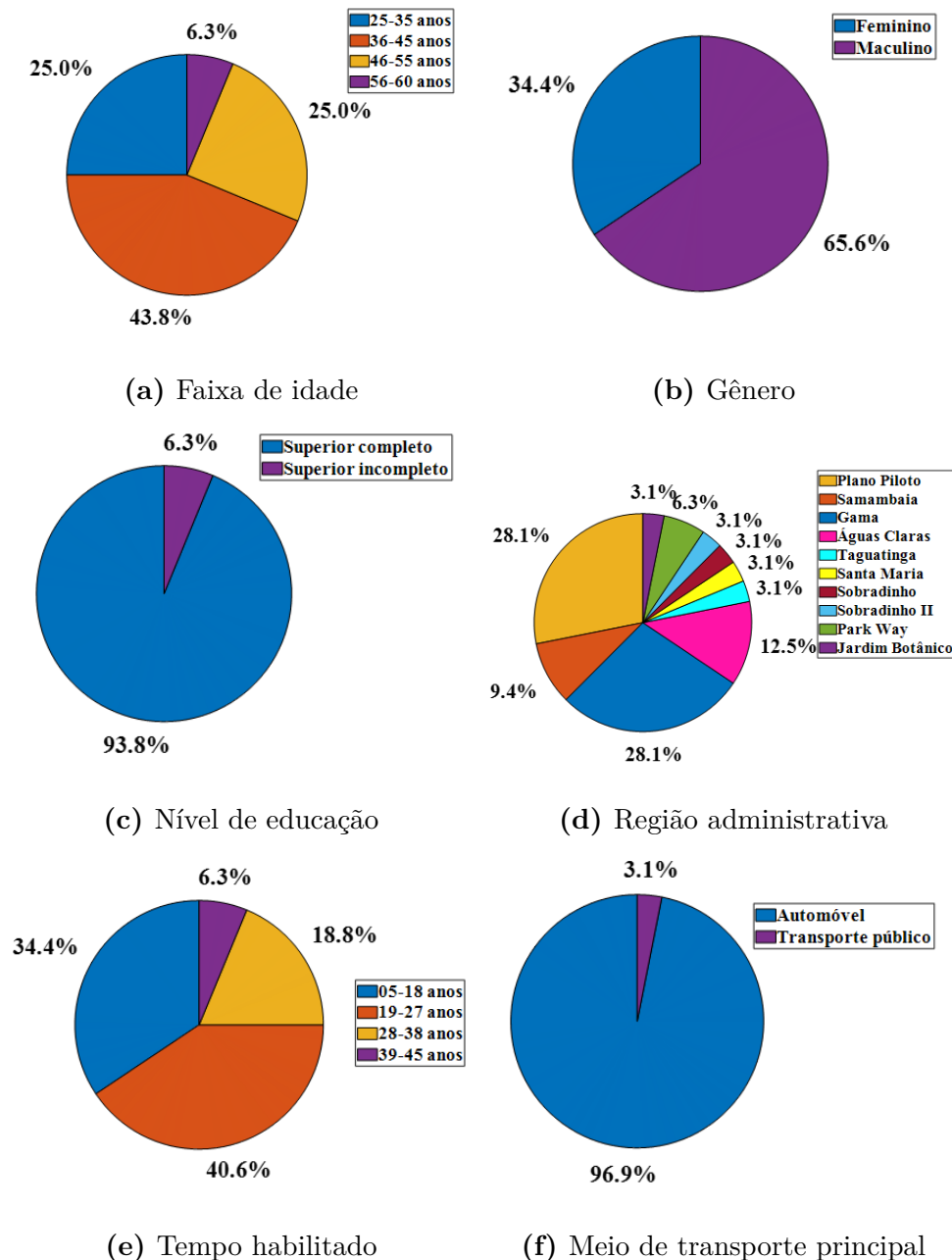


Figura 4.10. Perfil dos participantes da pesquisa

Além disso, com relação às respostas da segunda e terceira seções do questionário, as quais continham cenários de erros e violações de trânsito e perguntas autoavaliativas como condutor, respectivamente, as Tabelas 4.1 e 4.2 apresentam os resultados obtidos a partir das respostas dos participantes. Para isso, os dados foram organizados em uma tabela para mostrar a frequência de ocorrência de cada resposta, de modo a facilitar o entendimento e a análise.

É interessante notar que, embora as respostas dos participantes indique que eles estão sujeitos a cometer erros e violações de trânsito, a maioria se autoavalia como um motorista “Muito bom”, seguido da autoavaliação como um “Bom” condutor, representando

cerca de 41% e 38%, respectivamente, conforme os dados obtidos para a pergunta 3.1 do questionário.

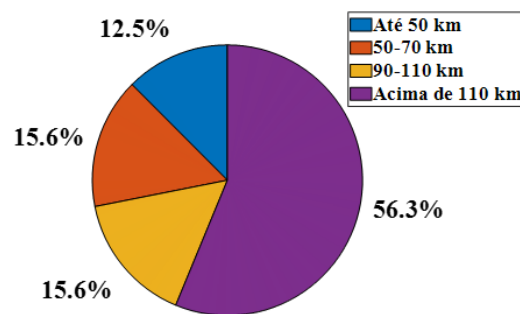


Figura 4.11. Distância média que os participantes trafegavam semanalmente

Ainda, identifica-se que o nível de confiança e perícia dos condutores, de forma geral, são mais elevados, quando se consideram perguntas autoavaliativas. Esse padrão é identificado na Tabela 4.2 pela maior frequência de respostas “F” e “MF” quando os participantes foram questionados em como se consideravam como motoristas, bem como a maior frequência de respostas “R” e “O” quando se autoavaliavam propensos a cometerem erros e violações de trânsito. Entretanto, consideravam-se pouco influenciáveis pelo estado emocional durante a condução do veículo.

Tabela 4.1. Frequências das respostas dos participantes com relação aos cenários de erros e violações de trânsito, representando a seção 2 do questionário de comportamento do motorista

Pergunta	N	R	O	F	MF	Média	Desvio padrão
2.1	0	3	8	13	8	3,81	0,92
2.2	6	8	11	3	4	2,72	1,23
2.3	11	10	7	4	0	2,13	1,02
2.4	2	28	2	0	0	2,00	0,35
2.5	27	5	0	0	0	1,16	0,36
2.6	13	13	5	1	0	1,81	0,81
2.7	23	4	3	4	1	1,53	1,00
2.8	23	9	0	0	0	1,28	0,45
2.9	9	8	8	5	2	2,47	1,22
2.10	25	5	2	0	0	1,28	0,57
2.11	20	8	3	1	0	1,53	0,79
2.12	28	4	0	0	0	1,13	0,33
2.13	10	14	4	1	3	2,16	1,18
2.14	18	13	1	0	0	1,47	0,56
2.15	7	21	4	0	0	1,91	0,58
2.16	4	17	9	2	0	2,28	0,76

N = Nunca; R = Raramente; O = Ocasionalmente;
F = Frequentemente; MF = Muito Frequentemente

Tabela 4.2. Frequências das respostas dos participantes com relação as perguntas autoavaliativas como condutor, representando a seção 3 do questionário de comportamento do motorista

Pergunta	N	R	O	F	MF	Média	Desvio padrão
3.2	0	1	3	17	13	4,31	0,68
3.3	0	14	17	1	0	2,59	0,55
3.4	2	15	14	1	0	2,44	0,66
3.5	4	15	10	2	1	2,41	0,90

N = Nunca; R = Raramente; O = Ocasionalmente;
F = Frequentemente; MF = Muito Frequentemente

4.3 TESTES VEICULARES

A análise dos sinais envolveu a extração de suas características no domínio do tempo, como o valor médio retificado e o valor eficaz, conforme discutido na seção 3.7. Além disso, foram analisadas as correlações entre os sinais fisiológicos, bem como as correlações desses sinais com os dados adquiridos do veículo. Ressalta-se que para as análises de correlação estabelecidas no presente estudo, utilizou-se como base o valor médio retificado em detrimento do valor eficaz, uma vez que essa característica melhor evidenciou as informações dos sinais durante as análises.

A correlação de que trata a análise foi baseada no Coeficiente de Correlação de Pearson (r), na medida que é um dos métodos de análise estatística mais amplamente utilizados para quantificar a força e a direção da relação linear entre duas variáveis quantitativas, tendo como sua principal vantagem a simplicidade de interpretação dos resultados. Assim, como proposto por [Hinkle *et al.*, 2003](#), a interpretação do valor r é apresentada na Tabela 4.3. Nota-se que o coeficiente de correlação é um número entre -1 e 1, sendo que uma correlação positiva indica que, ao se alterar uma variável, a outra variável tende a se alterar na mesma direção, o que caracteriza um comportamento diretamente proporcional entre elas.

Tabela 4.3. Interpretação do Coeficiente de Correlação de Pearson (r)

Tamanho da correlação	Interpretação
0,90 a 1,00 (-1,00 a -0,90)	Correlação positiva (negativa) muito alta
0,70 a 0,90 (-0,90 a -0,70)	Correlação positiva (negativa) alta
0,50 a 0,70 (-0,70 a -0,50)	Correlação positiva (negativa) moderada
0,30 a 0,50 (-0,50 a -0,30)	Correlação positiva (negativa) baixa
0,00 a 0,30 (-0,30 a 0,00)	Pouca ou nenhuma correlação

Fonte: [Hinkle *et al.*, 2003](#)

Por outro lado, uma correlação negativa significa que, ao se alterar um parâmetro, o outro tende a se alterar na direção oposta, evidenciando um comportamento indiretamente

proporcional. Quanto mais próxima a correlação estiver dos valores extremos (-1 ou 1), maior será a proporcionalidade entre as variáveis, seja no mesmo sentido ou em sentidos opostos. Além disso, foi aplicado um teste de hipótese com valor-p para verificar a presença de diferenças significativas entre as correlações dos sinais coletados.

4.3.1 Ensaio realizado em ambiente virtual

A partir do teste da instrumentação inicial feita através do programa experimental (seção 4.1.1), foram realizadas melhorias nos sensores, de modo a aumentar a robustez da aquisição de dados em cenários mais complexos, como na condução de um veículo. Além disso, foram inseridos novos sensores ao circuito em comparação aos utilizados no programa experimental, conforme apresentado na seção 3.3.

É importante destacar que o ensaio realizado em ambiente virtual teve como objetivo verificar o funcionamento da instrumentação final do condutor, ainda sem avaliar, nesse primeiro momento, a ativação das tecnologias ADAS. Para isso, foi selecionado um cenário no simulador que consistia em uma pista fechada, sem a presença de outros veículos e/ou obstáculos. Durante o ensaio, o participante realizou voltas consecutivas em um trajeto pré-definido, enquanto seus sinais fisiológicos eram registrados pelos sensores. O circuito escolhido era baseado na pista de Calabogie, situada no Canadá, com uma extensão total de 5,05 km. A Figura 4.12 representa o formato do circuito executado pelo participante.



Figura 4.12. Representação do circuito selecionado para simulação no ambiente virtual. O percurso foi baseado no circuito de Calabogie, situado no Canadá, com uma extensão total de 5,05 km

Fonte: [Calabogie Motorsports Park, 2024](#).

Há de se destacar que o estudo realizado envolve a coleta de sinais em um cenário desafiador, caracterizado pela movimentação constante dos condutores e pelas vibrações do veículo, fatores que afetam diretamente na qualidade e integridade dos contatos. Portanto, devido a essas condições desafiadoras, houve a ocorrência de perdas temporárias de sinal, exigindo a realização de um grande número de aquisições para identificar segmentos com integridade nos sinais.

Para isso, foram coletadas amostras em períodos prolongados, permitindo que se tivesse uma quantidade de exemplos suficiente com integridade de sinais para realizar as análises estatísticas de correlações. Assim, foram feitos os referidos procedimentos de aquisição, observando-se os segmentos em que não havia interrupção da aquisição. Essa abordagem possibilitou a observação de segmentos com integridade do sinal, essenciais para comparar cenários distintos, considerando que se buscava essa integridade nos sinais em diferentes cenários de direção avaliados.

Nesse sentido, em relação ao sinal de GSR, não foi observada uma variabilidade sistemática no comportamento geral durante a aquisição. Conforme ilustrado pela Figura 4.13, observa-se que o sinal permaneceu oscilando em torno de uma faixa média praticamente constante ao longo de todo o teste. Esse comportamento sugere que, considerando a coleta do GSR no ambiente virtual, não houve variação fisiológica significativa da condutância da pele ao longo do trajeto.

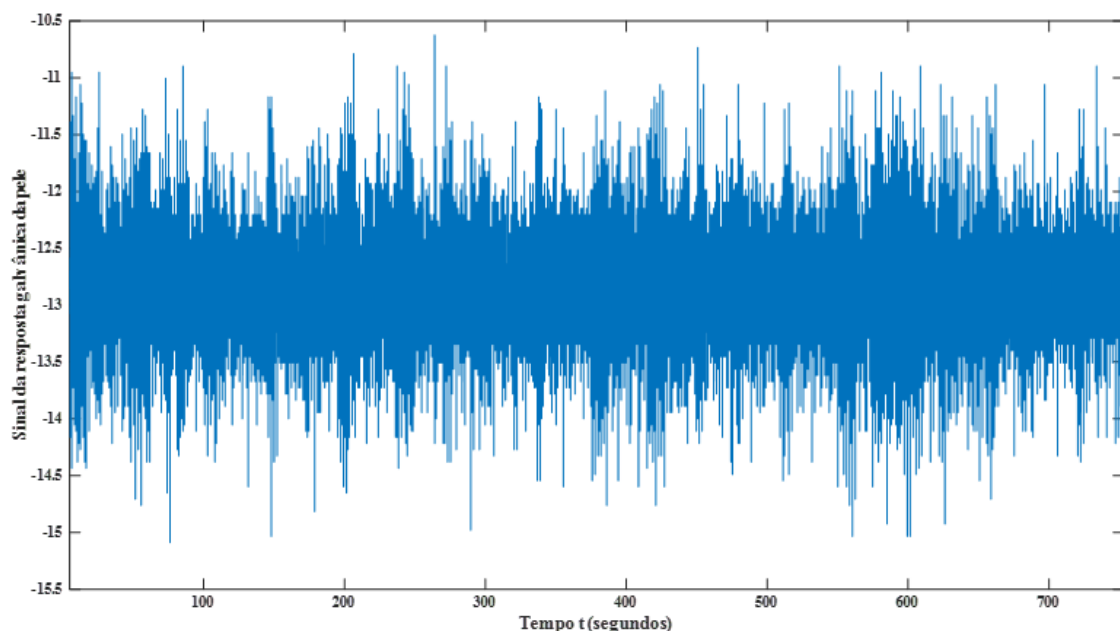


Figura 4.13. Representação do sinal da Resposta Galvânica da Pele (GSR) obtido durante o ensaio no ambiente virtual

Além disso, é importante destacar que um sinal típico de GSR geralmente apresenta uma linha de base padrão que se altera gradualmente em resposta aos estímulos recebidos

pelo indivíduo. Essas variações são, geralmente, acompanhadas de um retorno gradativo à linha de base, refletindo o comportamento natural do sistema nervoso autônomo humano.

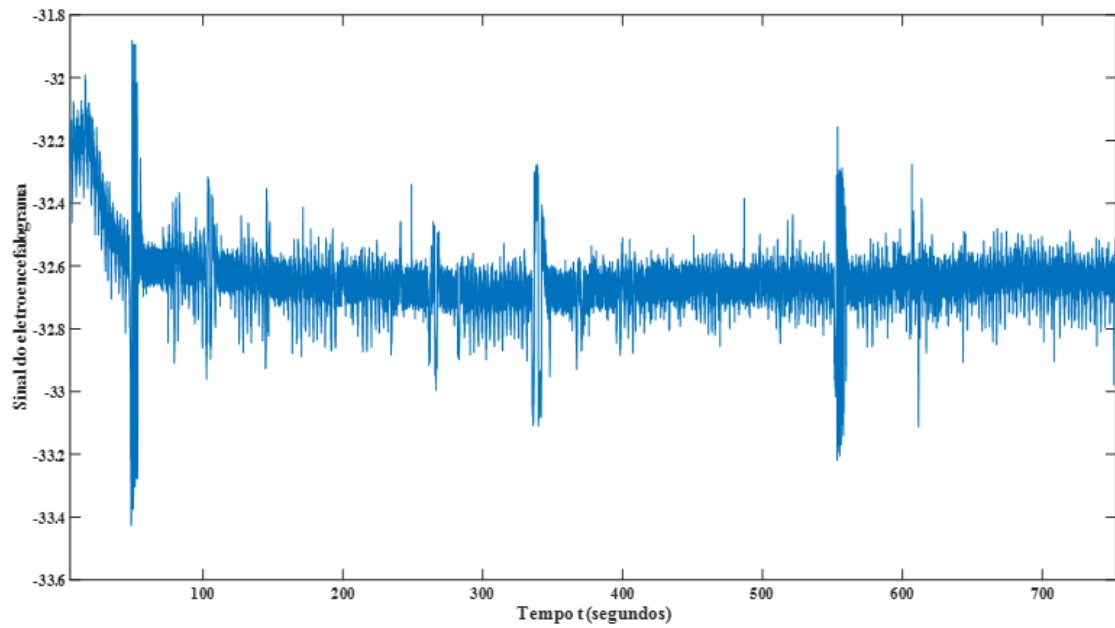
Comportamento semelhante foi detectado na aquisição do sinal de EEG. A Figura 4.14 apresenta o sinal de EEG obtido, a partir dos dois canais utilizados (clipe auricular e eletrodo posicionado na testa do participante). Nesse contexto, vale destacar que, conforme discutido na seção 3.2, foi necessário realizar adaptações no sensor de EEG adquirido, em decorrência de problemas de fábrica detectados após a sua compra. Essas adaptações implicaram na aquisição do sinal por meio de dois canais distintos.

A partir da Figura 4.14, nota-se uma diferença evidente no comportamento geral do sinal para cada canal de aquisição. Relativamente ao canal do clipe auricular (Figura 4.14a), percebe-se que sua forma de onda se assemelha ao sinal de respiração. No entanto, o sinal coletado por esse canal aparenta estar invertido em comparação à respiração (Figura 4.16). Isso indica que a aquisição pode estar sendo influenciada por artefatos de movimento causados pela própria respiração do participante. Nesse aspecto, encontra-se alguns estudos na literatura que abordam a influência de artefatos de movimento na aquisição de sinais de EEG, incluindo movimentos oculares, respiração e batimentos cardíacos ([Kar et al., 2010](#); [Alturki et al., 2020](#)).

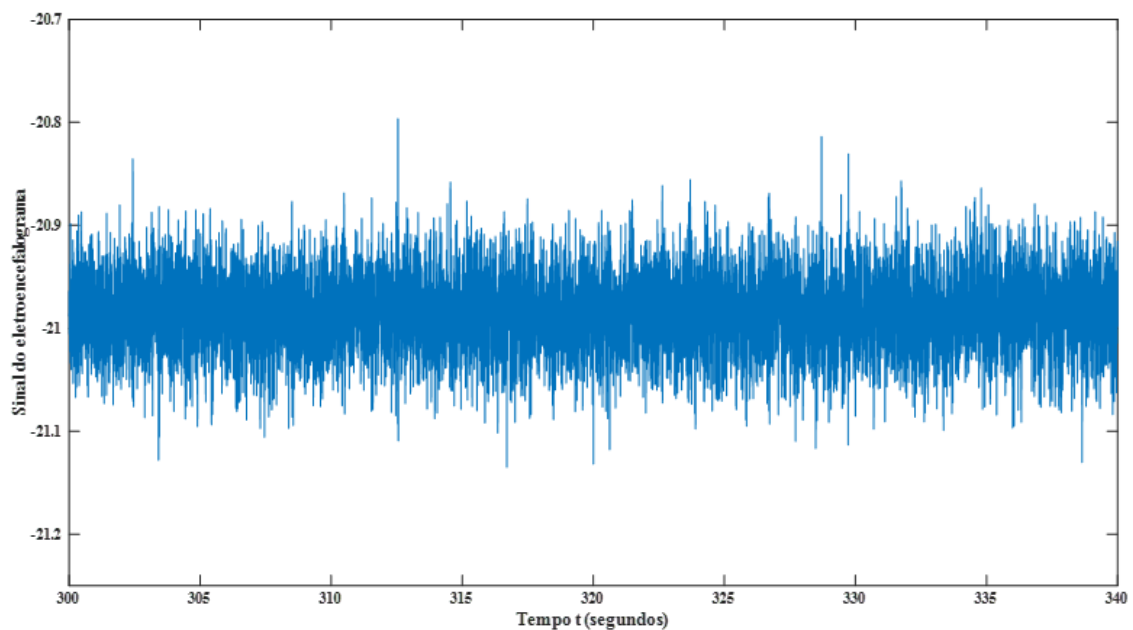
No entanto, a aquisição por meio do canal do eletrodo posicionado na testa do participante não aparenta ser influenciada pelo artefato de movimento, conforme mostra a Figura 4.14b. Vale destacar que a análise do sinal de EEG apresenta certa complexidade devido à presença de diferentes componentes de frequência, como delta, teta, alfa, beta e gama, cada um associado às condições específicas de atividade cerebral ([Anuragi e Sisodia, 2020](#)). Contudo, não se observou uma variação sistemática no comportamento geral, durante a aquisição por esse canal. Isso sugere que não houve variação da resposta fisiológica relacionada à atividade cerebral durante o teste.

Dessa forma, com base na Figura 4.14, embora não tenha se detectado uma variação do sinal fisiológico durante o uso do simulador, percebeu-se que o canal do eletrodo foi mais adequado ao se considerar o sinal EEG. Portanto, para as análises referente à atividade cerebral, optou-se por utilizar o sinal proveniente desse canal.

Do exposto, os comportamentos acima descritos sugerem que, embora o simulador consiga replicar, ainda que com certas limitações, aspectos da condução de um veículo em condições reais, o fato de o participante estar em um ambiente controlado, no qual não havia a possibilidade de situações de risco durante a direção, pode ter influenciado inconscientemente sua resposta fisiológica. Consequentemente, como discutido, não se observou uma variabilidade sistêmica significativa nos sinais coletados.



(a)



(b)

Figura 4.14. Representação dos canais de aquisição do sinal do eletroencefalograma (EEG) durante o ensaio no ambiente virtual a) sinal do canal referente ao clipe auricular e b) sinal do canal referente ao eletrodo posicionado na testa do participante

Por outro lado, com relação à aquisição dos sinais de ECG, respiração e EMG foi possível observar a variação fisiológica do participante ao longo do tempo. Assim, a Figura 4.15 representa o sinal de ECG obtido durante a simulação no ambiente virtual, de modo a ilustrar a duração do ciclo cardíaco.

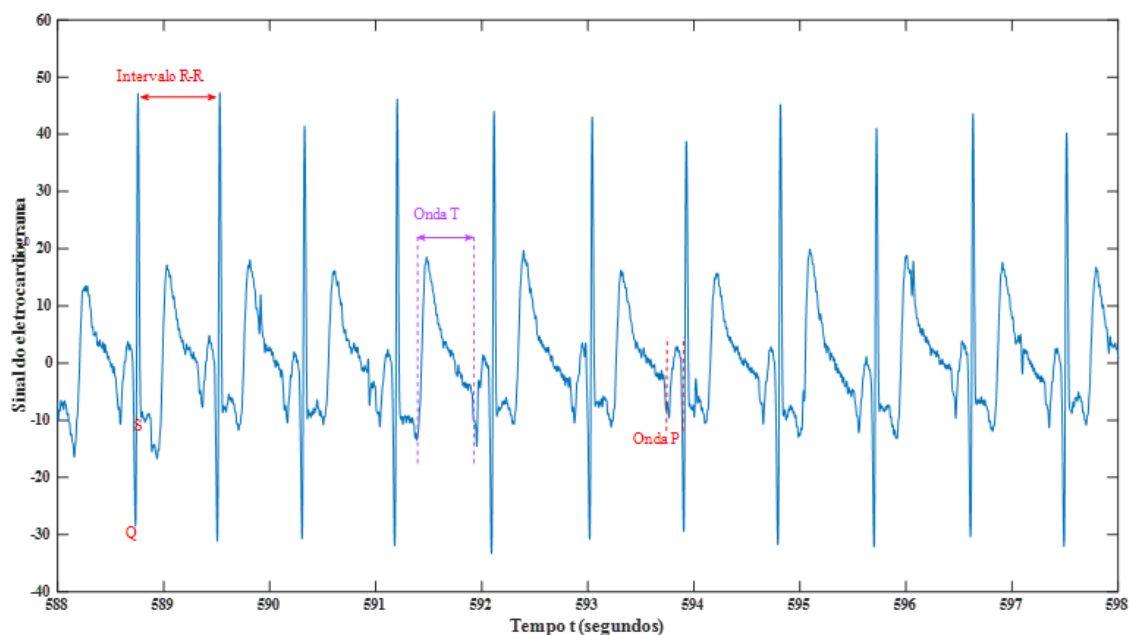


Figura 4.15. Representação do sinal do eletrocardiograma (ECG) obtido durante o ensaio no ambiente virtual. A figura visa ilustrar a duração do ciclo cardíaco do participante dentro do intervalo selecionado

É interessante notar que, embora o participante estivesse em constante movimento, foi possível observar de forma clara o padrão típico de um ECG ao longo do tempo. Isso é evidenciado através da detecção de aspectos comuns desse tipo de sinal como, por exemplo, o complexo QRS e as ondas P e T. Além disso, nota-se a diferença de amplitude do complexo QRS e as ondas P e T, demonstrando a variação de intensidade na atividade elétrica do coração. Ademais, também é importante analisar o sinal em termos de sua periodicidade de batimentos. Observa-se que o sinal obtido possui batimento regulares, com certa uniformidade entre as regiões do complexo QRS. Esse comportamento sugere um ritmo cardíaco estável, característico de um ritmo sinusal normal.

Ainda, ao se analisar o sinal dentro do intervalo selecionado, é possível fazer uma estimativa da frequência cardíaca do participante, a partir do número de ciclos registrados dentro desse intervalo. O ciclo de cada batimento pode ser visualizado pelo intervalo entre picos sucessivos do complexo QRS, representado pelo intervalo R-R. Portanto, a partir da Figura 4.15, observa-se 10 ciclos completos do batimento em um intervalo de 10 segundos. Dessa forma, considerando a periodicidade dos ciclos no intervalo, é possível estimar que, dentro de 1 minuto, a frequência cardíaca do participante era de aproximadamente 60 batimentos por minuto (bpm).

Nesse aspecto, frisa-se que a frequência cardíaca obtida para o participante durante o ensaio do simulador se assemelha à frequência cardíaca em repouso. A frequência cardíaca em repouso é um parâmetro clínico mensurável por meio do sinal do ECG, com valores típicos entre 50 e 90 bpm (Nanchen, 2018). Ainda, têm-se que esse parâmetro é uma

característica hereditária correlacionada com o tempo de vida e com o gênero (Eppinga *et al.*, 2016; Bonnemeier *et al.*, 2003). Usualmente, pode-se dizer que a frequência cardíaca em repouso normal é abaixo de 70 bpm para homens e abaixo de 80 bpm mulheres (Nanchen, 2018), com pequenas variações nesses valores em detrimento da idade.

Com relação ao sinal da respiração, a Figura 4.16 ilustra o sinal completo de respiração obtido durante o ensaio no simulador. A partir desse sinal é possível identificar diferentes padrões respiratórios ao longo do ensaio, indicando a resposta fisiológica do participante durante a condução do veículo. De forma geral, mostra-se que o sinal da respiração foi composto por ciclos regulares de menor amplitude e ciclos de alta amplitude em curtos intervalos de tempo. Esse comportamento está intrinsecamente relacionado com os padrões respiratórios.

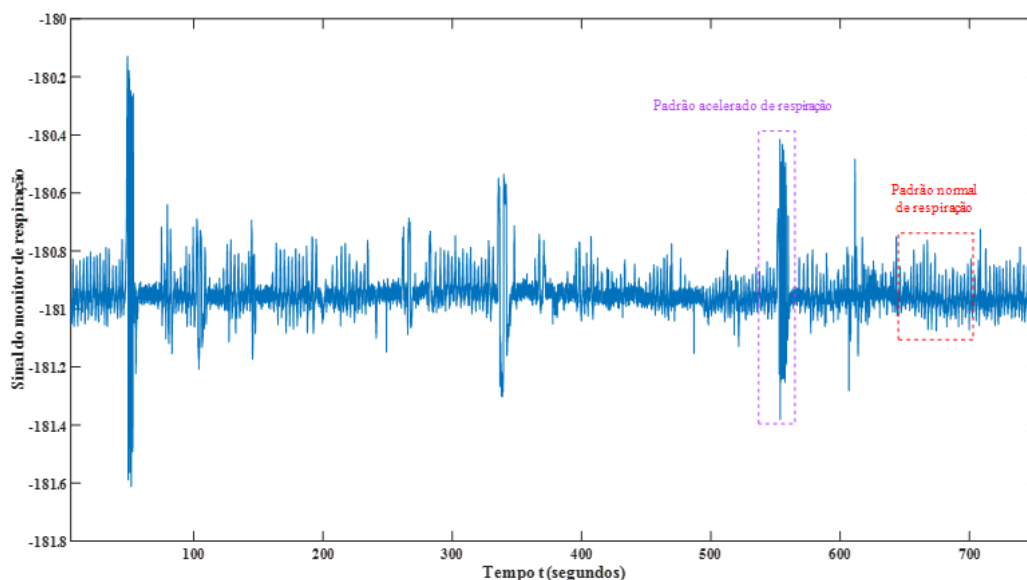
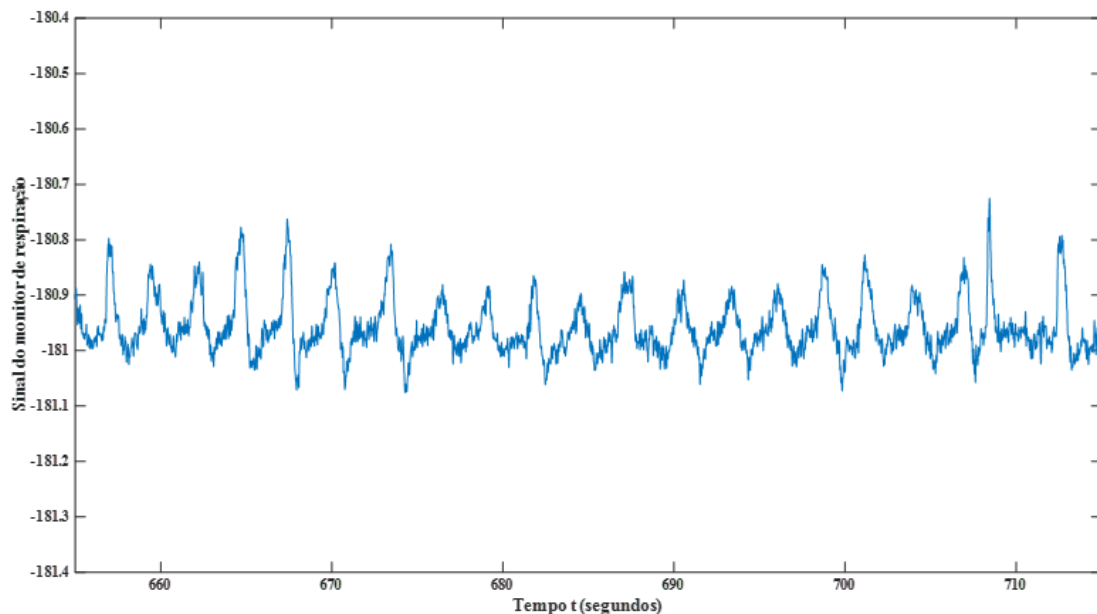


Figura 4.16. Representação do sinal do monitor de respiração obtido durante o ensaio no ambiente virtual. Observam-se regiões com diferentes padrões respiratórios, sendo destacado a ocorrência de um padrão acelerado e normal de respiração

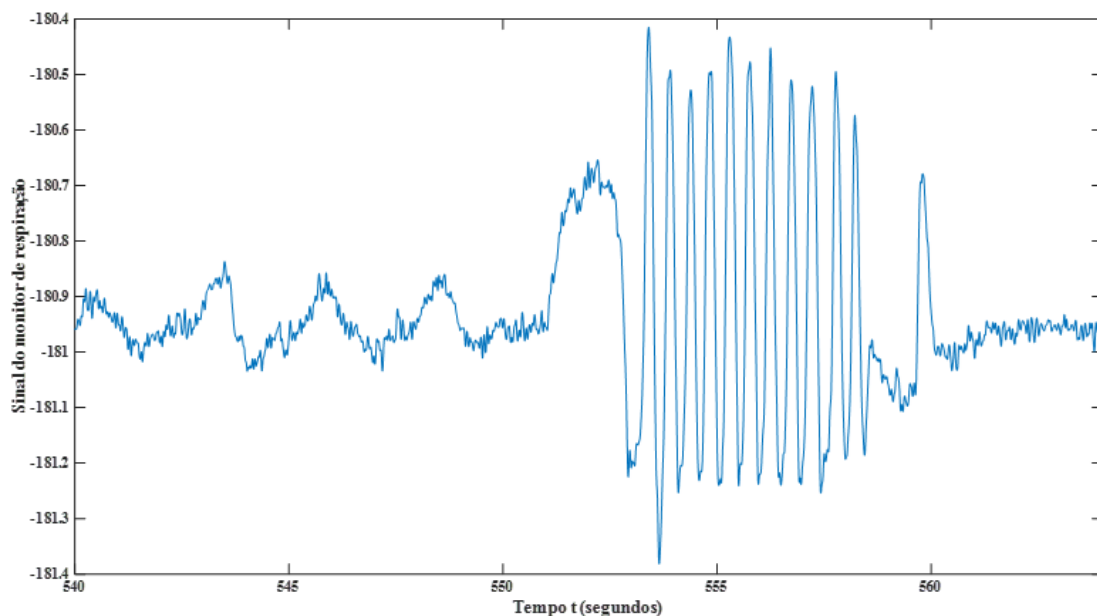
Os referidos ciclos foram classificados em duas categorias. A primeira se refere ao padrão normal de respiração, representando um ciclo respiratório estável, com amplitudes e frequências associadas a um ritmo respiratório regular e controlado. Essa fase pode ser relacionada a um estado de repouso. Por outro lado, a segunda categoria exemplifica um padrão acelerado de respiração, no qual se constata um aumento significativo na frequência respiratória e na intensidade do sinal. Esse padrão acelerado pode indicar uma resposta fisiológica a estímulos externos como, por exemplo, um maior nível de estresse ou ansiedade.

Dessa forma, para uma melhor visualização dos padrões respiratórios mencionados, a Figura 4.17 apresenta os diferentes ciclos de respiração registrados ao longo do ensaio.

Nota-se que, em condições normais de respiração (Figura 4.17a), os intervalos de tempo entre cada pico do sinal são regulares e mais espaçados. Por outro lado, ao se analisar o padrão acelerado (Figura 4.17b), observa-se uma redução nesses intervalos, indicando um aumento na frequência respiratória. É importante destacar que as regiões com padrão respiratório acelerado eram transitórias, uma vez que a permanência de uma frequência respiratória elevada pode levar à hiperventilação do indivíduo.



(a)



(b)

Figura 4.17. Representação dos diferentes padrões de respiração durante o ensaio no ambiente virtual a) padrão normal e b) padrão acelerado

Considerando o padrão respiratório normal de um adulto, sua frequência de repouso geralmente varia entre 10 e 20 ciclos por minuto (Braun, 1990). Na Figura 4.17a, verifica-se que a frequência respiratória do participante, no instante analisado, era de aproximadamente 21 ciclos por minuto, semelhante a um padrão de repouso. Em indivíduos normais, diferentes fatores podem influenciar a frequência e o padrão respiratório em repouso, representando ajustes fisiológicos às demandas metabólicas, como durante o esforço físico (Braun, 1990). Além disso, padrões transitórios, como o identificado na Figura 4.17b, podem refletir a atuação de mecanismos de controle respiratório, que regulam ativamente a profundidade e a frequência da respiração, em resposta às necessidades momentâneas de ventilação (Priban, 1963).

Por fim, relativamente ao sinal do EMG, a Figura 4.18 demonstra a variação da atividade muscular durante o ensaio. Com relação a esse sinal, é importante ressaltar que o objetivo da análise no presente estudo era avaliar os movimentos repentinos da perna do participante e não a ativação das fibras musculares. Dessa forma, o sinal do EMG coletado pode ser entendido como um sinal bioelétrico associado ao movimento da perna e tônus do músculo da perna.

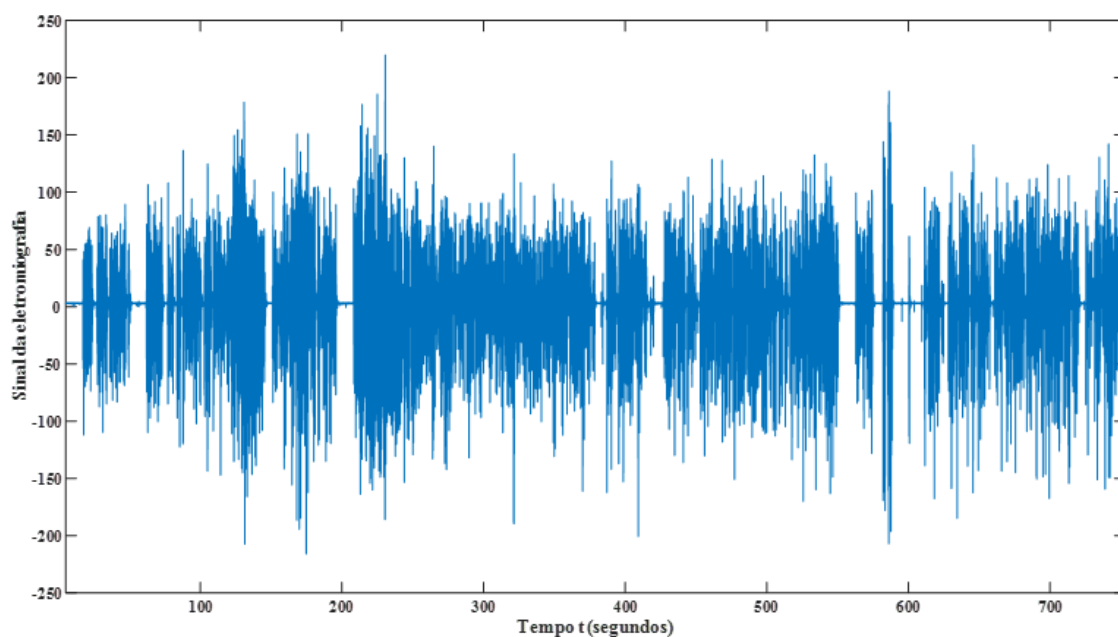


Figura 4.18. Representação do sinal da eletromiografia (EMG) obtido durante o ensaio no ambiente virtual

É interessante notar também a presença de algumas regiões de inatividade muscular. Essas regiões podem ser interpretadas como linhas de base, em outras palavras, o sinal que é detectado quando ocorre o relaxamento muscular. A linha de base também pode ser definida como um ruído inerente do sinal, incluindo o ruído do sistema de amplificação, conhecido como ruído térmico, o qual é frequentemente caracterizado como um ruído gaussiano branco, bem como o ruído eletroquímico oriundo da interface pele-eletrodo. O

ruído eletroquímico tem o efeito de atenuar o sinal de interesse, mantendo uma parte indesejável do sinal como está (Boyer *et al.*, 2023; De Luca *et al.*, 2010).

Por outro lado, é possível observar na Figura 4.18 uma alta densidade de picos em diferentes amplitudes, resultantes do movimento da perna. Além disso, notam-se variações de amplitudes significativas, indicando flutuações no nível de atividade muscular, de acordo com a demanda de força que foi imposta ao músculo sob análise. Nesse sentido, a partir desse comportamento pode-se buscar uma correlação com os instantes de aceleração do veículo.

Do exposto, a análise dos sinais nessa etapa demonstrou que em alguns cenários como, por exemplo, a aquisição do sinal de GSR e EEG, não foi possível observar a variação da resposta fisiológica do participante durante a condução do veículo no ambiente virtual, conforme discutido ao longo da presente seção. Em contrapartida, os sinais de ECG, respiração e EMG apresentaram uma resposta fisiológica evidente durante a aquisição, demonstrando que a instrumentação proposta foi capaz de capturar os aspectos fisiológicos sob análise.

Dessa forma, para o desenvolvimento das demais etapas do presente trabalho, foram realizadas melhorias nos sensores de GSR e EEG, a fim de se detectar a variação do sinal do condutor no cenário sob estudo.

4.3.2 Ensaios realizados durante a condução do veículo em situações de tráfego real

Ao todo, 07 (sete) condutores participaram dos ensaios. Todos os testes foram realizados no mesmo período da manhã, buscando garantir condições de trânsito semelhantes. Para isso, além de fixar o horário, também foram fixados os dias da semana para realização dos ensaios, conforme discutido na seção 3.6. Importante mencionar que, devido ao cenário desafiador inerente à aquisição de dados em condições reais de tráfego, o volume de aquisições e a duração dos ensaios foram consideravelmente elevados. Esse fator resultou em um trabalho extenso de tratamento de dados, necessário para identificar os segmentos de integridade dos sinais a serem analisados posteriormente, conforme fundamentado na seção 4.3.1.

Dessa forma, nesta seção são abordadas as análises dos diferentes sinais fisiológicos dos motoristas, com a discussão das principais variações nas respostas fisiológicas ao longo do tempo. Após a análise dos sinais coletados, a seção 4.3.3 apresenta uma discussão específica sobre as correlações entre os dados fisiológicos e a ativação das tecnologias ADAS.

As Figuras 4.19 e 4.20 ilustram o sinal do ECG obtido para dois participantes, durante

a condução do veículo. Em primeira análise, nota-se que, em ambos os casos, é possível observar o padrão típico de um ECG, com a presença das ondas P e T, complexo QRS e a identificação do intervalo R-R. Os sinais apresentam batimento regulares, com uma visível uniformidade entre os picos R, indicando um comportamento de um ritmo cardíaco normal.

No entanto, é interessante notar as particularidades de cada sinal fisiológico, sobretudo no que diz respeito aos batimentos cardíacos. Nesse sentido, ao se analisar o sinal do participante 2 (Figura 4.19), observa-se a ocorrência de 13 ciclos completos de batimento no intervalo selecionado. Dessa forma, a partir do recorte de tempo feito, é possível estimar que sua frequência cardíaca era de aproximadamente 78 bpm. Por outro lado, ao se realizar a mesma análise para o participante 3 (Figura 4.20), identifica-se a ocorrência de 16 ciclos, indicando uma frequência de aproximadamente 96 bpm.

Conforme discutido por [Nanchen, 2018](#), a frequência cardíaca típica de um adulto varia entre 50 a 90 bpm, com seu valor em repouso abaixo de 70 bpm para homens e abaixo de 80 bpm para mulheres. Essas faixas de frequência estão alinhadas com os achados do trabalho, uma vez que, na presente análise, os participantes eram de gêneros distintos. Nesse sentido, o menor valor de frequência foi observado em um participante do gênero masculino, enquanto o maior foi registrado em uma participante do gênero feminino.

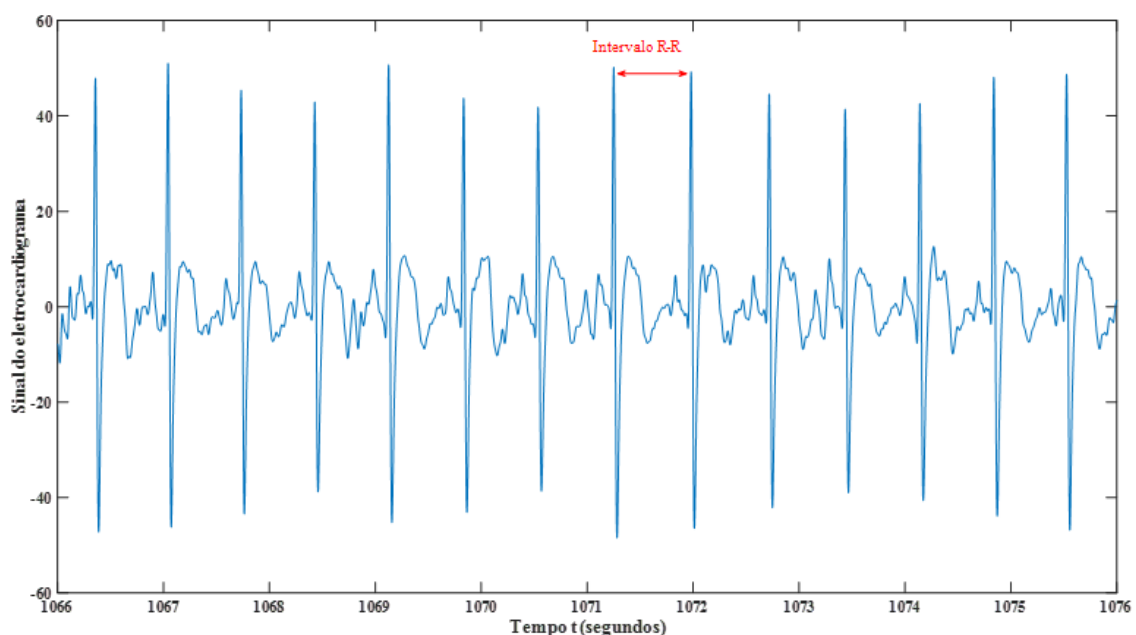


Figura 4.19. Representação do sinal do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 2. É possível identificar a ocorrência de um ciclo cardíaco estável e intervalos regulares entre picos, complexo QRS e ondas P e T bem definidas, observando-se 13 ciclos completos de batimento, representando um batimento aproximadamente de 78 bpm

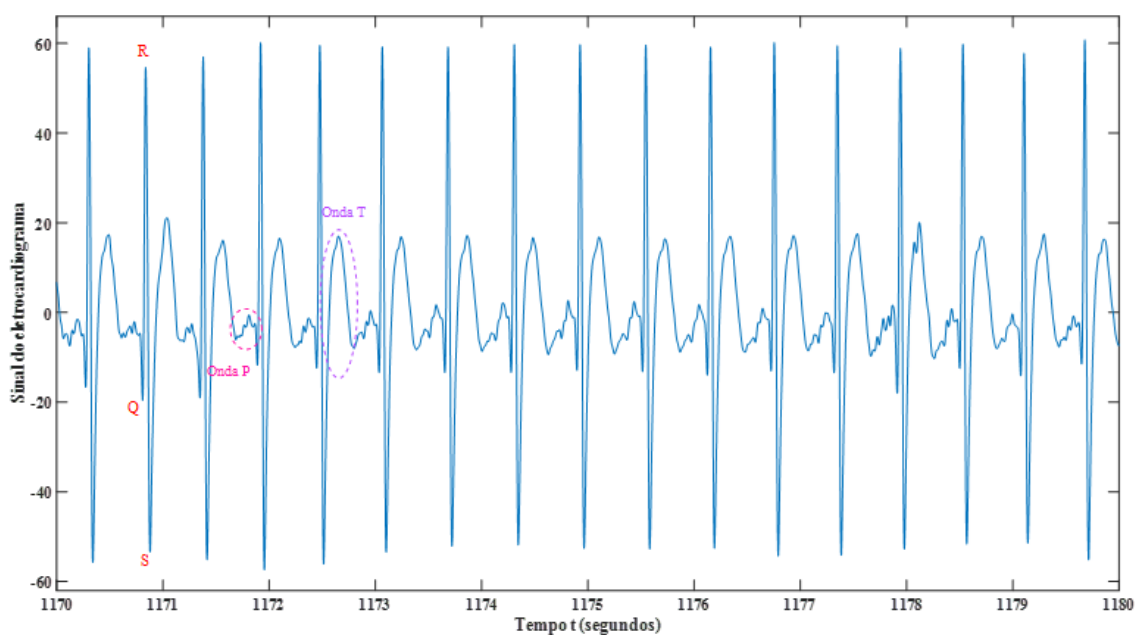


Figura 4.20. Representação do sinal do eletrocardiograma (ECG) obtido para o participante 3. É possível identificar a ocorrência de um ciclo cardíaco estável e intervalos regulares entre picos, observando-se 16 ciclos completos de batimento, representando um batimento aproximadamente de 96 bpm.

No entanto, é perceptível que, independentemente do gênero, os batimentos dos participantes estavam acima da frequência normal de repouso. Essa elevação pode estar associada a fatores externos à condução, especialmente considerando que os ensaios ocorreram em um horário de pico no percurso selecionado, conforme discutido na seção 3.6.

Esse comportamento é evidenciado principalmente para o participante 3, o qual obteve a maior frequência cardíaca. Nesse aspecto, ao se analisar individualmente as respostas angariadas por meio do DBQ (seção 3.5) para o participante em comento, nota-se que, embora fosse um participante com um possível perfil de direção mais defensivo e prudente, o nível de tecnologia do veículo era um fator determinante no seu dia a dia. Assim, sua maior frequência cardíaca poderia estar associada ao fato de não estar habituado com veículos com maior nível de automação, resultando em um maior estresse relacionado à condução do veículo.

Relativamente a análise do sinal de respiração, as Figuras 4.21 e 4.22 representam o sinal da respiração obtido para os mesmos participantes 2 e 3, respectivamente. De forma geral, em ambos os sinais, é notória a flutuação da respiração ao longo do tempo, indicando uma tendência de desaceleração. Esse comportamento já era esperado, tendo em vista que ao se iniciar o ensaio os participantes estariam, supostamente, em um estado de maior estresse e/ou ansiedade, contudo ao longo da condução iriam se adaptando à situação, mudando para um estado de maior relaxamento.

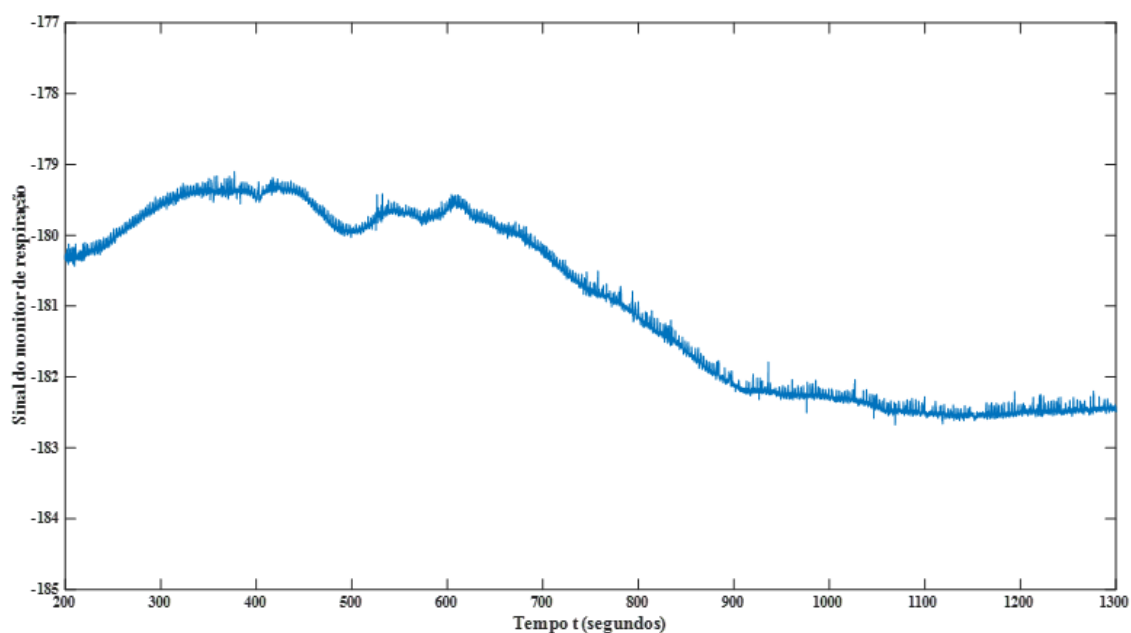


Figura 4.21. Representação do sinal do monitor de respiração obtido para o participante 2. Nota-se a amplitude de sinal mais uniforme e regular, indicando uma respiração mais estável e consistente

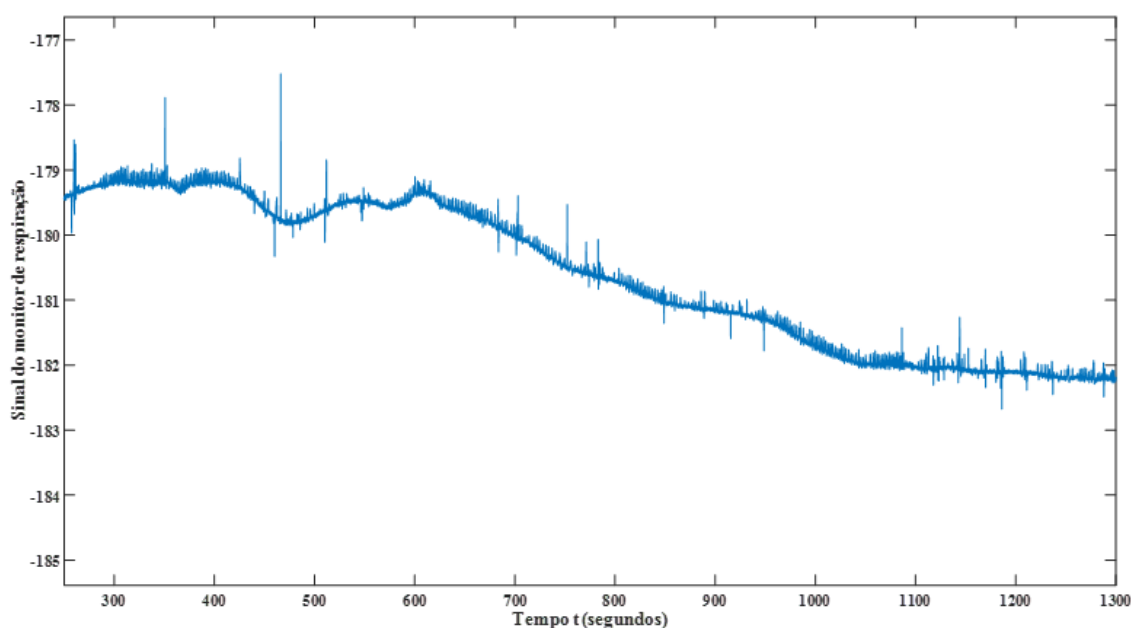


Figura 4.22. Representação do sinal do monitor de respiração obtido para o participante 3. Nota-se a presença de picos esporádicos e mais pronunciados na amplitude ao longo do sinal, sugerindo uma condição respiratória mais instável

Nesse sentido, percebeu-se também diferenças na resposta fisiológica da respiração de cada participante. Nota-se que o participante 2 (Figura 4.21) possui uma amplitude de sinal mais uniforme e com certa regularidade, indicando uma respiração mais estável e

consistente. Nada obstante, ao se analisar o ciclo respiratório do participante 3 (Figura 4.22), observa-se uma condição menos estável, especialmente no intervalo de tempo de 400 a 600 segundos, apresentando picos esporádicos e mais pronunciados na amplitude. Essas variações também podem estar associadas a uma condição respiratória que causasse variação no ritmo ou até mesmo resultado de movimento corporais e alterações de postura, conforme observado por [Avbelj et al., 2003](#).

Com relação à frequência respiratória, devido ao comportamento estável do sinal do participante 2, verificou-se que sua frequência foi de aproximadamente 23 ciclos por minuto, sem variações expressivas no ciclo respiratório ao longo de todo o ensaio. Por outro lado, considerando o comportamento mais instável do sinal do participante 3, nas regiões de picos mais elevados na amplitude não foi observado o padrão típico de um ciclo respiratório, indicando se tratar, possivelmente, de uma região com menor integridade do sinal para análise. Contudo, nas regiões em que se identificava a integridade do sinal e a variabilidade sistemática da resposta fisiológica ao longo do tempo, estima-se que a frequência respiratória desse participante era de aproximadamente 27 ciclos por minuto.

Portanto, considerando que a frequência respiratória de repouso de um adulto varia entre 10 e 20 ciclos por minuto ([Braun, 1990](#)), identifica-se um padrão respiratório mais acelerado para o participante 3, corroborando as observações que sugerem um estado comportamental de menor relaxamento em comparação ao participante 2, cujo ciclo respiratório apresentou características mais próximas do repouso.

Considerando o sinal do GSR, nota-se uma alteração gradual do nível de excitação fisiológica do participante, segundo ilustrado pela Figura 4.23. Além disso, o sinal apresenta oscilações significativas em alguns intervalos de tempo mais curtos, indicando a ocorrência de variações rápidas no estado de excitação. Essas oscilações podem estar associadas a eventos específicos, tais como mudanças repentinas no trânsito e interações com outros veículos.

Conforme abordado na seção 2.3, a resposta galvânica da pele é controlada pelo sistema autônomo do corpo humano, que responde a estímulos emocionais, físicos ou cognitivos. Ressalta-se que esse comportamento também é esperado em cenários de direção real, principalmente em ambientes de tráfego mais intenso, que demandam um maior nível de atenção e tomada de decisão por parte do condutor, conforme abordado por [Can et al., 2019](#).

Nesse sentido, os achados do trabalho estão alinhados com outros estudos disponíveis na literatura científica, os quais mostram a relação entre o aumento da atividade eletrodérmica e o nível de estresse ou excitação durante tarefas cognitivas mais complexas ([Helander e Hagvall, 1976](#); [Helander, 1978](#); [Healey e Picard, 2005](#)). Dessa forma, observa-se que a análise do sinal do GSR fornece indícios sobre o estado emocional do participante

durante a direção, sendo que combinada com outros sinais fisiológicos pode proporcionar uma visão mais holística das condições que afetam a interação condutor-veículo.

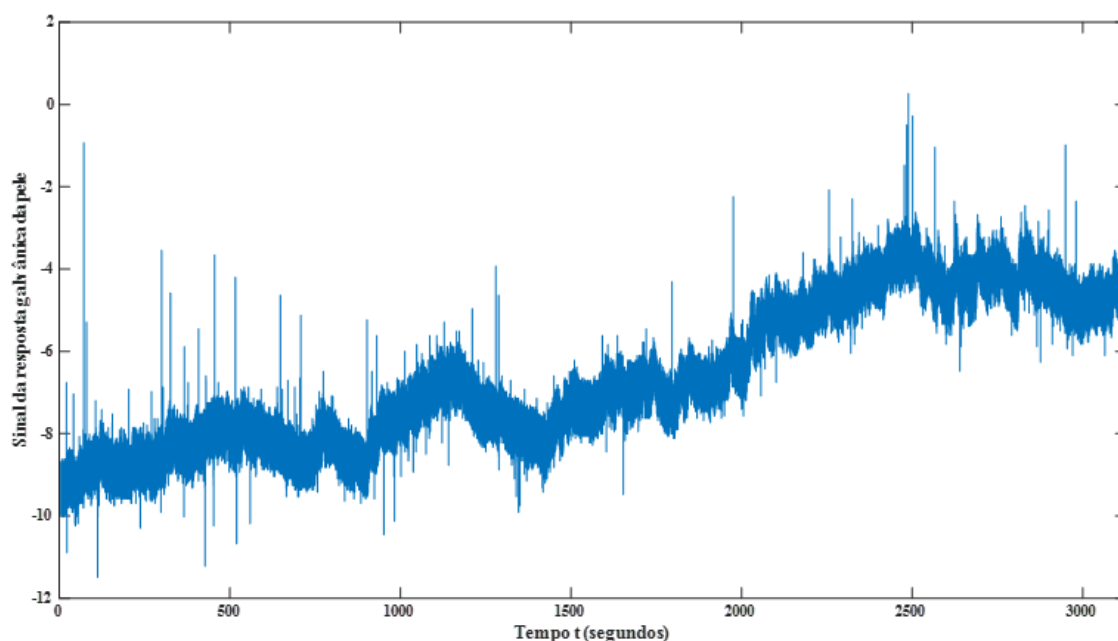


Figura 4.23. Representação do sinal da Resposta Galvânica da Pele (GSR) obtido para o participante 7. É possível observar uma oscilação do sinal ao longo do ensaio, indicando variações rápidas no estado de excitação, podendo estar associadas a eventos específicos durante a condução do veículo

Ademais, as Figuras 4.24 e 4.25 apresentam os sinais de EMG e EEG do participante 7, respectivamente. No que diz respeito ao sinal de EMG (Figura 4.24), observaram-se picos de amplitude significativos ao longo do tempo. Esses picos representam a ativação muscular, sendo interpretados neste trabalho como movimentos da perna e o tônus muscular, principalmente relacionados à ação de pressionar os pedais de freio e acelerador, durante a condução. Por outro lado, os intervalos de menor amplitude refletem momentos de relaxamento ou até mesmo inatividade muscular, indicando, possivelmente, condições de tráfego mais livre, nas quais o participante mantinha a perna em repouso por períodos mais prolongados.

À vista disso, era esperado que em situações de tráfego mais intenso o participante fosse demandado a alternar frequentemente entre os pedais do veículo, exigindo maior ativação muscular. Portanto, o padrão cíclico, com alternância entre picos de alta amplitude e regiões de maior estabilidade, demonstra o ambiente de direção dinâmico típico em cenário urbanos, sobretudo no estudo de caso definido. Além disso, tendo em vista que o sensor EMG utilizado tinha por objetivo captar a movimentação geral da perna e não a atividade das fibras musculares, conforme discutido na seção 4.3.1, evidencia-se que a sensibilidade do sensor foi capaz de registrar as nuances da dinâmica da perna associada a ação de dirigir.

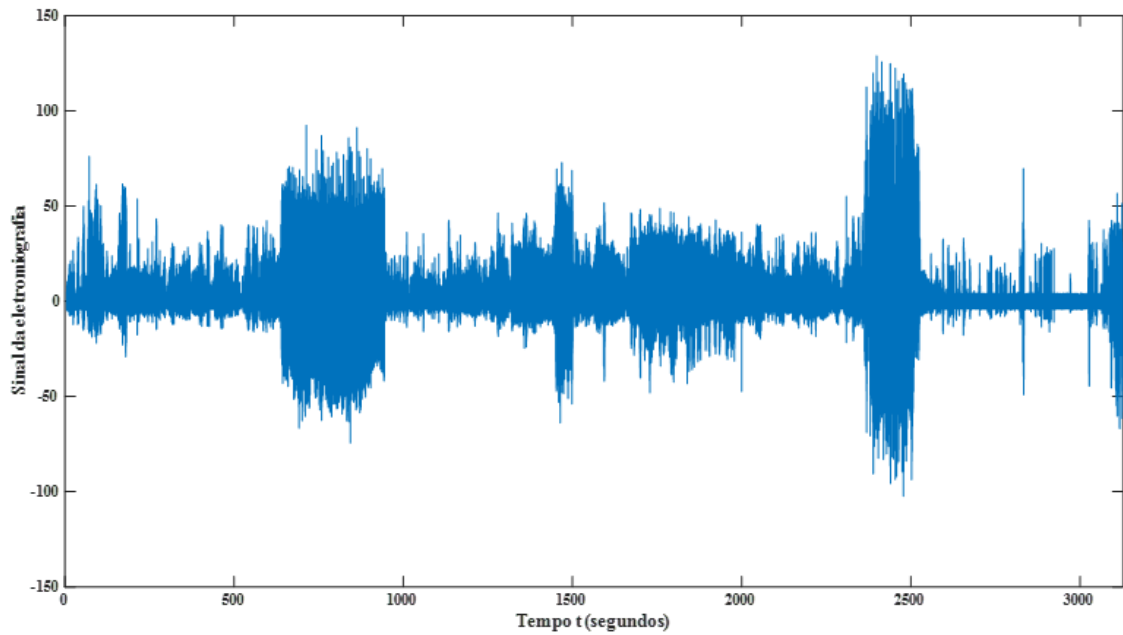


Figura 4.24. Representação do sinal de eletromiografia (EMG) obtido para o participante 7. As regiões com picos de maior amplitude representam a ativação muscular, enquanto que as regiões de menor amplitude refletem intervalos de relaxamento ou inatividade muscular

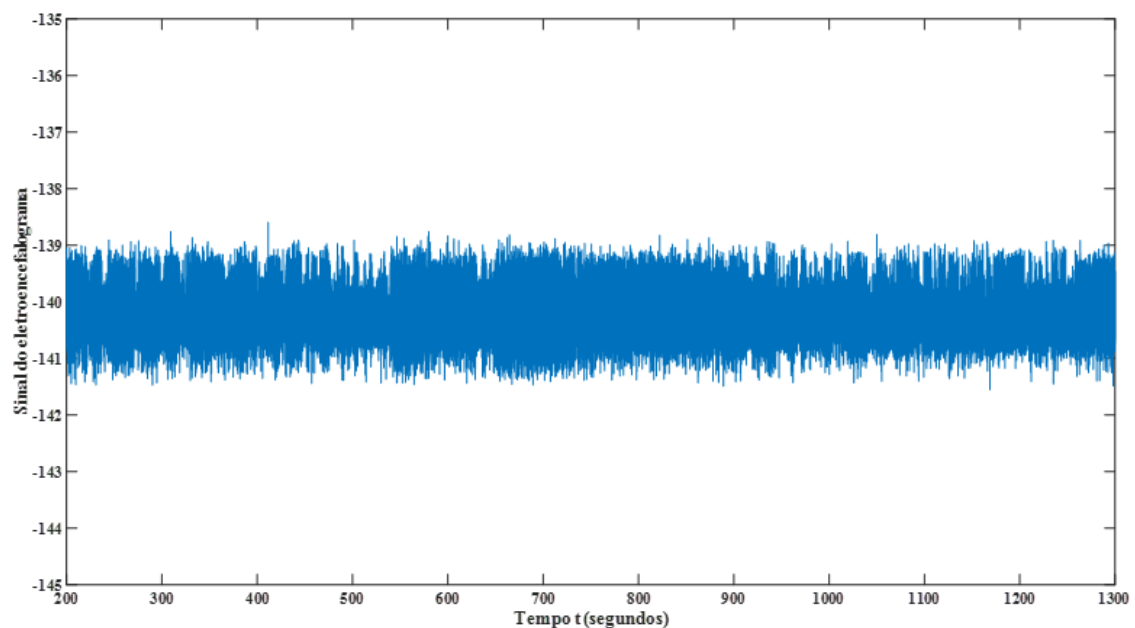


Figura 4.25. Representação do sinal do eletroencefalograma (EEG) obtido para o participante 7. O sinal se assemelha ao formato de ondas beta, relacionadas à frequências mais altas e estados de atenção mais elevada

De maneira semelhante, a partir do sinal do EEG (Figura 4.25), observa-se uma baixa amplitude ao longo de todo o ensaio, o que sugere que o participante se manteve em um estado de atenção contínua durante toda a condução. Em condições de tráfego mais

intenso, como no caso do presente estudo, é esperado que a atividade cerebral esteja associada às ondas beta e gama, dado que estas estão relacionadas a estados de atenção elevada, resolução de problemas e processamento de informações visuais e motoras (Kumar e Bhuvaneswari, 2012; Chaddad *et al.*, 2023).

Ao analisar os sinais em conjunto, identificam-se indícios de correlação entre a atividade muscular da perna (Figura 4.24) e a atividade cerebral (Figura 4.25). Isso ocorre porque, em situações de direção que demandam maior controle motor, o sinal do EMG, como esperado, apresenta picos mais altos, enquanto o sinal do EEG tende a revelar um aumento na frequência das ondas, sugerindo uma maior carga cognitiva. Esse comportamento é particularmente evidente no intervalo entre 500 e 1000 segundos nas Figuras 4.24 e 4.25. Nesse período, observa-se uma ativação significativa no sinal do EMG, concomitante a alterações no sinal do EEG, que apresenta frequências semelhantes às das ondas beta e gama. Esse padrão de frequência é consistente com os formatos de onda descritos por Sanei e Chambers, 2007 e Bajaj, 2020.

Após esse intervalo, verifica-se uma aparente redução da frequência no EEG por volta de 1000 segundos. Outrossim, ao analisar o sinal de GSR no mesmo intervalo de tempo, observam-se oscilações que indicam uma possível alteração no estado emocional do condutor. Portanto, essa integração de respostas fisiológicas são, sem dúvida, complementares, fornecendo indícios sólidos da condição emocional e cognitiva dos condutores quando submetidos a cenários reais de tráfego.

4.3.3 Análise das correlações dos sinais fisiológicos e a ativação de sistemas de segurança veicular em situações de tráfego real

A partir dos sinais fisiológicos obtidos, é possível realizar a análise das correlações entre eles e os sinais adquiridos no veículo. A avaliação da natureza e magnitude dessas correlações será baseada nos critérios apresentados na Tabela 4.3. Inicialmente, serão discutidas as principais correlações entre os sinais fisiológicos dos participantes, considerando os dados coletados ao longo de toda a aquisição. Posteriormente, será abordada a análise das correlações desses sinais com a ativação das tecnologias ADAS investigadas no presente estudo.

4.3.3.1 Correlações entre os sinais fisiológicos

A Tabela 4.4 apresenta as principais correlações encontradas entre os sinais fisiológicos de diferentes participantes. Nota-se que a análise das correlações indicou associações que variaram de moderadas a muito alta, tanto positivas quanto negativas. Essas correlações demonstraram-se estatisticamente significativas, conforme o valor-p, que, de modo geral,

foram significativamente baixos.

Tabela 4.4. Principais correlações entre os sinais fisiológicos dos condutores

Participante	Intervalo de tempo	Sinal fisiológico	r	Valor-p
2	50-150s	GSR e Respiração	0,73	$5,82e - 7$
	225-500s	GSR e EEG	0,70	$8,44e - 15$
	600-900s	Respiração e EEG	-0,78	0
	950-1200s		0,78	0
	1550-1800s	GSR e Respiração	0,75	$2,22e - 16$
	1850-1950s	ECG e EEG	-0,50	0,0022
3	50-100s	EMG e ECG	0,50	0,034
		ECG e GSR	0,59	0,010
	200-275s		-0,93	$1,07e - 12$
	940-1090s	Respiração e EEG	-0,92	0
	1100-1200s		0,62	$8,35e - 5$
	1750-1850s		0,89	$5,99e - 13$
	2420-2470s	GSR e Respiração	-0,89	$9,99e - 7$
	3200-3300s	EMG e EEG	0,68	$7,12e - 6$
7		EMG e GSR	0,76	$1,02e - 10$
	575-725s	EMG e Respiração	0,77	$2,96e - 11$
		EMG e EEG	0,63	$9,10e - 7$
		GSR e Respiração	0,83	$5,73e - 14$
	950-1150s	GSR e Respiração	-0,95	0

Assim, no caso do participante 2, foram identificadas relações consistentes entre os sinais de GSR e respiração em diferentes intervalos de tempo, todas com significância estatística. Ainda, observaram-se correlações positivas altas nos períodos de 50 a 150 segundos, 950 a 1200 segundos e 1550 a 1800 segundos para esses sinais, sugerindo uma relação entre a resposta emocional manifestada pela sudorese e o ciclo respiratório do condutor. Em outras palavras, esse comportamento indica que aumentos no sinal do GSR estão associados ao aumento da frequência respiratória.

No entanto, a correlação entre os sinais de respiração e ECG com o sinal de EEG revelou uma interação inversa, evidenciada pelos valores negativos de correlação obtidos. Isso pode sugerir que estados de maior atividade cerebral (caracterizado pelo aumento da frequência do sinal) estariam associados a um ciclo respiratório mais regular e menos acelerado.

Com relação ao participante 3, os dados revelaram algumas correlações negativas muito altas, como no caso da respiração e EEG nos intervalos de 200 a 275 segundos e 940 a 1090 segundos, assim como observado para o participante 2.

Além disso, os resultados indicaram uma correlação negativa alta considerando o sinal do GSR e respiração no intervalo de 2420 a 2470 segundos, diferentemente do observado para o participante 2. Por outro lado, para o EMG e EEG, foi observada uma correlação

positiva no intervalo de 3200 a 3300 segundos, sugerindo que o aumento da atividade muscular da perna foi relacionada a um aumento da atividade cerebral, refletindo a interação entre o sistema nervoso central e periférico do corpo humano.

Por fim, relativamente ao participante 7, foram identificados menos intervalos de tempo que apresentaram correlações estatisticamente significativas. Destacam-se as correlações positivas obtidas entre o sinal de EMG com os sinais de GSR, respiração e EEG. No tocante à correlação entre EMG e GSR, os achados sugerem que o aumento da atividade muscular do condutor estava associado com o aumento da sudorese do corpo, refletindo na alteração do sinal do GSR. Esse comportamento era esperado, uma vez que esforços físicos podem provocar uma ativação do sistema autônomo do corpo e, conseqüentemente, ativação das glândulas sudoríparas.

Da mesma forma, a correlação do EMG e respiração indicou que o esforço muscular pode influenciar o ciclo respiratório, provavelmente devido à maior demanda metabólica, durante atividades motoras. Além disso, a atividade muscular associada ao sinal de EEG pode ser explicada pelo aumento da atividade cerebral ao realizar o processamento das informações e enviar estímulos aos neurônios motores.

Do exposto, os padrões observados demonstram que as interações entre sinais fisiológicos variam de indivíduo para indivíduo, representando a complexidade ao se analisar a resposta fisiológica dos participantes - que refletem estados emocionais e cognitivos - com as dinâmicas que envolvem a direção de um veículo em situações de tráfego real. É importante destacar que a análise da resposta fisiológica apresentada e a robustez estatística dos resultados obtidos no presente estudo abrem caminho para investigações futuras que busquem identificar padrões mais específicos entre a interação condutor-veículo e suas possíveis causas.

4.3.3.2 Correlações entre os sinais fisiológicos e os momentos de ativação das tecnologias ADAS

Além da correlação entre os sinais fisiológicos dos participantes, foi analisada a relação desses sinais com a ativação dos sistemas de segurança do veículo, com o objetivo de avaliar a influência desses sistemas na resposta fisiológica dos condutores. Importante mencionar que as tecnologias sob estudo consistiam do FCWS e LKAS, as quais foram configuradas especificamente para realização do estudo, conforme discutido na seção 3.4.2.

Primeiramente, com relação ao FCWS, foram observadas diferentes ativações do sistema ao longo do ensaio, para três participantes diferentes. Assim como abordado na seção 3.4.2, a ativação desse sistema consistia em um alerta sonoro e visual de fácil identificação tanto para o motorista, quanto para os pesquisadores que acompanhavam o ensaio.

Dessa forma, a Tabela 4.5 sumariza as principais correlações encontradas entre os sinais fisiológicos e a ativação do alerta de colisão frontal.

Cabe ressaltar que, conforme as respostas obtidas no questionário (seção 3.5), os participantes que acionaram o sistema se caracterizavam como motoristas com um perfil de direção menos prudente, na medida que indicaram dirigir acima do limite de velocidade da via e serem impacientes com outros motoristas que trafegavam na via em menor velocidade. No entanto, é interessante notar que esses mesmos participantes se autoavaliaram no DBQ como “bons” ou “muito bons” motoristas, demonstrando confiança em si e estarem pouco propensos a erros.

Tabela 4.5. Principais correlações entre os sinais fisiológicos dos condutores em momentos de ativação do FCWS

Participante	Intervalo de tempo	Sinal fisiológico	r	Valor-p
1	2970-3030s	ECG e Respiração	0,44	0,045
6	1770-1830s	GSR e Respiração	0,96	$3,87e - 12$
	2730-2790s		-0,91	$1,04e - 8$
7	2730-2790s	EMG e EEG	-0,68	$7,86e - 4$
		GSR e Respiração	-0,78	$2,57e - 5$

Dessa forma, a partir da Tabela 4.5, verifica-se que para o participante 1, houve uma correlação positiva baixa entre os sinais de ECG e respiração, o que pode refletir um estado de alerta, sugerindo que há uma variação da resposta fisiológica relacionada a ativação do FCWS. Já para o participante 6, o sistema foi ativado em dois momentos distintos. Os resultados apontaram uma correlação muito alta entre os sinais de GSR e respiração. Contudo, durante a primeira ativação, essa correlação foi positiva, enquanto na segunda, foi registrada uma correlação negativa.

A correlação positiva na primeira ativação sugere uma resposta emocional significativa, caracterizada por aumento da transpiração, acompanhada de alterações no ciclo respiratório, como uma respiração mais rápida, típica de situações de maior estresse. Todavia, a correlação negativa durante a segunda ativação indica uma mudança evidente no padrão de resposta fisiológica.

Uma possível explicação para a alteração da variabilidade fisiológica do participante pode estar associada a um processo de adaptação do motorista à interação com o sistema. Ao analisar o sinal fisiológico referente à respiração, durante o intervalo da segunda ativação do sistema, verificou-se que o participante apresentava aproximadamente 18 ciclos por minuto, indicando uma frequência respiratória próxima ao estado de repouso. Contudo, devido à resposta involuntária do sistema nervoso autônomo, o sinal de GSR exibiu uma alteração mais acentuada nesse período.

Esse comportamento pode sugerir que, após experienciar a ativação do sistema pela pri-

meira vez, o motorista desenvolveu um conhecimento prévio sobre o funcionamento da tecnologia, o que influenciou sua resposta fisiológica. Assim, levanta-se a hipótese de que o corpo do participante, de forma inconsciente, tenha compensado os efeitos provocados pelo acionamento repentino do alerta de colisão, como susto, estresse ou aumento de atenção. Tal observação, embora relevante, ainda carece de maior aprofundamento para avaliar as possíveis alterações na interação do condutor com as tecnologias ADAS associadas ao conhecimento prévio de seu funcionamento.

Para o participante 7, a ativação do FCWS ocorreu apenas em um intervalo de tempo, todavia, obteve-se uma correlação significativa em dois conjuntos diferentes de sinais durante a ativação. A primeira correlação foi obtida entre os sinais de EMG e EEG, sendo uma correlação negativa moderada. Já a segunda, caracterizou-se como uma correlação negativa alta entre os sinais de GSR e respiração.

Destaca-se que a correlação entre os sinais de EMG e EEG revelou uma resposta fisiológica interessante. Durante a ativação do FCWS, esperava-se um aumento concomitante na atividade cerebral, devido ao processamento da informação, e na atividade muscular, associada a ações corretivas, como a frenagem. Contudo, a correlação negativa encontrada indica que o aumento de um dos sinais foi estatisticamente associado à redução do outro.

De maneira similar, observou-se uma relação inversa entre os sinais de sudorese e os ciclos respiratórios, como indicado pela análise da correlação entre os sinais de GSR e respiração. Esse comportamento também foi identificado no participante 6, embora a correlação tenha se mostrado ainda mais pronunciada no participante 7.

Por outro lado, com relação ao LKAS, a ativação do sistema consistia em um luz no painel, seguido da aplicação suave de um torque ao volante para correção da trajetória do veículo, assim como apresentado na seção 3.4.2. Assim, ao longo da realização dos ensaios não se observou uma percepção por parte dos motoristas relacionada a ativação do sistema. No entanto, é importante ressaltar que o LKAS tem por objetivo auxiliar o condutor de forma a não interferir diretamente na experiência do usuário, assegurando uma experiência de direção contínua e confortável. Portanto, o fato de o motorista não perceber conscientemente a ativação do sistema corrobora uma das premissas do projeto da tecnologia do LKAS.

Além disso, embora o condutor não tenha percebido a ativação do sistema e, por esse motivo, não tenha sido estabelecida uma correlação direta entre a resposta fisiológica e o LKAS, é inegável que as medidas corretivas implementadas pelo sistema estavam ativas, contribuindo para uma direção mais segura. Dessa forma, para avaliações futuras, sugere-se a implementação de uma instrumentação específica que permita detectar a ativação da tecnologia independentemente da percepção do condutor, viabilizando análises de correlação mais precisas.

Do exposto, os achados do trabalho refletem a complexidade envolvida na análise da interação entre os sistemas de segurança ADAS e a resposta fisiológica dos motoristas. Essa avaliação comportamental inicial oferece uma base para compreender as dinâmicas dessa interação e aponta para a possibilidade de desenvolver sistemas de segurança mais adaptativos e personalizados, de modo que, ao considerar a variabilidade individual nos fatores comportamentais de cada condutor, podem contribuir significativamente para o aumento da segurança veicular e para a eficácia das tecnologias de assistência ao motorista.

4.3.4 Avaliação preliminar da correlação dos sinais fisiológicos e sinais adquiridos do veículo

Além da discussão da seção 4.3.3, também é apresentada uma avaliação preliminar das relações entre os sinais fisiológicos dos participantes e parâmetros do veículo. Este esforço inicial visa a estabelecer quais fatores humanos podem estar relacionados às características dos condutores, assim como a discussão apresentada na seção 2.2.2.

Cabe destacar que o presente estudo não visou a estabelecer os aspectos relacionados ao comportamento do motorista. Além disso, salienta-se que, apesar da instrumentação ter considerado a presença de câmeras, conforme detalhado na seção 3.4.1, a análise das imagens para identificação de padrões comportamentais é complexa. Portanto, estamos cientes que uma próxima etapa da pesquisa seria considerar a contribuição de um especialista em psicologia comportamental na área veicular que auxiliasse na avaliação dos motoristas participantes, a partir das imagens coletadas.

Nesse sentido, a Tabela 4.6 retrata as principais correlações obtidas para dois participantes que, conforme as análises realizadas ao longo do estudo, demonstraram perfis de direção opostos. Para essa avaliação, foram considerados os seguintes termos: Aceleração no eixo y (A_y), Aceleração no eixo z (A_z), Posição absoluta do pedal do acelerador (PAA) e Velocidade do veículo registrada no GPS (V_{GPS}).

As acelerações nos eixos representam características da dinâmica veicular. O eixo y indica o movimento de arfagem do carro (A_y), ou seja, a rotação no eixo transversal do veículo em resposta à aceleração e à frenagem. O eixo z indica o movimento de guinada (A_z), em outras palavras, a rotação no eixo vertical em resposta ao esterçamento do veículo. Ainda, o PAA e o V_{GPS} podem ser entendidos como parâmetros análogos, visto que uma maior posição do pedal do acelerador resulta no incremento de velocidade do carro.

Cabe ressaltar que a nomenclatura do parâmetro referente a velocidade registrada no GPS foi informada como V_{GPS} , na medida que na lista de variáveis extraídas por meio do OBD do veículo, o referido parâmetro era nomeado dessa forma. Portanto, para evitar conflitos de nomenclatura, optou-se por manter o nome conforme os dados do OBD.

Ainda, com relação a aceleração longitudinal, ou seja, eixo x, não foi detectada nenhuma correlação com os sinais fisiológicos dos participantes.

Tabela 4.6. Avaliação preliminar das principais correlações obtidas entre os sinais fisiológicos dos participantes e parâmetro do veículo

Participante	Sinal fisiológico	Parâmetro do veículo	r	Valor-p
3	EMG	V_{GPS}	0,26	0
	ECG		0,14	$2,48e - 6$
	GSR		0,27	0
	Respiração		-0,21	$3,39e - 12$
	EEG	A_y	-0,17	$7,44e - 9$
7	EMG	A_z	-0,32	0
		V_{GPS}	-0,25	$2,22e - 16$
	GSR	PAA	0,92	0
	Respiração		-0,87	0
	EEG	V_{GPS}	0,14	$3,24e - 6$

A partir da Tabela 4.6, nota-se que foi encontrada para todos os sinais fisiológicos coletados, exceto pelo sinal do ECG para o participante 7. De forma geral, foram registradas poucas correlações entre a resposta fisiológica com os parâmetros do carro que foram coletados. Para o participante 3, observa-se que a maioria das correlações ocorreu com o V_{GPS} , indicando que a atividade muscular, batimento cardíaco e a excitação emocional ou estresse do condutor tendem a aumentar em condições de maior velocidade.

Por outro lado, no caso da respiração foi observado um comportamento oposto, com uma correlação negativa, sugerindo uma redução da frequência respiratória, conforme a velocidade do veículo aumenta. Os resultados também indicaram uma correlação negativa entre a atividade cerebral e o movimento de arfagem do veículo (A_y).

Já para o participante 7, foram observadas algumas tendências distintas. No caso do EMG, a correlação negativa obtida tanto para o movimento de guinada (A_z) quanto para a velocidade, indica que para esse participante ocorria uma diminuição do esforço muscular, ao passo que os referidos parâmetros aumentavam.

Com relação ao sinal de GSR e respiração com o PAA, os resultados apontaram uma alta correlação. Para o GSR, essa correlação foi positiva ($r = 0,92$), sugerindo que o controle do pedal do acelerador estava associado a um aumento no estado de excitação ou estresse emocional, através da transpiração. Por outro lado, para a respiração essa correlação foi negativa ($r = -0,87$), indicando uma diminuição do padrão respiratório com a alteração da posição do pedal.

Por fim, o sinal do EEG apresentou uma correlação com a velocidade do veículo (V_{GPS}), representando que maiores velocidades foram associadas com o aumento da atividade cerebral, possivelmente devido a um maior estado de alerta ou concentração.

Nesse sentido, os achados do trabalho demonstram que o fator comportamental de cada condutor influencia diretamente sua interação com o veículo. Esses fatores estão intrinsecamente associados aos seus comportamentos e características individuais. Portanto, é esperado que a resposta fisiológica de cada condutor, frente às condições de direção como, por exemplo, aumento da velocidade, acelerações mais intensas ou até mesmo a ativação de sistemas de segurança, varie de acordo com cada perfil de direção.

Dessa forma, as Figuras 4.26 e 4.27 ilustram a variação de velocidade ao longo do percurso para os participantes 3 e 7, respectivamente. Observa-se que para o participante 3 (Figura 4.26), apenas em um curto intervalo de tempo - próximo a 500 segundos - sua velocidade ultrapassou os 80 km/h. É importante destacar que na rota selecionada, a velocidade máxima da maioria das vias trafegadas era de 80 km/h.

Assim, é possível identificar que o participante 3 manteve-se dentro do limite legal ao longo de todo o trajeto, mantendo um padrão de velocidade mais constante. É interessante observar que na região entre 1000 a 2000 segundos a velocidade máxima atingida foi reduzida, chegando a zero em alguns momentos. Isso ocorreu devido ao tráfego mais intenso durante esse período. Por outro lado, o participante 7 (Figura 4.27) apresentou velocidades bem superiores comparativamente ao participante 3, estando acima do limite legal da via em diferentes trechos do percurso. Percebe-se, ainda, que o seu padrão de velocidade é menos constante, exibindo um ganho de velocidade significativo em um curto intervalo de tempo, seguido por uma desaceleração abrupta.

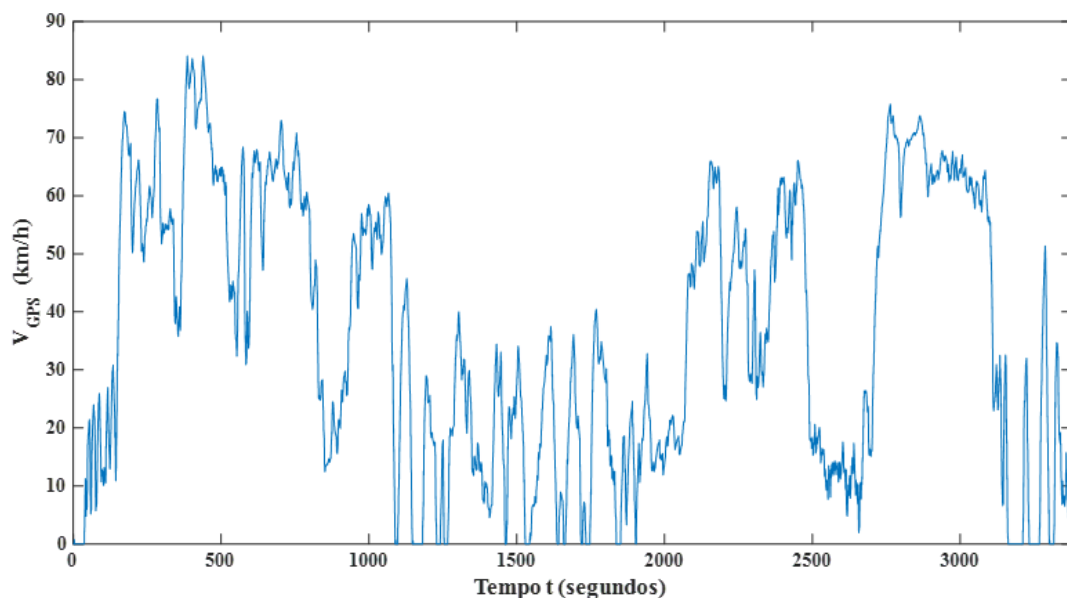


Figura 4.26. Variação de velocidade ao longo do percurso obtida para o participante 3. Observa-se que ao longo de todo o projeto, apenas em um curto intervalo de tempo a velocidade registrada foi superior a 80 km/h. Esse comportamento pode indicar um perfil de condução defensivo

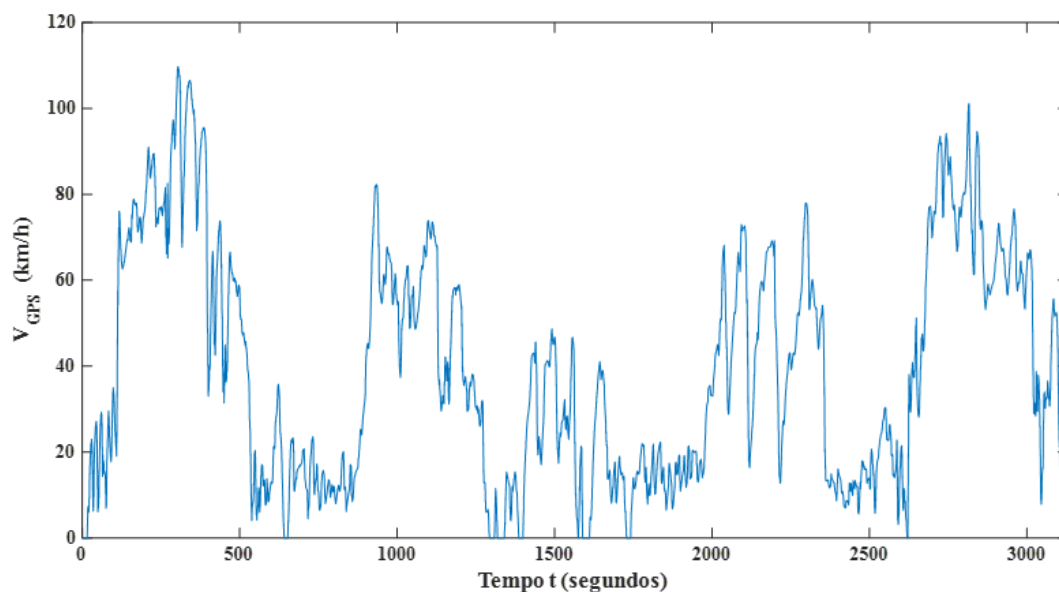


Figura 4.27. Variação de velocidade ao longo do percurso obtida para o participante 7. Observa-se o registro de velocidade acima do limite legal da via (80 km/h) em diferentes trechos, assim como um padrão de velocidade menos constante

Além disso, ao comparar os achados para ambos os participantes na Tabela 4.6 com relação a velocidade do veículo (V_{GPS}), observa-se que, embora fossem encontradas correlações para os mesmos tipos de sinais fisiológicos, o sentido da correlação era distinto, como observado na correlação entre EMG e V_{GPS} para o participante 3 ($r = 0,26$) e participante 7 ($r = -0,25$).

Do exposto, estabeleceu-se uma avaliação preliminar da classificação do fator comportamental do condutor, com sua resposta fisiológica. A partir dos achados do trabalho e considerando o conceito acerca do fator humano trazido por [Wang et al., 2014](#), percebeu-se que a velocidade é um indicativo específico de característica do condutor. Isso porque motoristas propensos a trafegar em velocidades mais elevadas, inclusive, acima do velocidade legal da via, podem ser classificados como motoristas menos prudentes e até mesmo com menor autodisciplina no trânsito, exibindo um perfil de condução mais agressivo.

Por outro lado, um motorista que possui a tendência de manter uma velocidade mais baixa e dentro do limite legal de velocidade, apresenta um perfil de condução mais defensivo, com mais consciência dos riscos e prudência ao dirigir. Além disso, aspectos relacionados a estabilidade de direção no que diz respeito, por exemplo, a capacidade de manter uma velocidade constante e efetuar acelerações e desacelerações mais suaves, também sugerem estar relacionadas às características de condução que refletem o estado emocional, a resposta fisiológica dos motoristas e seus perfis de condução.

Portanto, frisa-se que aspectos como a velocidade, a capacidade de manter velocidades constantes e o padrão de aceleração e desaceleração do veículo, configuram-se como ca-

racterísticas dos condutores, os quais são relevantes para classificá-los e definir seus perfis de direção. Dessa forma, o presente estudo apresenta uma primeira abordagem acerca das especificidades de fatores humanos de motoristas brasileiros, no caso específico de Brasília, relacionados as respostas fisiológicas em situações reais de tráfego e seu reflexo no perfil de direção, classificando-os em termos de suas características.

5 CONCLUSÕES

O presente estudo apresentou uma análise dos sinais fisiológicos associados à ativação de sistemas de segurança veicular em condições reais de tráfego. Os sistemas abordados consistiam em sistemas avançadas de assistência ao motorista, conhecidas como ADAS, com foco nos sistemas de assistência de permanência em faixa e alerta de colisão frontal, denominados LKAS e FCWS, respectivamente. O trabalho foi desenvolvido a partir da integração de uma instrumentação voltada tanto para o veículo quanto para o condutor, permitindo a aquisição de diversos sinais fisiológicos, como frequência cardíaca, respiração, resposta galvânica da pele, atividade muscular e atividade cerebral. Para alcançar os objetivos propostos, o estudo foi estruturado em três etapas principais: ensaios preliminares em laboratório, aplicação de um questionário de comportamento do condutor e testes veiculares realizados em ambientes virtual e real.

Os ensaios preliminares foram realizados com o objetivo de avaliar a instrumentação desenvolvida para monitoramento do condutor. Os resultados indicaram que, embora fossem necessárias melhorias na sensibilidade e confiabilidade de alguns sensores, foi possível identificar padrões típicos nos sinais fisiológicos, especialmente no ECG. Ainda, verificou-se a presença de ruído nos sinais coletados, o que já era esperado devido ao uso da instrumentação em cenários reais de trânsito, onde movimentos corporais mais intensos podem comprometer a qualidade dos sinais. Portanto, destaca-se a importância do desenvolvimento de ferramentas de análise capazes de identificar as regiões críticas do sinal e extrair informações relevantes antes e após os movimentos mais intensos.

A partir do questionário aplicado aos participantes, identificaram-se características individuais e tendências comportamentais relevantes. De maneira geral, embora os motoristas admitissem a possibilidade de cometer erros e infrações de trânsito, a autoavaliação das habilidades de direção foi amplamente positiva, indicando elevado nível de confiança e perícia na direção, sobretudo em questões autoavaliativas.

Para os testes veiculares, iniciou-se com ensaios em ambiente virtual para testar a instrumentação final do condutor. Utilizou-se o circuito de Calabogie, no Canadá, com extensão total de 5,05 km, como cenário no simulador. Durante essa etapa, verificou-se que para alguns sinais fisiológicos, como GSR e EEG, não foi observada uma variabilidade sistemática no comportamento geral durante a aquisição. Contudo, as respostas fisiológicas relacionadas aos sinais de ECG, EMG e de respiração apresentaram variação fisiológica do participante ao longo do tempo. Dessa forma, mesmo com a necessidade de adaptações na instrumentação, os testes no ambiente virtual confirmaram a capacidade da instrumentação em coletar as respostas fisiológicas em condições simuladas de direção

real.

Após a implementação dos ajustes identificados por meio do teste no ambiente virtual, realizaram-se ensaios em situações reais de tráfego, envolvendo sete participantes. Os resultados obtidos foram promissores, demonstrando correlações significativas entre as respostas fisiológicas dos motoristas e a ação de dirigir. Ainda, notou-se uma interação entre os sinais coletados, indicando alterações emocionais e cognitivas em cenários específicos. Por exemplo, os participantes 2 e 3 apresentaram aumento da frequência cardíaca acima dos níveis normais de repouso, sugerindo respostas fisiológicas relacionadas ao estresse da direção. De maneira similar, observaram-se relações entre sinais de atividade muscular, cerebral e eletrodérmica, reforçando que situações que demandam maior controle motor também estão associadas a maior carga cognitiva e alterações emocionais, como evidenciado pelas flutuações no GSR.

As análises também revelaram que as interações entre os sinais fisiológicos variaram significativamente entre os participantes, refletindo a complexidade dos estados emocionais e cognitivos relacionados à direção, oferecendo um caminho para futuras investigações voltadas à identificação de padrões específicos na interação condutor-veículo. No que se refere à ativação dos sistemas ADAS, observou-se que, no caso do FCWS, a experiência prévia do condutor com o sistema influenciou sua resposta fisiológica. Evidências sugeriram tentativas involuntárias de compensação do corpo diante do estresse causado pelo alerta repentino. Por outro lado, o estudo apresentou limitações em relação ao LKAS, uma vez que não foi possível identificar com precisão os momentos de ativação do sistema, tampouco notou-se uma consciência de sua ativação por parte de todos os participantes durante a condução.

Por fim, os resultados relativos à correlação entre os sinais fisiológicos e os parâmetros do veículo indicaram que os fatores comportamentais de cada condutor influenciam diretamente sua interação com o automóvel. Esses fatores foram classificados de acordo com características específicas dos motoristas, estabelecendo uma avaliação preliminar associada às respostas fisiológicas observadas. Assim, o estudo apresentou uma abordagem inicial sobre fatores humanos de motoristas brasileiros, com foco na região de Brasília, evidenciando que parâmetros como velocidade, capacidade de manter constância na velocidade e padrões de aceleração e desaceleração constituem traços associados a características do condutor.

5.1 LIMITAÇÕES DO TRABALHO

É importante mencionar que o presente trabalho apresentou algumas limitações ao longo de seu desenvolvimento. Entre essas limitações, destaca-se a complexidade inerente em garantir a sincronização entre os dados coletados, quais sejam, sinais fisiológicos e dados

extraído dos veículos. Isso porque, a aquisição simultânea de informações advindas do veículo e do condutor representa um desafio. Pequenos atrasos na transmissão e no processamento dos dados podem gerar inconsistências, impactando na acuidade das análises realizadas.

Nesse sentido, outro aspecto relevante refere-se à robustez e à acurácia no desenvolvimento da instrumentação do condutor. Durante a execução dos ensaios, observou-se que a movimentação dos componentes do circuito, bem como a desconexão eventual dos terminais dos sensores podiam comprometer a qualidade dos sinais adquiridos. Além disso, instrumentos eletrônicos mais robustos poderiam ser empregados para aprimorar a precisão da coleta de dados, reduzindo ruídos e interferências externas. Portanto, evidencia-se a necessidade de melhorias no desenvolvimento de uma instrumentação mais robusta, que garanta uma aquisição de dados mais estável, mesmo em cenários mais complexos como, por exemplo, na condução do veículo.

Além disso, com relação à extração de características dos sinais fisiológicos, optou-se na presente pesquisa pela análise dos sinais somente no domínio do tempo, a partir do valor médio retificado. No entanto, é importante ressaltar que existem outras características que podem ser extraídas do sinal, assim como também é possível realizar essa análise em função do domínio da frequência. Contudo, ressalta-se que a escolha pelo domínio do tempo configurou-se apenas como uma primeira abordagem para a pesquisa. Portanto, é sabido por parte dos pesquisadores que, a partir de um aprofundamento da pesquisa, podem ser incorporadas técnicas mais avançadas de processamento dos sinais.

Vale destacar, ainda, que a análise realizada baseou-se predominantemente na avaliação visual dos sinais coletados. A análise visual dos dados, embora útil em um primeiro momento, apresenta limitações em termos de eficiência e subjetividade. Assim, futuras investigações podem se beneficiar do desenvolvimento de ferramentas automatizadas para análise dos sinais, utilizando algoritmos capazes de detectar padrões de maneira mais precisa e consistente, assim como utilizar ferramentas de inteligência artificial na análise dos sinais coletados.

Do exposto, destaca-se que a pesquisa constitui um passo inicial na investigação do tema, com possibilidade de aprimoramentos em diversas frentes. As dificuldades identificadas fornecem direções importantes para estudos futuros, contribuindo para o desenvolvimento de metodologias mais robustas e eficazes na análise dos sinais fisiológicos do condutor e sua correlação com o veículo.

5.2 TRABALHOS FUTUROS

Como contribuição, os trabalhos futuros mais necessários, com base no estudo aqui apresentado, seriam:

- Estabelecer as análises não apenas em termos das características dos sinais no domínio do tempo, mas também no domínio da frequência;
- Aprofundar o estudo em termos das características e comportamentos de uso das tecnologias ADAS, de modo a implementar estratégias de configurações personalizadas dos sistemas para cada tipo de condutor;
- Implementar uma instrumentação de modo a detectar a ativação das tecnologia ADAS independentemente da percepção do condutor, viabilizando análises de correlação mais precisas; e
- Expandir a análise das imagens dos motoristas durante a condução, de modo a estabelecer uma correlação com os aspectos relacionados ao comportamento do condutor. Essa análise poderia ser avaliado a partir de uma análise da psicologia comportamental, bem como na utilização de ferramentas de inteligência artificial.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABDEL-ATY, M., CAI, Q., WU, Y., e ZHENG, O. (2022) Evaluation of automated emergency braking system's avoidance of pedestrian crashes at intersections under occluded conditions within a virtual simulator. *Accident Analysis and Prevention*, 176. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.aap.2022.106797>.
- ABNT NBR 10697 (2020). Pesquisa de sinistros de trânsito - terminologia. *Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT)*, página 16.
- ACHARYA, U. R., FUJITA, H., OH, S. L., HAGIWARA, Y., TAN, J. H., e ADAM, M. (2017) Application of deep convolutional neural network for automated detection of myocardial infarction using ECG signals. *Information Sciences*, 415-416:190–198. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ins.2017.06.027>.
- AF WÅHLBERG, A., DORN, L., e KLINE, T. (2011) The manchester driver behaviour questionnaire as a predictor of road traffic accidents. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 12(1):66–86. DOI: <https://doi.org/10.1080/14639220903023376>.
- AL-KHALIDI, F., SAATCHI, R., BURKE, D., ELPHICK, H., e TAN, S. (2011) Respiration rate monitoring methods: A review. *Pediatric Pulmonology*, 46(6). DOI: <https://doi.org/10.1002/ppul.21416>.
- ALTURKI, F. A., ALSHARABI, K., ABDURRAQUEEB, A. M., e ALJALAL, M. (2020) EEG signal analysis for diagnosing neurological disorders using discrete wavelet transform and intelligent techniques. *Sensors*, 20(9):2505. DOI: 10.3390/s20092505.
- AMAZON (2024) Muscle electrical sensor module muscle analog signal EMG raw signal collection electronic development kit for arduino. Disponível em: <https://encurtador.com.br/6yjTM>. Acessado em 24/09/2024.
- AMIDEI, A., SPINSANTE, S., IADAROLA, G., BENATTI, S., TRAMARIN, F., PAVAN, P., e ROVATI, L. (2023) Driver drowsiness detection: A machine learning approach on skin conductance. *Sensors*, 23(8). DOI: 10.3390/s23084004.
- ANALOG DEVICES (2020). *Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End*. AD8232. Rev. D.
- ANTONY, M. M. e WHENISH, R. (2021) *Advanced Driver Assistance Systems (ADAS)*, páginas 165–181. Springer International Publishing, 3º edição. DOI: 10.1007/978-3-030-59897-6_9.

- ANURAGI, A. e SISODIA, D. S. (2020) Empirical wavelet transform based automated alcoholism detecting using EEG signal features. *Biomedical Signal Processing and Control*, 57:101777. DOI: 10.1016/j.bspc.2019.101777.
- AVBELJ, V., KALISNIK, J.-M., TROBEC, R., e GERSAK, B. (2003) Breathing rates and heart rate spectrograms regarding body position in normal subjects. *Computers in Biology and Medicine*, 33(3):259–266. DOI: 10.1016/S0010-4825(02)00092-6.
- BAJAJ, N. (2020) Wavelets for EEG analysis. In *Wavelet Theory*. IntechOpen. DOI: 10.5772/intechopen.94398.
- BENITEZ, V. H. (2019) Pattern classification and its applications to control of biomechatronic systems. In *Artificial Neural Networks for Engineering Applications*, páginas 139–154. Academic Press, Cambridge, MA, USA. DOI: 10.1016/B978-0-12-818247-5.00020-4.
- BONNEMEIER, H., WIEGAND, U. K. H., BRANDES, A., KLUGE, N., KATUS, H. A., RICHARDT, G., e POTRATZ, J. (2003) Circadian profile of cardiac autonomic nervous modulation in healthy subjects: Differing effects of aging and gender on heart rate variability. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 14(8):791–799. DOI: 10.1046/j.1540-8167.2003.03078.x.
- BOYER, M., BOUYER, L., ROY, J.-S., e CAMPEAU-LECOURS, A. (2023) Reducing noise, artifacts and interference in single-channel EMG signals: A review. *Sensors*, 23(6):2927. DOI: 10.3390/s23062927.
- BRACKSTONE, M. (2003) Driver psychological types and car following: Is there a correlation? Results of a pilot study. In *Driving Assessment Conference*, volume 2, páginas 245–250. DOI: <https://doi.org/10.17077/drivingassessment.1131>.
- BRACKSTONE, M. e MCDONALD, M. (1993) An instrumented vehicle for microscopic monitoring of driver behaviour. In *Proceedings of VNIS '93 - Vehicle Navigation and Information Systems Conference*, páginas 401–404. DOI: 10.1109/VNIS.1993.585657.
- BRACKSTONE, M., MCDONALD, M., e SULTAN, B. (1999) Dynamic behavioral data collection using an instrumented vehicle. *Transportation Research Record*, 1689(1):9–16. DOI: 10.3141/1689-02.
- BRASIL (2022) *Secretaria Nacional de Trânsito (SENATRAN)*. Portaria SENATRAN n° 1.554, de 17 de novembro de 2022.
- BRASIL (2024) *Lei n° 14.902, de 27 de junho de 2024*. Institui o Programa Mobilidade Verde e Inovação (Programa Mover); altera o Decreto-Lei n° 1.804, de 3 de setembro

de 1980; e revoga dispositivos da Lei nº 13.755, de 10 de dezembro de 2018. Brasília, DF: Diário Oficial da União.

- BRAUN, S. R. (1990) *Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations. Chapter 43 - Respiratory Rate and Pattern*. Boston: Butterworths, 3^o edição. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK365/>.
- BUENO, M., FABRIGOULE, C., NDIAYE, D., e FORT, A. (2014) Behavioural adaptation and effectiveness of a forward collision warning system depending on a secondary cognitive task. *Transportation Research Part F*, 24:158–168. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.trf.2014.04.012>.
- CADES, D. M., CRUMP, C., LESTER, B. D., e YOUNG, D. (2017) *Driver Distraction and Advanced Vehicle Assistive Systems (ADAS): Investigating Effects on Driver Behavior*, páginas 1015–1022. DOI: 10.1007/978-3-319-41682-3_83.
- CALABOGIE MOTORSPORTS PARK (2024) About. Disponível em: <https://www.calabogiemotorsports.com/about>. Acessado em 12/11/2024.
- CAN, Y. S., ARNRICH, B., e ERSOY, C. (2019) Stress detection in daily life scenarios using smart phones and wearable sensors: A survey. *Journal of Biomedical Informatics*, 92:103139. DOI: 10.1016/j.jbi.2019.103139.
- CASA DA ROBÓTICA (2024) Módulo pulso/frequência cardíaca - ECG ad8232 + sensores. Disponível em: <https://abrir.link/PSpSO>. Acessado em 24/09/2024.
- CASTILHO, I. (2019) Homens são os que mais morrem de acidentes no trânsito. Disponível em: <https://www.gov.br/saude/pt-br/assuntos/noticias/2019/maio/homens-sao-maiores-vitimas-de-acidentes-no-transito>. Acesso em 11/12/2023.
- CHADDAD, A., WU, Y., KATEB, R., e BOURIDANE, A. (2023) Electroencephalography signal processing: A comprehensive review and analysis of methods and techniques. *Sensors*, 23(14):6434. DOI: 10.3390/s23146434.
- CHARLY, A. e MATHEW, T. V. (2023) Identifying risky driving behavior: a field study using instrumented vehicles. *Transportation Letters*.
- CHEN, W., WANG, W., WANG, K., LI, Z., LI, H., e LIU, S. (2020) Lane departure warning systems and lane line detection methods based on image processing and semantic segmentation: A review. *Journal of Traffic and Transportation Engineering*, 7(6):748–774. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jtte.2020.10.002>.
- CHOI, Y., BAEK, S., KIM, C., YOON, J., e LEE, S. M. (2021) Simulation of AEBS applicability by changing radar detection angle. *Applied Sciences*, 11(5). DOI: 10.3390/app11052305.

- CHOWDHURY, R. H., REAZ, M. B. I., ALI, M. A. B. M., BAKAR, A. A. A., CHELLAPPAN, K., e CHANG, T. G. (2013) Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*, 13(9):12431–12466. DOI: 10.3390/s130912431.
- CRECRAFT, D. I. e GERGELY, S. (2002) 2 - signals and signal processing. In *Analog Electronics*, páginas 13–71. Butterworth-Heinemann, Oxford, England, UK. DOI: 10.1016/B978-075065095-3/50002-7.
- CRUMP, C., CADES, D., LESTER, B., REED, S., BARAKAT, B., MILAN, L., e YOUNG, D. (2016) Differing perceptions of Advanced Driver Assistance Systems (ADAS). *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 60(1):861–865. DOI: 10.1177/1541931213601197.
- CVEL (2024) Lane keeping assist. Disponível em: <https://cecas.clemson.edu/cvel/auto/systems/lane-keeping-assist.html>. Acessado em 04/09/2024.
- DE CARVALHO, C. H. R. (2020) Custos dos acidentes de trânsito no brasil: Estimativa simplificada com base na atualização das pesquisas do ipea sobre custos de acidentes nos aglomerados urbanos e rodovias. *Instituto de Pesquisa Econômica Aplicada (IPEA)*, página 26.
- DE CASTRO, G. M. (2025) Questionário de avaliação comportamental de motoristas. Disponível em: <https://forms.gle/hfvJLqJKG44H9wXX6>. Acessado em 22/02/2025.
- DE LUCA, C. J., DONALD GILMORE, L., KUZNETSOV, M., e ROY, S. H. (2010) Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8):1573–1579. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.01.027.
- DE SOUZA, J. G. P. (2023) *Desenvolvimento de sistema de direção para simulador de dinâmica veicular*. Desenvolvimento de sistema de direção para simulador de dinâmica veicular. graduação em engenharia automotiva, Faculdade UnB Gama - FGA, Universidade de Brasília, Brasília, DF.
- DIKER, A., COMERT, Z., e AVCI, E. (2017) Diagnostic model for identification of myocardial infarction from electrocardiography signals. *Journal of Science and Technology*, 7(2):132–139. DOI: <https://doi.org/10.17678/beuscitech.344953>.
- EPPINGA, R. N., HAGEMELIJER, Y., BURGESS, S., HINDS, D. A., STEFANSSON, K., GUDBJARTSSON, D. F., VAN VELDHUISEN, D. J., MUNROE, P. B., VERWEIJ, N., e VAN DER HARST, P. (2016) Identification of genomic loci associated with resting heart rate and shared genetic predictors with all-cause mortality. *Nature Genetics*, 48(12):1557–1563. DOI: 10.1038/ng.3708.

- FARINA, D. e NEGRO, F. (2012) Accessing the neural drive to muscle and translation to neurorehabilitation technologies. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 5:3–14. DOI: 10.1109/RBME.2012.2183586.
- FRADEN, J. (2016) *Handbook of Modern Sensor*. Springer Charm, 5^o edição. DOI: <https://doi.org/10.1007/978-3-319-19303-8>.
- GARROSA, M., OLMEDA, E., DEL TORO, S. F., e DÍAZ, V. (2021) Holistic vehicle instrumentation for assessing driver driving styles. *Sensors*, 21(4). DOI: 10.3390/s21041427.
- GOOGLE (2024) Rota UnB - Campus Gama até a plataforma superior da rodoviária do plano piloto. Disponível em: <https://maps.app.goo.gl/vsy6CD9ThUwtvHqk7>.
- GUÉHO, L., GRANIÉ, M.-A., e ABRIC, J.-C. (2014) French validation of a new version of the driver behavior questionnaire (DBQ) for drivers of all ages and level of experiences. *Accident Analysis & Prevention*, 63:41–48. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.aap.2013.10.024>.
- HAUER, E. (2020) Crash causation and prevention. *Accident Analysis and Prevention*, 143. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.aap.2020.105528>.
- HEALEY, J. e PICARD, R. (2005) Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, 6(2):156–166. DOI: 10.1109/TITS.2005.848368.
- HELANDER, M. (1978) Applicability of drivers' electrodermal response to the design of the traffic environment. *Journal of Applied Psychology*, 63(4):481–488.
- HELANDER, M. e HAGVALL, B. (1976) An instrumented vehicle for studies of driver behaviour. *Accident Analysis & Prevention*, 8(4):271–276. DOI: [https://doi.org/10.1016/0001-4575\(76\)90013-0](https://doi.org/10.1016/0001-4575(76)90013-0).
- HELMAN, S. e REED, N. (2015) Validation of the driver behaviour questionnaire using behavioural data from an instrumented vehicle and high-fidelity driving simulator. *Accident Analysis & Prevention*, 75:245–251. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.aap.2014.12.008>.
- HINKLE, D. E., WIERSMA, W., e JURIS, S. G. (2003) *Applied Statistics for the Behavioral Sciences*. Boston: Houghton Mifflin, 5^o edição.
- HOPKINS, D. e SCHWANEN, T. (2021) Talking about automated vehicles: What do levels of automation do? *Technology in Society*, 64:101488.

- HOYOS, C., LESTER, B. D., CRUMP, C., CADES, D. M., e YOUNG, D. (2018) Consumer perceptions, understanding, and expectations of Advanced Driver Assistance Systems (ADAS) and vehicle automation. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 62(1):1888–1892. DOI: 10.1177/1541931218621429.
- JARQUE-BOU, N. J., SANCHO-BRU, J. L., e VERGARA, M. (2021) A systematic review of EMG applications for the characterization of forearm and hand muscle activity during activities of daily living: Results, Challenges, and Open Issues. *Sensors*, 21(9). DOI: 10.3390/s21093035.
- JEEP (2023) Monte o seu renegade. Disponível em: <https://www.jeep.com.br/rene-gade/monte.html>. Acessado em 25/08/2024.
- JEEP (2024) *Jeep Renegade Manual do Proprietário*. Jeep.
- JEONG, C., LEE, Y., CHOI, S., JUNG, D., LEE, K. (2013) Comparison of driving characteristics between drivers in korea and in the united states of america based on driver-vehicle interaction field database. *International Journal of Automotive Technology*, 14(1):123–132. DOI: <https://doi.org/10.1007/s12239-013-0014-2>.
- JERMAKIAN, J. S. (2011) Crash avoidance potential of four passenger vehicle technologies. *Accident Analysis and Prevention*, 43(3):732–740. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.aap.2010.10.020>.
- JERMAKIAN, J. S., BAO, S., BUONAROSA, M. L., SAYER, J. R., e 3, C. M. F. (2017) Effects of an integrated collision warning system on teenage driver behavior. *Journal of Safety Research*, 61. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jsr.2017.02.013>.
- KAR, S., BHAGAT, M., e ROUTRAY, A. (2010) EEG signal analysis for the assessment and quantification of driver’s fatigue. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, 13(5):297–306. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.trf.2010.06.006>.
- KOZAK, K., POHL, J., BIRK, W., GREENBERG, J., ARTZ, B., BLOMMER, M., CATHEY, L., e CURRY, R. (2006) Evaluation of lane departure warning for drowsy drivers. In *50th Annual Meeting*.
- KRAMER, L., MENON, C., e ELGENDI, M. (2022) ECGAssess: A python-based toolbox to assess ECG lead signal quality. *Frontiers in Digital Health*, 4. DOI: <https://doi.org/10.3389/fdgth.2022.847555>.

- KUMAR, J. S. e BHUVANESWARI, P. (2012) Analysis of Electroencephalography (EEG) signals and its categorization - A study. *Procedia Engineering*, 38:2525–2536. DOI: 10.1016/j.proeng.2012.06.298.
- LYU, N., DENG, C., XIE, L., WU, C., e DUAN, Z. (2019) A field operational test in china: Exploring the effect of an advanced driver assistance system on driving performance and braking behavior. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, 65:730–747. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.trf.2018.01.003>.
- MARTINUSSEN, L. M., HAKAMIES-BLOMQVIST, L., MØLLER, M., ÖZKAN, T., e LAJUNEN, T. (2013) Age, gender, mileage and the DBQ: The validity of the Driver Behavior Questionnaire in different driver groups. *Accident Analysis & Prevention*, 52:228–236. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.aap.2012.12.036>.
- MERAT, N., JAMSON, A. H., LAI, F. C. H., e CARSTEN, O. (2012) Highly automated driving, secondary task performance, and driver state. *Human Factors and Ergonomics Society*, 54(5):762–771. DOI: 10.1177/0018720812442087.
- MEZA-GARCÍA, B. e RODRÍGUEZ-IBÁÑEZ, N. (2021) Driver’s emotions detection with automotive systems in Connected and Autonomous Vehicles (CAVs). In *International Conference on Computer-Human Interaction Research and Applications*.
- MIHURA, B. (2001) *LabVIEW for Data Acquisition*. Prentice Hall PTR.
- MOGK, J. P. e KEIR, P. J. (2003) Crosstalk in surface electromyography of the proximal forearm during gripping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1):63–71. DOI: [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00071-8](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00071-8).
- MONTELLA, A., PARIOTA, L., GALANTE, F., IMBRIANI, L. L., e MAURIELLO, F. (2014) Prediction of drivers’ speed behavior on rural motorways based on an instrumented vehicle study. *Transportation Research Record*, 2434(1):52–62. DOI: <https://doi.org/10.3141/2434-07>.
- MONTGOMERY, J., KUSANO, K. D., e GABLER, H. C. (2014) Age and gender differences in time to collision at braking from the 100-car naturalistic driving study. *Traffic Injury Prevention*, 15(sup1):s15–s20. DOI: 10.1080/15389588.2014.928703.
- MOORMAN, H. G., NILES, A., e CRUMP, C. (2017) Lane-keeping behavior and cognitive load with use of lane departure warning. *SAE Technical Paper*, páginas 2017–01–1407. DOI: <https://doi.org/10.4271/2017-01-1407>.
- MUHRER, E., REINPRECHT, K., e VOLLRATH, M. (2012) Driving with a partially autonomous forward collision warning system: How do drivers react? *Human*

- Factors and Ergonomics Society*, 54(5):698–708. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.techsoc.2020.101488>.
- NANCHEN, D. (2018) Resting heart rate: what is normal? *Heart*, 104(13):1048–1049. DOI: [10.1136/heartjnl-2017-312731](https://doi.org/10.1136/heartjnl-2017-312731).
- NAVARRO, J., DENIEL, J., YOUSFI, E., BUENO, M., e FORT, A. (2017) Influence of lane departure warnings onset and reliability on car drivers’ behaviors. *Applied Ergonomics*, 59:123–131. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.08.010>.
- NAVARRO, J., REYNAUD, E., OUMET, M. C., e SCHNEBELEN, D. (2023) Comparison of experienced and novice drivers’ visual and driving behaviors during warned or unwarned near-forward collisions. *Sensors*, 23(19). DOI: <https://doi.org/10.3390/s23198150>.
- NCAP (2025) Latin ncap - about us. Disponível em: <https://www.latinn-cap.com/en/about-us>. Acessado em 22/02/2025.
- NCBI (2023) In brief: What is an electrocardiogram (ECG)? Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK536878>. Acessado em 08/09/2024.
- NEUROSKY (2015) Mindwave mobile 2: Brainwave sensing headset. Disponível em: <https://store.neurosky.com/pages/mindwave>. Acessado em 24/09/2024.
- NISSAN (2024) Intelligent Forward Collision Warning System. Disponível em: <https://www.nissan-global.com/EN/INNOVATION/TECHNOLOGY/ARCHIVE/PREDICTIVE/>. Acessado em 04/09/2024.
- OPPENHEIM, A. V. e SCHAFER, R. W. (2009) *Discrete-time signal processing*. Pearson, 3^o edição.
- PAWAR, T., CHAUDHURI, S., e DUTTAGUPTA, S. P. (2007) Body movement activity recognition for ambulatory cardiac monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(5):874–882. DOI: [10.1109/TBME.2006.889186](https://doi.org/10.1109/TBME.2006.889186).
- PERRIER, M. J. R., LOUW, T. L., e CARSTEN, O. (2021) User-centred design evaluation of symbols for adaptive cruise control (ACC) and lane-keeping assistance (LKA). *Cogn Tech Work*, 23:685–703. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10111-021-00673-0>.
- PRIBAN, I. P. (1963) An analysis of some short-term patterns of breathing in man at rest. *The Journal of Physiology*, 166(3):425–434. DOI: [10.1113/jphysiol.1963.sp007114](https://doi.org/10.1113/jphysiol.1963.sp007114).

- REAGAN, I. J., CICCHINO, J. B., KERFOOT, L. B., e WEAST, R. A. (2018) Crash avoidance and driver assistance technologies – Are they used? *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, 52:176–190. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.trf.2017.11.015>.
- REASON, J., MANSTEAD, A., STRADLING, S., BAXTER, J., e CAMPBELL, K. (1990) Errors and violations on the roads: a real distinction? *Ergonomics*, 33(10-11):1315–1332. DOI: <https://doi.org/10.1080/00140139008925335>.
- REAZ, M., HUSSAIN, M., e MOHD-YASIN, F. (2006) EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*, 8(1):11–35. DOI: 10.1251/bpo124.
- RIZZON, B. e CORRÊA, F. (2021) Por que sinistros de trânsito não são acidentes - e como podem ser evitados? Disponível em: <https://www.wribrasil.org.br/noticias/por-que-sinistros-de-transito-nao-sao-acidentes-e-como-podem-ser-evitados>. Acessado em 11/12/2023.
- SAE J3016 (2021) *Taxonomy and Definitions for Terms Related to Driving Automation Systems for On-Road Motor Vehicles*. SAE International.
- SANEI, S. e CHAMBERS, J. A. (2007) *EEG signal processing*. John Wiley & Sons Ltd. DOI: 10.1002/9780470511923.
- SEAMAN, S., GERSHON, P., ANGELL, L., MEHLER, B., e REIMER, B. (2022) Evaluating the associations between forward collision warning severity and driving context. *Safety*, 8(1). DOI: <https://doi.org/10.3390/safety8010005>.
- SEED STUDIO (2024) Grove - GSR sensor. Disponível em: https://wiki.seeedstudio.com/Grove-GSR_Sensor/. Acessado em 24/09/2024.
- Solaz, J., Laparra-Hernández, J., Bande, D., Rodríguez, N., Veleff, S., GERPE, J., e MEDINA, E. (2016) Drowsiness detection based on the analysis of breathing rate obtained from real-time image recognition. *Transportation Research Procedia*, 14:3867–3876. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.trpro.2016.05.472>.
- SOUFINEYESTANI, M., DOWLING, D., e KHAN, A. (2020) Electroencephalography (EEG) technology applications and available devices. *Applied Sciences*, 10(21). DOI: 10.3390/app10217453.
- STANTON, N. A. e YOUNG, M. S. (2005) Driver behaviour with adaptive cruise control. *Ergonomics*, 48(10). DOI: 10.1080/00140130500252990.

- SUBASI, A., YILMAZ, M., e OZCALIK, H. R. (2006) Classification of EMG signals using wavelet neural network. *Journal of Neuroscience Methods*, 156(1):360–367. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2006.03.004>.
- TAKALOKASTARI, T., ALASAARELA, E., KINNUNEN, M., e JÄMSÄ, T. (2014) Using synchrosqueezing transform to discover breathing dynamics from ECG signals. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 18(3):1058–1064. DOI: 10.1109/JBHI.2013.2282934.
- TAN, H., ZHAO, F., HAO, H., LIU, Z., AMER, A. A., e BABIKER, H. (2020) Automatic Emergency Braking (AEB) system impact on fatality and injury reduction in China. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(3):176–190. DOI: 10.3390/ijerph17030917.
- TERESHCHENKO, L. G. e JOSEPHSON, M. E. (2015) Frequency content and characteristics of ventricular conduction. *Journal of Electrocardiology*, 48(6):933–937. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2015.08.034.
- TULLIS, T. e ALBERT, B. (2008) Chapter 7 - behavioral and physiological metrics. In *Measuring the User Experience*, páginas 167–189. Morgan Kaufmann, San Francisco. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-373558-4.00007-8>.
- UTRIAINEN, R., POLLANEN, M., e LIIMATAINEN, H. (2020) The safety potential of lane keeping assistance and possible actions to improve the potential. *IEEE Transactions on Intelligent Vehicles*, 5(4):556–564. DOI: 10.1109/TIV.2020.2991962.
- VELLOSO, M. S. (2014) *Estudo dos fatores intrínsecos e ambientais que afetam o comportamento do condutor em relação ao respeito à velocidade limite em vias urbanas*. Tese de doutorado, Departamento de Engenharia Civil e Ambiental, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF.
- WANG, J., LI, K., e LU, X.-Y. (2014) Chapter 5 - effect of human factors on driver behavior. In *Advances in Intelligent Vehicles*. Academic Press. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-397199-9.00005-7>.
- WANG, J., PERVEZ, A., WANG, Z., HAN, C., HU, L., e HUANG, H. (2018) Crash analysis of chinese freeway tunnel groups using a five-zone analytic approach. *Tunnelling and Underground Space Technology*, 82:358–365. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.tust.2018.08.037>.
- WANG, J., WARNECKE, J. M., e DESERNO, T. M. (2019) The vehicle as a diagnostic space: Efficient placement of accelerometers for respiration monitoring during driving. *Studies in Health Technology and Informatics*, 258:206–210.

- WANG, J., XIONG, C., LU, M., e LI, K. (2015) Longitudinal driving behaviour on different roadway categories: an instrumented-vehicle experiment, data collection and case study in China. *IET Intelligent Transport Systems*, 9(5):555–563. DOI: 10.1049/iet-its.2014.0157.
- WARD, R. e MARSDEN, P. (2003) Physiological responses to different web page designs. *International Journal of Human-Computer Studies*, 59(1):199–212. DOI: [https://doi.org/10.1016/S1071-5819\(03\)00019-3](https://doi.org/10.1016/S1071-5819(03)00019-3).
- WILLIAMSON, A. (2021) Why do we make safe behaviour so hard for drivers? *Journal of Road Safety*, 32(1). DOI: <https://doi.org/10.33492/JRS-D-20-00255>.
- WU, H.-T., CHAN, Y.-H., LIN, Y.-T., e YEH, Y.-H. (2014) Using synchrosqueezing transform to discover breathing dynamics from ECG signals. *Applied and Computational Harmonic Analysis*, 36(2):354–359. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.acha.2013.07.003>.
- WU, Y. e BOYLE, L. N. (2015) Drivers’ engagement level in adaptive cruise control while distracted or impaired. *Transportation Research Part F*, página <https://doi.org/10.1016/j.trf.2015.05.005>. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.trf.2015.05.005>.
- XIONG, P., WANG, H., LIU, M., ZHOU, S., HOU, Z., e LIU, X. (2016) ECG signal enhancement based on improved denoising auto-encoder. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 52:194–202. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.engappai.2016.02.015>.
- XU, Y., YE, Z., e WANG, C. (2021) Modeling commercial vehicle drivers’ acceptance of advanced driving assistance system (ADAS). *Journal of Intelligent and Connected Vehicles*, 4(3):125–135. DOI: 10.1108/JICV-07-2021-0011.
- YANG, C., WANG, X., e MAO, S. (2021a) Respiration monitoring with RFID in driving environments. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, 39(2):500–512. DOI: 10.1109/JSAC.2020.3020606.
- YANG, L., MA, R., ZHANG, H. M., GUAN, W., e JIANG, S. (2018) Driving behavior recognition using EEG data from a simulated car-following experiment. *Accident Analysis & Prevention*, 116:30–40. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.aap.2017.11.010>.
- YANG, Y., DU, Z., JIAO, F., e PAN, F. (2021b) Analysis of eeg characteristics of drivers and driving safety in undersea tunnel. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(18). DOI: <https://doi.org/10.3390/ijerph18189810>.

ZHANG, Q., CHEN, X., ZHAN, Q., YANG, T., e XIA, S. (2017) Respiration-based emotion recognition with deep learning. *Computers in Industry*, 92-93:84–90. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.compind.2017.04.005>.

APÊNDICE A - PROCEDIMENTO DE TESTE DA CONDUÇÃO DO VEÍCULO EM SITUAÇÃO DE TRÁFEGO REAL

Passo 1: Realizar a instrumentação do participante com ele devidamente posicionado no assento do motorista.

Passo 2: Dar a partida no veículo.

Passo 3: Configurar os sistemas ADAS sob estudo com o padrão desejado.

Passo 4: Posicionar a alavanca do câmbio na posição “Neutro”.

Passo 5: Iniciar a leitura de dados do veículo, através da porta OBD, utilizando o aplicativo móvel.

Passo 6: Iniciar o programa de aquisição de dados e solicitar que o participante pise suavemente no pedal do acelerador, de modo a identificar o aumento da rotação do motor e confirmar que a aquisição está ocorrendo apropriadamente.

Passo 7: Pressionar o botão para identificar o início do teste nos dados coletados.

Passo 8: Realizar o trajeto que se iniciava na FCTE e finalizava na plataforma superior da rodoviária do Plano Piloto.

Passo 9: Ao chegar no destino final, estacionar o veículo em local seguro.

Passo 10: Parar a aquisição de dados do veículo e do participante.

Passo 11: Salvar os arquivos coletados.

Passo 12: Verificar se a instrumentação do condutor necessita de ajustes.

Passo 13: Realizar os passos de 3 a 7.

Passo 14: Realizar o trajeto de volta para a FCTE.

Passo 15: Realizar os passos de 9 a 11.

Passo 16: Desligar o veículo.

Passo 17: Retirar a instrumentação do participante.

Passo 18: Encerrar o ensaio.