

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

PAULO SÉRGIO SCHNEIDER

**SISTEMA DE AVALIAÇÃO DE CAPACIDADE DINÂMICA DO
MEMBRO INFERIOR**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CURITIBA

2020

PAULO SÉRGIO SCHNEIDER

**SISTEMA DE AVALIAÇÃO DE CAPACIDADE DINÂMICA DO
MEMBRO INFERIOR**

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

Orientador: Prof. Dr. Fábio Kurt Schneider
Coorientador: Prof. Dr. Marcos Santos Hara

CURITIBA

2020

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

Schneider, Paulo Sérgio

Sistema de avaliação de capacidade dinâmica do membro inferior [recurso eletrônico] / Paulo Sérgio Schneider.-- 2020.

1 arquivo texto (82 f.): PDF; 4,74 MB.

Modo de acesso: World Wide Web

Título extraído da tela de título (visualizado em 15 jun. 2020)

Texto em português com resumo em inglês

Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná.
Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, Curitiba, 2020

Bibliografia: f. 79-81.

1. Engenharia biomédica - Dissertações. 2. Joelhos - Recuperação. 3. Pernas - Movimentos. 4. Ligamento cruzado anterior. 5. Dispositivos de treinamento simulado. 6. Joelhos - Simulação por computador. I. Schneider, Fábio Kurt. II. Hara, Marcos Santos. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica. IV. Título.

CDD: Ed. 23 – 610.28

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba

Bibliotecário: Adriano Lopes CRB-9/1429



Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Diretoria de Pesquisa e Pós-Graduação

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO N°142

A Dissertação de Mestrado intitulada “SISTEMA DE AVALIAÇÃO DE CAPACIDADE DINÂMICA DO MEMBRO INFERIOR”, defendida em sessão pública pelo candidato Paulo Sérgio Schneider, no dia 28 de fevereiro de 2020, foi julgada para a obtenção do título de Mestre em Ciências, área de concentração engenharia biomédica, linha de pesquisa: Engenharia Biomédica e Instrumentação e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Marcos Santos Hara – IFPR

Prof. Dr. Carlos Tashiyuki Matsumi – IFSC

Prof. Dr. Elton Dias Junior - IFPR

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 28 de fevereiro de 2020.

Carimbo e Assinatura do(a) Coordenador(a) do Programa

DEDICATÓRIA

Dedico à toda minha família
e aos que possuem
anelos de superação.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente agradeço a Deus por ter me oportunizado esta experiência de aprendizagem e ajudado a transpor limites que pareciam uma impossibilidade, pela idade, pela saúde física e mental e logística geográfica.

Aos professores, orientador, coorientador, colegas de trabalho, colegas de curso, familiares, que tornaram mais ameno o desenvolvimento deste trabalho e me incentivaram a seguir a diante.

Às Instituições UTFPR e IFPR que permitiram a utilização de seus laboratórios para realizações de experimentos que levaram ao caminho de realização deste trabalho final.

À instituição IFSC que me possibilitou ficar mais perto de meu lar trabalhando e concluindo esta dissertação com menos deslocamento geográfico.

Aos vários estudantes e professores que participaram e somaram ao projeto desde o seu início. Ao médico André Almeida da Silva por arcar com a construção do cockpit e incentivar a pesquisa, e por ter a intencionalidade de aplicar em seus diagnósticos ortopédicos.

**“Educação é aquilo que fica
depois que você esquece
o que a escola ensinou.”**

Albert Einstein.

**“Nosso medo mais profundo não é o de sermos inadequados. Nosso medo
mais profundo é que somos poderosos além da medida. Nós nos perguntamos: Quem
sou eu para ser brilhante, maravilhoso, talentoso e fabuloso? Na verdade, quem é você
para não ser? Nascemos para manifestar a glória de Deus que está dentro de nós. E
conforme deixamos nossa própria luz brilhar, inconscientemente damos às outras
pessoas permissão para fazer o mesmo.”**

Marianne Williamson

RESUMO

SCHNEIDER, Paulo Sérgio. **Sistema de avaliação de capacidade dinâmica do membro inferior**. 2020. 28 fev. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2020.

O presente trabalho apresenta uma proposta de equipamento biomédico capaz de submeter sujeitos a movimentos similares aos de frenagem de automóveis e adquirir informações como o tempo de resposta e o esforço realizado por membros inferiores de pacientes. Especialmente após reabilitação de lesão do joelho, a avaliação destes parâmetros pode ser utilizada para o acompanhamento de sua recuperação. Este projeto de pesquisa procura colaborar com a formação de um protocolo que identifique se o paciente está apto a dirigir e realizar frenagens com segurança ou até ser liberado para práticas esportivas após tratamento de lesões no joelho direito. A escolha de frenagem se dá porque é uma atividade que pode evitar acidentes onde, além de novas lesões ao condutor, outras pessoas poderiam ser vitimadas. Desenvolveu-se um equipamento semelhante a um *cockpit* de um automóvel, dotado de sensores para detectar algumas características do movimento e de indicadores visuais, utilizados para estimular o usuário a realizar a frenagem de emergência simulada. O esforço mecânico realizado pelo usuário é aplicado ao pedal, acoplado a um sistema mecânico e conectado a uma célula de carga. O sinal elétrico é então amplificado e adquirido por um sistema microcontrolado. A partir dos dados adquiridos, diagramas de força pelo tempo podem ser apresentados. Chegou-se a resultados satisfatórios e compatíveis com os gerados em frenagens reais, indicando a possibilidade da utilização do sistema proposto para a verificação de esforço de frenagem.

Palavras-chave: ligamento cruzado anterior do joelho, tratamento pós-operatório.

ABSTRACT

SCHNEIDER, Paulo Sérgio. **Evaluation system of dynamic capacity of the lower limb.** 2020. Feb 28. Dissertation – Graduate School on Biomedical Engineering. Federal University of Technology – Paraná. Curitiba, 2020.

The present work presents a proposal of a biomedical equipment capable of expose subjects to movements similar to car braking and acquiring information such as the response time and the effort made by lower limbs of patients. Especially after rehabilitation of knee injuries, the evaluation of these parameters can be used to monitor their recovery. This research project aims to collaborate with the formation of a protocol that identifies whether the patient is able to safely drive and brake or even be released for sport activities after treatment of injuries to the right knee. The choice of braking movement is given because it is an activity that can prevent accidents where, in addition to new injuries to the driver, other people could be victimized. An equipment similar to a car cockpit has been developed. It has been equipped with sensors to detect some movement characteristics and visual indicators, used to stimulate the user to perform a simulated emergency braking. The mechanical effort made by the user is applied to a pedal, coupled to a mechanical system and connected to a load cell. The electrical signal is then amplified and acquired by a microcontrolled system. From the acquired data, time force diagrams can be presented. Satisfactory results compatible with those generated in real braking have been obtained, indicating the possibility of using the proposed system to check the braking effort.

Keywords: anterior cruciate ligament of the knee, postoperative treatment.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Articulações do Joelho Direito: a) vista Anterior e b) vista posterior.	22
Figura 2 - Movimentos da articulação do Joelho.	22
Figura 3 – Articulação do joelho com destaque aos ligamentos cruzados anterior e posterior.	24
Figura 4 - Articulação do joelho direito em posição de flexão de 90°.	25
Figura 5 - Exame do ligamento cruzado anterior (teste da gaveta).	26
Figura 6 – Modelo de Kölner para tempos de reação típicos.	28
Figura 7 - Captura típica de esforço aplicado em pedal por mulheres em conformidade com a NBS 557 de 1970.	29
Figura 8 – Dimensões para o veículo A e posições assento-pedal para NBS 557.	30
Figura 9 – Dimensões para o veículo B e posições assento-pedal para NBS 557.	31
Figura 10 – Estação de medições de tempo de reação. (a) estação , (b) monitor, (c) Monitor comercial da Vericom (atual).	33
Figura 11 – Simulador de automóvel para monitoração de tempo de reação para frenagem desenvolvido na Universidade Monash (Nguyen, Hau e Bartlett 2000).	34
Figura 12 – Exemplo de Ponte de Wheatstone com um elemento <i>strain gage</i>	37
Figura 13 - Exemplo de aplicação de amplificadores de instrumentação com pontes com sensor.	38
Figura 14 - Amplificador de instrumentação com três amplificadores operacionais.	39
Figura 15 - Amplificador de instrumentação INA126p da <i>Texas Instruments</i> e suas conexões típicas.	39
Figura 16 – Diagrama em blocos do sistema de avaliação do membro inferior.	41
Figura 17 – Apresentação do sistema para avaliação de força do membro inferior.	42
Figura 18 - Cockpit apresentando o conjunto banco, direção e pedais.	43
Figura 19 – Dimensões aproximadas em milímetros da alavanca interfixa do pedal de freio.	44
Figura 20 – Foto do sistema para adequação de forças entre a força exercida no pedal e a força aplicada à célula de carga. (a) conj. sem alavanca atenuante, (b) conj. com alavanca atenuante, (c) molas do conjunto, (d) conjunto mostrando forças atuantes no sistema e seus pontos de aplicações.	46
Figura 21 – posicionamento das partes do sistema de esforço e transdução.	48
Figura 22 – Suporte do pedal que segura as anilhas (halteres) e molas do sistema. (a) Suporte para pesos no pedal, (b) suporte com peso, (c) molas do sistema.	48

Figura 23 – (a) Desenho da célula de carga CG50 com dimensões em mm, (b) Especificações e sentido de Esforço, (c) Foto da célula de carga.	50
Figura 24 – Esquema de conexão elétrica para teste Força x Tensão Elétrica da célula de carga.....	51
Figura 25 – Foto das conexão elétrica para teste Força x Tensão Elétrica da célula de carga. a)Teste de Amplificador, b) Teste de Conjunto	52
Figura 26 – dispositivo suporte da célula de carga e pesos. (a) Dispositivo suporte de pesos da C.C., (b) Pesos do durômetro, bipartido e base roscada com haste, c) Pesos do durômetro, usinados e de halteres.....	56
Figura 27 – Equipamentos utilizados para verificar Linearidade da Célula de carga. (a) Início da colocação dos pesos ao suporte da C.C. (b) todos Pesos colocado.	57
Figura 28 – Circuito montado para a conformação do sinal	58
Figura 29 – Circuito esquemático simplificado do INA128.....	58
Figura 30 – Circuito amplificador para ajuste de tensão para zero em função de distorção da saída do sensor e ou do amplificador de instrumentação.	60
Figura 31 – Circuito para o ajuste da faixa de tensão adequada para a posterior digitalização do sinal.....	60
Figura 32 – Plataforma microcontrolada para prototipagem Arduino Uno – Rev. 3.....	61
Figura 33 – Microcontrolador ATmega328P utilizado com as conexões para canais de conversão analógico-digital (i.e., AD0 a AD5 – pinos 0 a 5 do port C).	61
Figura 34 – Gráfico de Tensão de saída em mV para forças aplicadas ao sistema através da inserção de pesos.	63
Figura 35 – Tensão de saída da célula de carga em mV para forças aplicadas ao sistema através da inserção de pesos.	64
Figura 36 – Resposta da célula de carga a pesos aplicados no pedal.	65
Figura 37 – Saída do amplificado em função de pesos aplicados ao pedal.....	66
Figura 38 – Média de 200 leituras do conversor A/D em função de pesos aplicados ao pedal.	68
Figura 39 – Proposta de linearização da resposta do conversor A/D.	68
Figura 40 – Curva de calibração entre a força aplicada e a leitura do conversor A/D.	70
Figura 41 – Perfil de frenagem do indivíduo A com pé inicialmente sobre o pedal do acelerador.....	71
Figura 42 – Perfil de frenagem do indivíduo B com pé inicialmente sobre o pedal do acelerador.....	72

Figura 43 – Perfil de frenagem do indivíduo C com pé inicialmente sobre o pedal do acelerador.....72

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Nomes dos movimentos, o grau de flexão, os músculos envolvidos no movimento e os fatores limitantes ou controladores do movimento em joelhos.....	23
Tabela 2 - Resultados de estudos sobre tempo de reação de frenagem.....	28
Tabela 3 - Força média sustentada do pedal por 5 segundos para os percentis selecionados. ...	32
Tabela 4 - Valores de amplificação para o amplificador de instrumentação INA126 em função do valor do resistor externo adicionado ao circuito.....	40
Tabela 5 - Parâmetros da Células de Carga GL50.....	49
Tabela 6 - Dimensões da Células de Carga GL50 com rosca M8x1,25 e torque 4 kgm.....	49
Tabela 7 - Código de cores e funções das conexões da célula de carga.....	51
Tabela 8 - Valores de massas utilizados como elementos de inserção de peso no sistema para avaliação da célula de carga.	53
Tabela 9 - Valores de massas utilizados como elementos de inserção de força conhecida aplicada no pedal.	54
Tabela 10 - Valores de amplificação para o amplificador de instrumentação INA128 em função do valor do resistor externo adicionado ao circuito.....	59
Tabela 11 - Valores de tensão de saída em mV na célula de carga, com valor de offset de saída no valor de 253,81 mV, em função das forças aplicadas conforme o experimento da célula de carga acoplada ao pedal.....	65
Tabela 12 - Valores de tensão na saída do amplificador em mV para pesos entre 0 e 533 N.	67
Tabela 13 - Valores da média de 200 leituras do ADC para pesos entre 0 e 54,55 kgf.....	69
Tabela 14 - Descrição das abreviaturas utilizadas nos gráficos de testes preliminares.....	71

LISTA DE SIGLAS

ADC	<i>Analog-to-Digital Converters</i>
AFE	<i>Analog Front-End</i>
FPGA	<i>Field Programmable Gated Array</i>
LCA	<i>Ligamento Cruzado Anterior</i>
KSSTA	<i>Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc</i>
CC	<i>Célula de Carga</i>
ATJ	<i>Artroplastia Total do Joelho</i>
AEBS	<i>Sistema Avançado de Freio de Emergência</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

ms	milisegundos
mV	milivolt
V	Volt
R^2	Coefficiente de Determinação
P	Peso
N	newton = kg.m/s ²
SI	Sistema Internacional (métrico)

SUMÁRIO

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO N°142.....	3
1 INTRODUÇÃO.....	17
1.1 OBJETIVOS	20
1.1.1 Objetivo Geral	20
1.1.2 Objetivos Específicos	20
1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO	20
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	21
2.1 MEMBRO INFERIOR	21
2.1.1 Articulação do Joelho	21
2.1.2 Estabilidade da Articulação do Joelho	23
2.1.3 Ligamentos Cruzados	24
2.2 LESÕES E TRATAMENTOS TÍPICOS DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR	26
2.3 FAIXAS TÍPICAS DE ESFORÇOS DO MEMBRO INFERIOR E TEMPO DE RESPOSTA PARA ACIONAMENTO DO PEDAL	27
2.4 SISTEMAS E TÉCNICAS DISPONÍVEIS PARA MEDIÇÃO DE TEMPO DE REAÇÃO E ESFORÇO NO PEDAL DO MEMBRO INFERIOR.....	32
2.5 MEDIÇÃO DE FORÇA	35
2.5.1 Transdução Força - Resistência.....	36
2.5.2 Conformação de Sinais Elétricos.....	37
2.5.2.1 Amplificador de instrumentação.....	37
3 MATERIAIS E MÉTODOS	41
3.1 SISTEMA MECÂNICO PARA AVALIAÇÃO DE FORÇA DO MEMBRO INFERIOR.....	41
3.1.1 Cockpit	42
3.1.2 Mola e Sistema de Adequação de Força.....	43
3.2 TRANSDUTOR FORÇA – TENSÃO ELÉTRICA	48
3.2.1 Célula de Carga – gl50	49
3.2.2 Conexão Elétrica e Instrumentação Para Levantamento da Curva de Resposta do Transdutor.....	51
3.2.3 Massas Referenciais Para Testes de Forças.....	52
3.2.3.1 Caracterização da Célula de Carga	52

3.2.3.2	Caracterização do Conjunto Mecânico, Amplificador e Microcontrolador.....	54
3.2.4	Curva de Resposta de Peso versus Tensão Elétrica.....	54
3.3	SISTEMA ELETRÔNICO PARA MONITORAMENTO DE FORÇA DO MEMBRO INFERIOR	57
3.3.1	Sistema de Conformação de Sinal.....	57
3.3.2	Sistema Microcontrolado.....	60
3.3.3	Programa para Aquisição de Sinais.....	62
4	RESULTADOS	63
4.1	CARACTERIZAÇÃO DA CÉLULA DE CARGA	63
4.2	CARACTERIZAÇÃO DA CÉLULA DE CARGA ACOPLADA AO PEDAL.....	64
4.3	AVALIAÇÃO DO CIRCUITO DE CONFORMAÇÃO DE SINAL E DO CONVERSOR ANALÓGICO DIGITAL	66
4.4	CURVA DE CALIBRAÇÃO FORÇA X LEITURA ADC	69
4.5	TESTES PRELIMINARES DE ACIONAMENTO DE FREIO	70
5	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	73
5.1	DISCUSSÃO	73
5.1.1	Caracterização da Célula de Carga.....	73
5.1.2	Caracterização da Célula de Carga Acoplada ao Pedal.....	74
5.1.3	Avaliação do Circuito de Conformação de Sinal e do Conversor Analógico Digital.....	74
5.2	CONCLUSÃO	76
5.3	TRABALHOS FUTUROS	76
	REFERÊNCIAS	78

1 INTRODUÇÃO

Atualmente a cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) é um dos procedimentos médico-cirúrgicos mais realizados dentro da ortopedia. Estimativas americanas apontam para 80.000 lesões por ano deste ligamento do joelho, sendo que a maioria das lesões ocorrem em pacientes numa faixa etária produtiva da vida, entre 15 e 45 anos, que realizam esporte em nível recreativo (Shimokochi & Shultz, 2008; Sonnery & Chambat, 2006). Já segundo Stijak et al. (2014) o LCA é o ligamento do joelho mais frequentemente lesionado, representando 50% de todas as lesões no joelho. Como a lesão do LCA está quase sempre associada a atividade física, a incidência desse tipo de lesão é a mais alta entre a população de atletas.

O LCA é responsável pelo bloqueio da movimentação anterior da tíbia em relação ao fêmur e também é de grande importância na estabilidade rotacional do joelho, sendo que o trauma mais comum que ocasiona a lesão do LCA é o trauma de torção do joelho, geralmente quando o pé fica fixo no chão e o joelho faz um movimento rotacional (OrtoPro, 2019).

Cerca de 50.000 cirurgias para reconstrução do LCA são realizadas ao ano nos Estados Unidos gerando um impacto econômico e na saúde pública e privada expresso nos gastos financeiros com reabilitação inicial e complicações deste procedimento (Insall & Scott, 2006)

O ligamento cruzado anterior apresenta características básicas anatômicas conhecidas que determinam sua função no joelho, são elas: origem (no fêmur- parede lateral do intercôndilo femoral lateral), inserção (na tíbia- porção anterior do platô tibial a frente e lateral a espinha tibial) e duplo feixe ligamentar (dupla banda-Antero-medial e póstero-lateral). Sua biomecânica o qualifica como um restritor primário do deslocamento anterior da tíbia (entre 30-90 graus), um restritor secundário no controle da rotação tibial interna e angulações em varo e valgo (Garofalo et al., 2006; Marecek et al., 2013).

A evolução da cirurgia do joelho tem apresentado inovações em materiais de implante ortopédico, técnicas cirúrgicas e abordagens terapêuticas/funcionais dos pacientes operados desta morbidade, mas os protocolos atuais não determinam de maneira segura um momento ideal para a liberação do paciente para que possa, por exemplo, dirigir um veículo automotivo e, se necessário, realizar movimentos específicos como o de frenagem. Algumas condutas iniciais determinadas pelo cirurgião são vinculadas ao tempo pós-operatório, como o

do enxerto ligamentar (GOTLIN et al., 2000; HAU, CSONGWAY E BARTLETT, 2000), técnica cirúrgica relacionada a este trabalho.

A autorização para que o paciente dirija pode levar o médico a correr riscos de implicações legais e aumento da morbidade do paciente. Um dos objetivos do trabalho é auxiliar o clínico na tomada de decisão sobre autorizar o paciente a voltar a dirigir após tratamento cirúrgico de reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho sendo o trabalho orientado ao membro direito, uma vez esta ação é usada com frequência como critério de desmame do paciente do processo de recuperação pós-cirúrgica. Atualmente, não existem diretrizes estabelecidas para auxiliar cirurgiões ortopédicos na determinação quando um paciente pode controlar com segurança um veículo a motor depois de passar por artroscopia do joelho direito (ARGINTAR et al., 2013)

Estimulados por um grupo de ortopedistas que precisavam de uma solução para este problema, chegou-se à conclusão de que um dispositivo que simulasse um carro poderia ser usado para medir os tempos de reflexo e reação do paciente e sua força, relacionados mais tarde com outras informações fisiológicas médicas.

O enfoque deste trabalho é a criação do protótipo de um equipamento que possui uma pedaleira de carro que inclui o pedal de acionamento do freio permitindo ao paciente simular uma situação real de um automóvel em situação de reação e frenagem. Acoplado ao pedal, um sistema eletromecânico precisa realizar a leitura de dois parâmetros essenciais. O primeiro parâmetro é o tempo de resposta do paciente em pisar no pedal após um sinal sonoro ou visual e o segundo é a força com a qual pressionou o pedal. Idealmente estes dados devem ser apresentados em um gráfico de força versus tempo e disponibilizados ao médico, que poderá fazer a análise de todos os parâmetros necessários para a liberação ou não do paciente para dirigir automóveis.

Ao avaliar a capacidade dos pacientes de retomar a direção "segura", estamos avaliando sua capacidade de frear em caso de emergência ou o tempo de reação ao dirigir após a cirurgia. Esse tempo de reação consiste em dois componentes: tempo de reação neurológica e tempo de transferência do pé. Como Spalding et al. (1994) apontaram em seu estudo sobre o tempo de reação do motorista após a substituição total do joelho, a mudança no tempo de reação do motorista após a cirurgia é devido à alteração no tempo de transferência do pé, enquanto o tempo de reação neurológica permanece inalterado. No entanto, seu estudo não mediu o tempo de reação neurológica separadamente do tempo de transferência do pé.

O tempo médio de reação pré-operatória no grupo LCA direito (738 ms) não diferiu significativamente daquele no grupo LCA esquerdo ou nos controles. Esse tempo de reação pré-operatório também foi comparável ao relatado em outros estudos, incluindo os de Hau, Csongway e Bartlett (2000) (736 ms), Spalding et al. (1994) em pacientes submetidos à substituição total do joelho (710 ms) e Macdonald e Owen (1988) em pacientes submetidos à substituição total do quadril (704 ms). Esses números estão bem dentro do intervalo de tempo de reação (300-1200 ms, mediana 660 ms) dos motoristas normais, conforme relatado em um estudo de emergência na estrada realizado por Johansson e Rumar (1971). Esses achados demonstram que um joelho direito instável não afeta o tempo de transferência do pé na frenagem de emergência. Os tempos de reação dos pacientes submetidos à reconstrução do LCA do joelho direito foram superiores a duas vezes o nível pré-operatório 2 semanas após a operação. Isso se traduz em um aumento de 21,3 m na distância de parada na velocidade de 100 km / h e 12,9 m na velocidade de 60 km / h. No entanto, o tempo médio de reação melhora e é comparável ao dos controles 6 semanas após a operação. Este nível (733 ms) está dentro da faixa tempos de reação sugeridos como “seguros” por várias autoridades e estudos realizados em todo o mundo. O Departamento de Transportes da Grã-Bretanha assume um tempo de reação de 700 ms ao calcular a distância de rejeição segura em seu Código de Rodovia. Da mesma forma, o Royal Automobile Club de Victoria, Austrália, usa 750 ms ao calcular as distâncias de parada em várias velocidades na frenagem de emergência. Por outro lado, a Comissão Alemã de Tempos de Reação recomendou que os motoristas reagissem em 1500 ms (NGUYEN, HAU e BARTLETT, 2000).

1.1 OBJETIVOS

A seguir são apresentados os objetivos propostos para o presente trabalho.

1.1.1 Objetivo Geral

Desenvolver dispositivo de análise e avaliação de parâmetros que indicam capacidade dinâmica de movimentação do joelho e força do membro inferior orientado ao auxílio às decisões médicas quanto à liberação de pacientes para retorno às atividades físicas e à prática de condução automotiva.

1.1.2 Objetivos Específicos

- 1) Desenvolver um sistema mecânico capaz de emular situação de condução automotiva apropriado para adquirir informações de parâmetros que indicam capacidade dinâmica de movimentação do joelho e força do membro inferior direito;
- 2) Desenvolver um sistema eletrônico microcontrolado capaz de adquirir sinais referentes aos parâmetros que indicam capacidade dinâmica de movimentação do joelho e força do membro inferior humano;
- 3) Realizar experimentos que permitam a calibração do sistema no que se refere aos parâmetros de interesse clínico;
- 4) Realizar experimentos para avaliar a aplicabilidade do sistema desenvolvido para testes com seres humanos.

1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO

No capítulo 2, faz-se uma revisão da literatura no qual são apresentados os principais conceitos sobre o joelho, ligamento cruzado, parâmetros a serem monitorados assim como fundamentos de transdutores, outros estudos executados sobre o tema. O capítulo 3 descreve em detalhes os materiais e métodos para o desenvolvimento do sistema aqui proposto. No capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos para caracterização do sistema e testes. O capítulo 5 apresenta as discussões e conclusões do trabalho.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo serão descritos alguns conceitos básicos para o desenvolvimento deste trabalho. Esses conceitos são de fundamental importância para uma melhor compreensão do princípio de funcionamento e das características do sistema desenvolvido. Procuramos transformar todos os valores utilizados nas pesquisas para o sistema internacional (SI).

2.1 MEMBRO INFERIOR

Os membros inferiores (Moore & Dalley, 2007) são definidos como a extensão do tronco do corpo humano que tem como funções a sustentação do peso corporal e a locomoção com a manutenção do equilíbrio do corpo. São divididos em seis regiões principais, sendo elas: região glútea, região femoral, região do joelho, região da perna, região talocrural (i.e., tornozelo) e região do pé. Para este estudo, nosso sistema anatômico de interesse é a região do joelho.

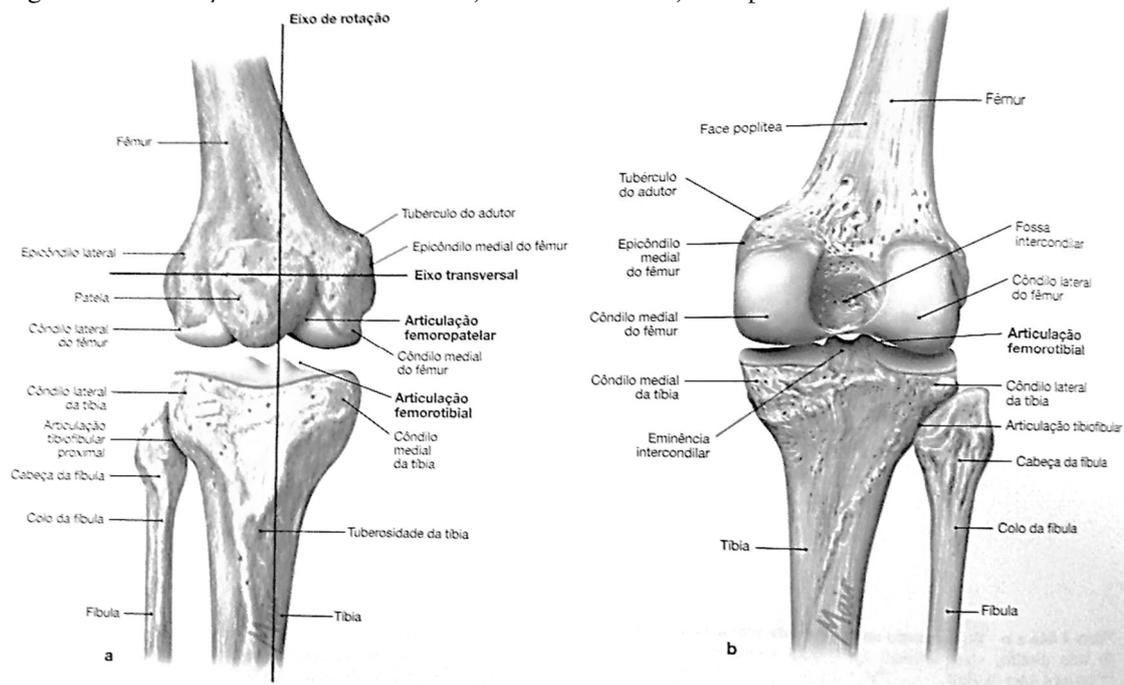
Para um melhor entendimento do funcionamento e importância do ligamento cruzado na articulação do joelho e desta nos membros inferiores, apresentamos a articulação do joelho, a estabilidade da articulação e o ligamento cruzado anterior.

2.1.1 Articulação do Joelho

Segundo Moore & Dalley (2007), o joelho é nossa maior articulação com flexão e extensão, onde os movimentos de dobradiça são associados a movimentos de deslizamento, rolamento e rotação em torno de um eixo vertical. Esta articulação, embora bem construída, pode ser comprometida quando é hiperestendida principalmente em esportes de contato.

O joelho é formado por três articulações como mostrado na Figura 1, sendo elas: duas articulações femorotibiais (i.e., lateral e medial) entre os côndilos laterais e mediais do fêmur e da tíbia e uma articulação femoropatelar intemediária entre a patela e o fêmur.

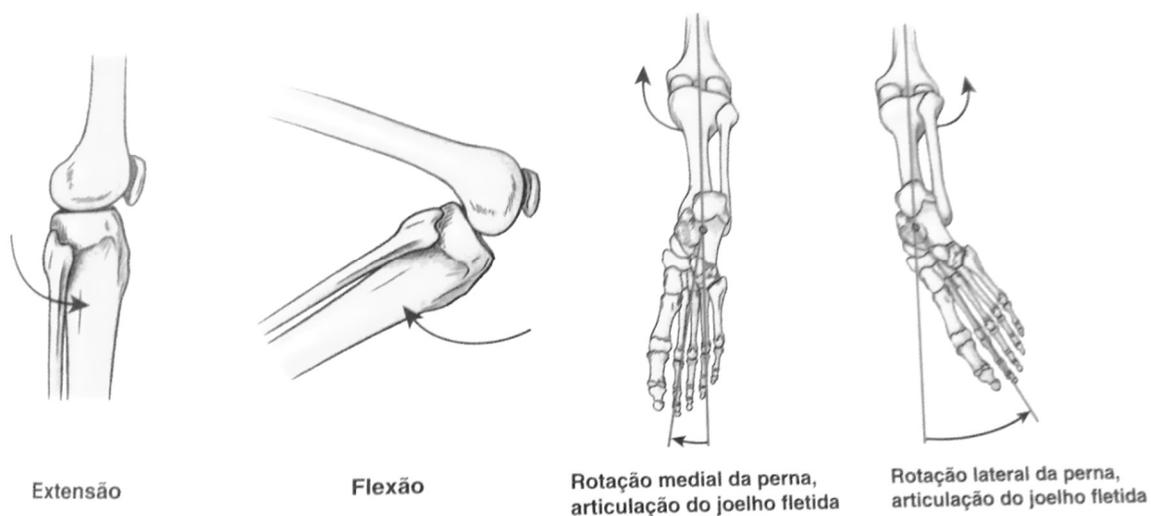
Figura 1 - Articulações do Joelho Direito: a) vista Anterior e b) vista posterior.



Fonte: Moore & Dalley, 2007, pg. 320

Os movimentos da articulação do joelho e músculos responsáveis são apresentados na Figura 2 e na Tabela 1 onde são apresentados os nomes dos movimentos, o grau de flexão, os músculos envolvidos no movimento e os fatores limitantes ou controladores do movimento.

Figura 2 - Movimentos da articulação do Joelho.



Fonte: Moore & Dalley, 2007, p.641

Tabela 1 - Nomes dos movimentos, o grau de flexão, os músculos envolvidos no movimento e os fatores limitantes ou controladores do movimento em joelhos.

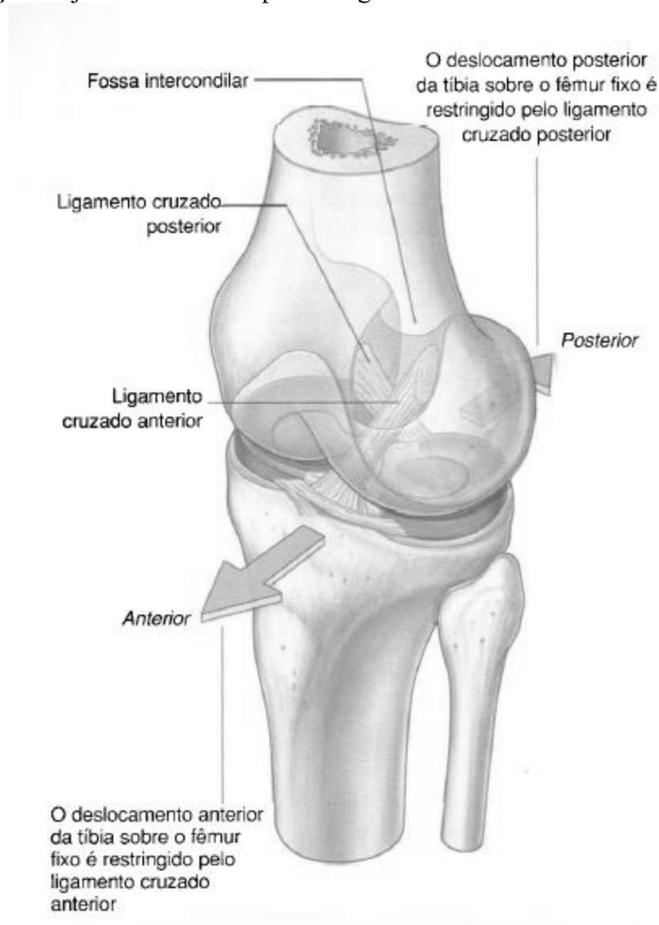
Movimento	Graus Possíveis	Músculos Primários que produzem o movimento	Fatores Limitantes do Movimento - controladores
Extensão		Quadríceps femoral	A margem anterior do menisco lateral toca o sulco superior entre as faces tibial e patelar dos côndilos femorais; o ligamento cruzado anterior toca o sulco na fossa intercondilar
Flexão	120° (quadril estendido), 140° (quadril fletido), 160° passivamente	Músculo do jarrete (semitendíneo, semimembranáceo, cabeça longa do bíceps) e cabeça curta do bíceps	A panturrilha toca a coxa; o comprimento dos músculos do jarrete também influencia – é possível realizar maior flexão do joelho quando a articulação do quadril está fletida; não é possível realizar flexão total do joelho quando o quadril está distendido
Rotação medial	10° com o joelho estendido	Semitendíneo e semimembranáceo quando o joelho está fletido. Plopíteo quando o joelho que não sustenta o peso está estendido	Ligamentos colaterais, frouxos durante a flexão sem rotação, tornam-se tensos nos limites da rotação
Rotação lateral	30°	Bíceps femoral quando o joelho está fletido	Os ligamentos colaterais tornam-se tensos; o ligamento cruzado anterior espirala-se ao redor do ligamento cruzado posterior.

Fonte: adaptado de Moore & Dalley ,2007, p. 641

2.1.2 Estabilidade da Articulação do Joelho

Do ponto de vista mecânico a articulação do joelho é relativamente fraca devido a incongruência de suas superfícies articulares tendo a aparência de duas bolas sobre um tampo de mesa empenado, por este motivo a estabilidade do joelho depende da resistência e das ações dos músculos (e.g., quadríceps femoral, bíceps femoral e isquiotibiais) e os tendões associados a eles, e dos ligamentos cruzados e colaterais que unem o fêmur e a tíbia. Os ligamentos cruzados, foco deste trabalho, são apresentados na Figura 3 e os ligamentos colaterais são importantes para estabilizar o joelho na posição de extensão. Dentre estas sustentações, a resultante dos músculos é a mais importante. Desta forma, um condicionamento físico adequado poderia evitar a maioria das lesões. E dentre os músculos, o mais importante para a estabilidade do joelho é o grande quadríceps femoral. A articulação do joelho necessita de uma distensão do ligamento e de um quadríceps bem condicionado para um bom funcionamento (Moore & Dalley, pag. 632).

Figura 3 – Articulação do joelho com destaque aos ligamentos cruzados anterior e posterior.



Fonte: Drake; Vogl; Mitchell, 2010, p. 538

2.1.3 Ligamentos Cruzados

Os ligamentos cruzados, junto com meniscos e o tendão plopíteo, em parte de seu trajeto, pertencem aos ligamentos intra-articulares do joelho. São chamados ligamentos cruzados por se cruzarem dentro da cápsula articular, fora da cavidade sinovial, em forma de um X no centro da articulação e obliquamente.

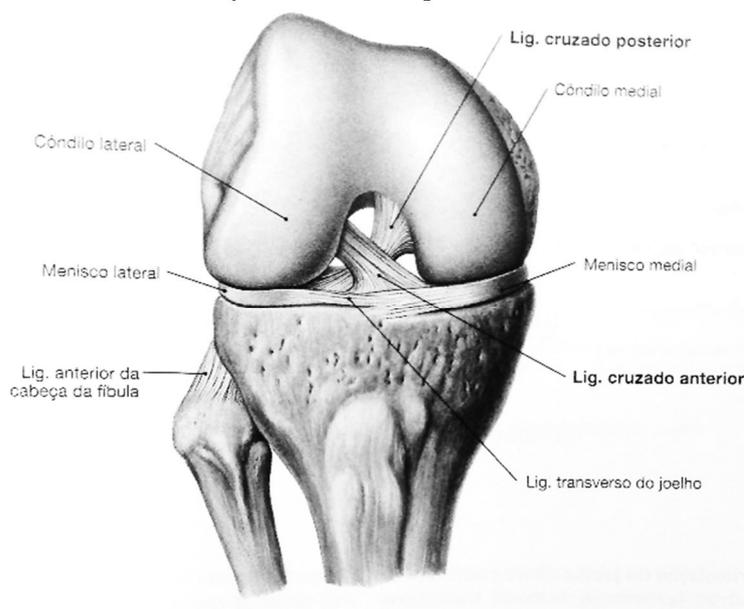
“Durante a rotação medial da tíbia sobre o fêmur, os ligamentos cruzados espiralam-se ao redor um do outro; assim o grau de rotação medial possível é limitado aproximadamente 10°. Como eles se estendem durante a rotação lateral, é possível realizar quase 60° de rotação lateral quando o joelho é fletido a > 90°, sendo o movimento finalmente limitado pelo ligamento colateral tibial” (Moore & Dalley, pag.635).

O ligamento cruzado anterior é o mais fraco entre os dois ligamentos cruzados e tem um suprimento sanguíneo relativamente pobre. Este ligamento origina-se na área

intercondilar anterior da tibia, imediatamente posterior à fixação do menisco medial e estende-se superior, posterior e lateralmente para se fixar à parte posterior da face medial do côndilo lateral do fêmur (Moore & Dalley, 2007, p. 639) e como apresentado na Figura 4. Este ligamento limita o giro e o percurso dos côndilos femurais, durante a flexão, sobre o platô tibial.

Em um estudo realizado com 1841 indivíduos diagnosticados entre 1 de janeiro de 1990 e 31 de dezembro de 2010 com lesões do LCA sem lesão concomitante do ligamento que requereram cirurgia foram analisadas as taxas de incidência específicas por idade e sexo. A incidência anual total de lesões do LCA ajustada por idade e sexo foi de 68,6 por 100 mil pessoas por ano. Observou-se que a incidência foi significativamente maior em pacientes do sexo masculino do que no feminino (81,7 vs 55,3 por 100.000, $P < 0,001$). A incidência de lesões isoladas do LCA diminuiu significativamente ao longo do tempo nos homens ($P < 0,001$), mas permaneceu relativamente estável nas mulheres. Os padrões específicos de idade diferiram em pacientes masculinos e femininos, com um pico de incidência (241,0 por 100.000) entre 19 e 25 anos no sexo masculino e um pico de incidência (227,6 por 100.000) entre 14 e 18 anos no sexo feminino. A taxa de reconstrução do LCA aumentou significativamente ao longo do tempo em todas as faixas etárias ($P < 0,001$) (SANDERS, KREMERS e BRYAN, 2016)

Figura 4 - Articulação do joelho direito em posição de flexão de 90°.



Fonte: Sobotta, 2008, p. 327.

2.2 LESÕES E TRATAMENTOS TÍPICOS DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Um dos quatro ligamentos do joelho que suporta o joelho pela frente é o ligamento cruzado anterior (LCA). Sua lesão normalmente se dá em práticas esportivas, onde há mudanças de direção com possíveis impactos como no futebol, lacrosse e outros jogos que exigem velocidade e rápidas mudanças de direção o que causa entorse no LCA. O movimento mais comum para essa lesão é quando se faz uma rotação enérgica do joelho enquanto o pé está fixo podendo ser acompanhado de um golpe forte no joelho. Os sintomas de uma lesão do LCA são dor aguda no momento da lesão, acompanhada de inchaço do joelho (Walker, 2010).

O LCA segura a tração da tíbia quando ocorre a flexão em ângulo reto da articulação do joelho e impede também o deslocamento do fêmur sobre a tíbia bem como a hiperextensão da articulação do joelho. O ligamento cruzado impede que a tíbia seja tracionada anteriormente quando o joelho é fletido em um ângulo reto, como quando se puxa uma gaveta. Para o exame das funções dos ligamentos na articulação do joelho são feitos testes clínicos sendo um deles para verificar a integridade do ligamento cruzado anterior (Moore & Dalley, 2007), como mostra a Figura 5, com o teste de gaveta anterior.

Figura 5 - Exame do ligamento cruzado anterior (teste da gaveta).



Fonte: Sobotta, 2018, p. 332.

A reabilitação pode iniciar quando a dor desaparecer e a estabilidade e força da articulação estiverem recuperadas. Faz-se então uma introdução gradual de atividades tais como bicicleta ergométrica, exercícios para a amplitude de movimento e de fortalecimento. Exercícios que não envolvem suporte de peso, tal como natação, podem ser realizados enquanto o paciente não estiver com suas forças na articulação normalizadas. Para prevenir ou evitar reincidências de lesões, pode-se realizar o fortalecimento dos músculos (e.g., quadríceps, isquiotibiais e panturrilhas) para proteger o ligamento cruzado anterior (Walker, 2010).

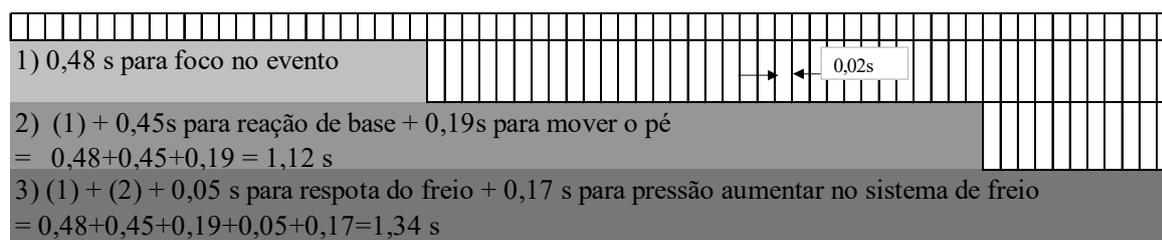
Quando há uma entorse do LCA que envolve ruptura completa, geralmente é necessário cirurgia para reconstrução do ligamento cruzado anterior. As entorses menores podem ser completamente curadas sem a necessidade de intervenção cirúrgica. Leva-se um bom tempo para o retorno completo às atividades e algumas atividades podem ser limitadas (Walker, 2010).

2.3 FAIXAS TÍPICAS DE ESFORÇOS DO MEMBRO INFERIOR E TEMPO DE RESPOSTA PARA ACIONAMENTO DO PEDAL

Quando se deseja analisar a capacidade de um humano acionar eficientemente o Sistema de frenagem de um carro, há dois tipos de esforços que devem ser considerados. O primeiro refere-se à força máxima que pode ser aplicada a um pedal de freio, e a segunda é a força normalmente aplicada a um pedal para uma frenagem, considerando máxima desaceleração. A primeira pode ser consideravelmente maior do que a segunda. A segunda força é a que mais importa para a garantia de uma frenagem eficiente em situações limites para uma parada brusca. Esta força é denominada aqui como esforço aplicado ao pedal (i.e., *pedal effort*). Em um sistema de frenagem de alto desempenho, o mesmo é projetado para que um esforço de 332,71 N (75 lbf) produza máxima desaceleração. Em caminhões ou carros de corridas tais sistemas podem exigir esforços de 100 lbf (i.e., 443,61 N) (PUHN, 1985)

Quanto ao tempo de resposta, é aceitável tempos entre 0,75 a 1,5 segundos (Burckhardt, 1985) O modelo de Kölner foi desenvolvido em 1982 para tempos de reação e ainda é válido para a carros de passeio para a Associação Europeia de Produtores Automotivos. Advanced Emergency Brake Systems (AEBS) A Figura 6 apresenta as reações e seus tempos típicos onde verificamos que pode levar 0,48 s para o indivíduo focar no problema, mais 0,45 s para que reaja ao perigo, completando 1,12 s até que este mova o pé para o pedal de freio e somando-se ainda mais 0,05 s para reação do freio mais 0,17 s para aumentar a pressão de freio, o ciclo de frenagem se completa em 1,34 s.

Figura 6 – Modelo de Kölner para tempos de reação típicos.



Fonte: Adaptado de Burckhardt, 1985.

Outros estudos mostrados pela Associação Europeia de Suprimentos Automotivos (CREPA, 2010) indicam, conforme apresentado na Tabela 2, que os tempos de reação são dependentes do tipo de evento a que o motorista está reagindo e que para dar ao motorista uma chance realista de reagir ao aviso, propõem um tempo de aviso mínimo de 2 segundos antes que o sistema reaja com a frenagem de emergência os quais tipicamente variam entre 0,75 e 1,5 segundos.

Tabela 2 - Resultados de estudos sobre tempo de reação de frenagem.

	SITUAÇÃO	TEMPO DE REAÇÃO DE FRENAGEM
Rumar, K (1971)	Situação surpresa no tráfego	Av. 0,9s , 75%: 1,2s
Olson, P.L. (2002)	Direto (Straightforward)	90 – 95% entre 0,75s e 1,5s
Green, M. (2000)	Evento esperado	Av. = 0,75s
	Evento inesperado (p.e., luz de freio)	Av. = 1,20s to 1,35s
	Evento de intrusão surpresa (por exemplo, objetos movendo-se repentinamente no caminho do motorista)	Av. = 1,50s
Summala (1990)	Condução real: objeto repentinamente estacionário	Tempo de reação entre 0,86s e 1,39s
Mehmood (2009)	Simulador de condução	
	- Normal	Tempo de reação entre 0,92s e 1,94s
	- Condição surpresa	Tempo de reação entre 0,66s e 1,04s
	- Objeto estacionário	Tempo de reação entre 0,58s e 0,94s
Burckhard (1985)	Testes e realidade de acidentes	Tempo de reação entre 0,7s (2%) e 1,34s (98%)
Schmitt (2007)	Condução real: travagem de emergência do veículo anterior	Tempo de reação entre 0,51s (5%) e 0,99s (95%)
Schittenhelm (2005)	Simulador de condução: fim do engarrafamento, corte de um veículo	tempo de reação Av. (sem manobra de evasão): 0,95s tempo de reação Av. (sem manobra de evasão): 1,12s
Krause et al. (2007)	Condução real: objeto de repente crítico (bicicleta vindo da direita)	Av. 0,43 – 0,6s , 98%: 0,88s – 1,13s

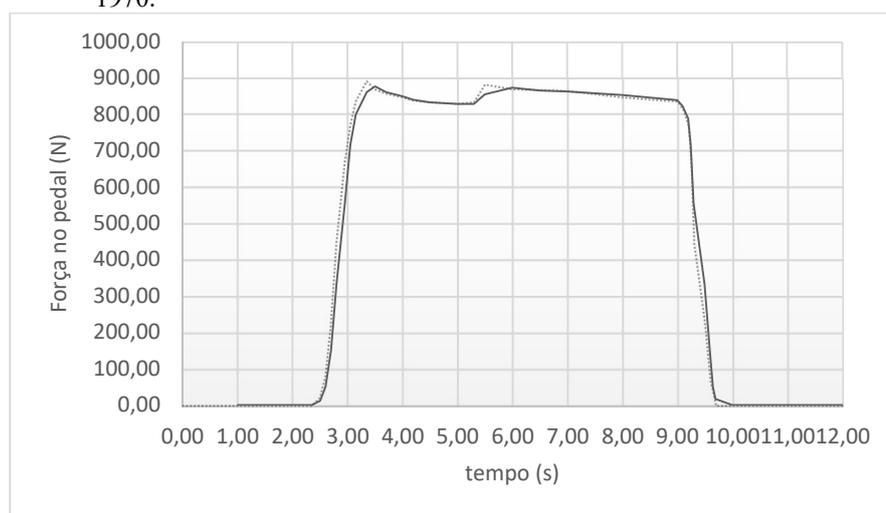
Av.= audiovisual

Fonte: adaptado de CLEPA, 2010

De acordo com Limpert (2011) o esforço máximo de pedal exercidos pelo pé direito de mulheres e homens é de aproximadamente 445 e 823 N, respectivamente. Além do maior esforço possível é importante também observar a distância do pedal e o deslocamento do pedal. Para sistemas de freio sem amplificação de forças, uma força entre 445 e 489 N deve produzir uma desaceleração de 1 g (i.e., a nível do mar, 1 atm, $9,80665 \text{ m/s}^2$) com o veículo carregado com a máxima massa permitida pelo fabricante. O máximo deslocamento de pedal não deve ultrapassar 150 mm entre a posição de descanso e a posição final quando pressionado. Tipicamente, os motoristas consideram relações de força aplicada por desaceleração entre 267 e 445 N/g muito boas e valores maiores entre 445 e 668 N/g como boas. Para sistemas com amplificação de forças, valores entre 223 e 334 N devem prover desaceleração de aproximadamente $1 \text{ g} = 9,82 \text{ m/s}^2$.

A nota técnica NBS 557 (*National Bureau of Standards*) de outubro de 1970 apresenta a força que mulheres adultas (i.e., 18 a 62 anos) são capazes de aplicar em pedais de freio capturadas a partir da medição da pressão em um sistema hidráulico de frenagem. Tais medições foram realizadas utilizando um protocolo de acionamento de pedais e capturando o esforço realizado ao longo do tempo obtendo-se curva típica da força média sustentada no pedal, obtida por uma aproximação de integração gráfica simples, mostrada na Figura 7.

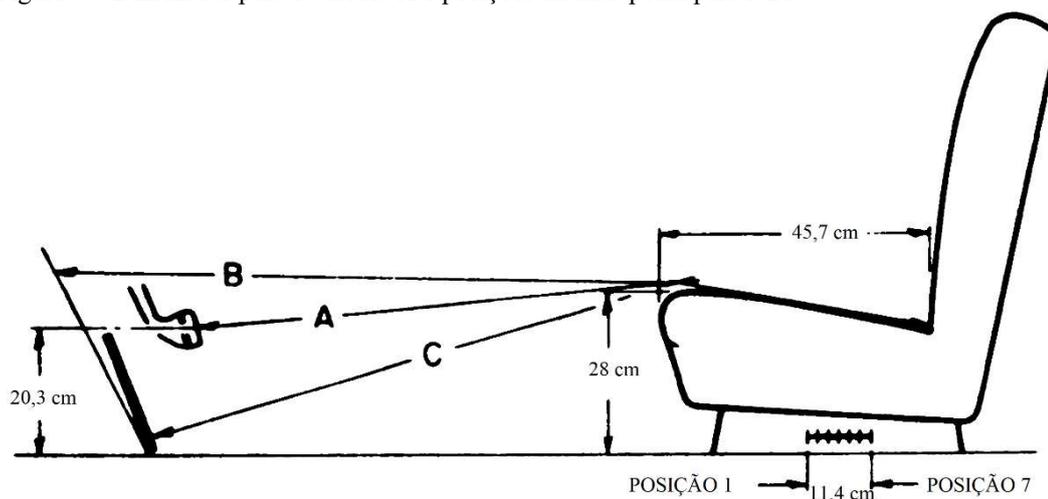
Figura 7 - Captura típica de esforço aplicado em pedal por mulheres em conformidade com a NBS 557 de 1970.



Fonte: adaptado de NBS 557, 1970.

Os testes para NBS 557 foram realizados utilizando duas combinações (i.e., A e B) de distâncias e posições assento-pedal, conforme peso, altura e dimensões corporais selecionadas de adultos, essas dimensões são apresentado nas Figuras 8 e 9, respectivamente. As dimensões foram adaptadas ao nosso sistema de medidas, sistema internacional (SI).

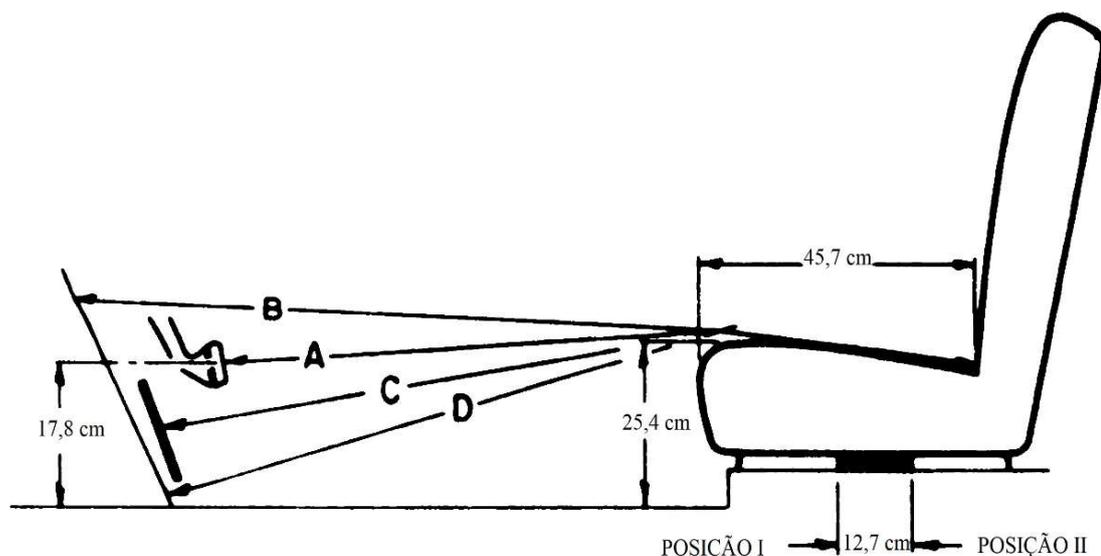
Figura 8 – Dimensões para o veículo A e posições assento-pedal para NBS 557.



Ponto de Referência	distância do encosto do banco não refletido, centímetros	
	posição 1	posição 7
A - pedal central do freio não refletido	81,3	94,0
- pedal central do freio com força de 444,8 N	88,9	101,6
- pedal central do freio com força de 444,8 N	96,5	109,2
B - piso atrás pedal de freio	104,1	116,8
C - pedal do acelerador	94,0	104,1

Fonte: adaptado de NBS 557, 1970.

Figura 9 – Dimensões para o veículo B e posições assento-pedal para NBS 557.



Pontos de Referência	Distância do encosto do banco não refletido, centímetros	
	Localização do acento	
	posição I	posição II
A - pedal central do freio não refletido	83,8	96,5
- pedal central do freio com força de 444,8 N	91,4	104,1
B - piso atrás pedal de freio	104,1	116,8
C - pedal do acelerador	91,4	104,1
D - pido atrás do pedal do acelerador	99,1	111,8

Fonte: adaptado de NBS 557, 1970.

A força no pedal, aplicada por 5 segundos, nos veículos A e B, com situações de altura do pedal diferentes é mostrada como uma força média, para alguns percentis, sustentada pelo período de 5 segundos por mulheres mostrada na Tabela 3 adaptada da NBS 577 (1970).

Em *Human Factors Design Handbook* (1992), recomenda-se que o limite superior exigido de um humano para a força aplicada a um pedal seja de 267 N e que seja considerado o fato de que em sistemas de frenagem assistidos (e.g., sistemas hidráulicos) esta força possa ser menor.

Baseado nestes valores, este trabalho busca desenvolver um sistema capaz de monitorar valores de esforço no pedal entre 0 e 500 N ao longo do tempo e que de alguma forma emule a posição encontrada por um motorista em situação real de condução automotiva.

Tabela 3 - Força média sustentada do pedal por 5 segundos para os percentis selecionados.

Percentil	Número de aplicações do freio		
	2	4	6
	Veículo A pedal normal	Veículo A pedal baixo	Veículo B pedal normal
	Força no pedal (N)		
95	1156	890	1223
90	1068	801	1112
80	979	712	1045
50	778	578	845
20	600	445	734
10	534	356	600
5	400	289	556

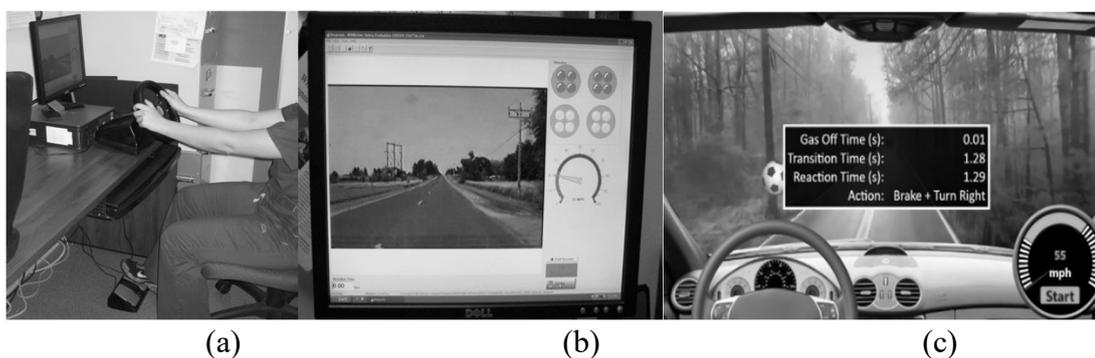
Fonte: Adaptado de NBS 557, 1970.

2.4 SISTEMAS E TÉCNICAS DISPONÍVEIS PARA MEDIÇÃO DE TEMPO DE REAÇÃO E ESFORÇO NO PEDAL DO MEMBRO INFERIOR

Após cirurgia de reconstrução por artroplastia total do joelho direito (ATJ) os pacientes ficam ansiosos para retornar à direção automotiva e baseado em dados anteriores baseados nos métodos de cirurgia ATJ tradicionais e de reabilitação eram sugeridos um tempo seguro de 6 semanas após a cirurgia. Como ocorreram avanços recentes na técnica cirúrgica, no manejo da dor e na reabilitação, estima-se que o tempo de recuperação após ATJ do joelho direito menor do que o tempo típico sugerido pelo médico. Para verificar se o tempo de recuperação para retorno à atividade de direção seria influenciado pelo sexo e pela idade quando um paciente é submetido a ATJ inovadoras realizou-se avaliações de níveis de frenagem em diversos pacientes. Os resultados demonstraram que todos os pacientes são capacitados para níveis basais (i.e., aquele nível que o paciente tinha 4 semanas antes da cirurgia) de frenagem em um tempo de recuperação de 4 semanas após a cirurgia. Gênero e a idade não influenciaram os tempos de recuperação. O instrumento usado para medir e registrar os tempos de resposta do freio foi um Temporizador de reação estacionário da Vericom (Modelo 117325; Vericom Computers, Inc, Rogers, MN) que inclui um volante, pedais de freio, monitor e a cadeira do computador onde as posições são ajustados para cada paciente como mostrado na Figura 10. Este equipamento foi projetado para testar, em um escritório, a capacidade do paciente de

dirigir. Neste aparelho de teste, o paciente estava de frente para um monitor de computador, um volante estava montado sobre uma mesa e pedais colocado no chão em frente ao paciente. A posição foi ajustada para simular a direção normal de cada paciente com os braços do paciente no volante., Os pacientes foram instruídos sobre o uso do dispositivo de teste de resposta do freio e viram uma demonstração supervisionada e informatizada do sistema antes do teste (Dalury, 2010).

Figura 10 – Estação de medições de tempo de reação. (a) estação , (b) monitor, (c) Monitor comercial da Vericom (atual).



Fonte: Adaptado de Dalury (2010)

Foram dadas instruções para pressionar o acelerador com o pé direito. Depois que o acelerador foi pressionado, uma simulação em vídeo de um veículo em movimento foi exibida no monitor do computador, conforme Figura 10 (b). O paciente foi instruído a manter o pé no acelerador até que um estímulo de luz vermelha fosse observado na tela; nesse momento, o paciente deveria soltar o acelerador, levantar o pé completamente do acelerador e pisar o mais rápido possível no pedal do freio com o pé direito. O estímulo da luz vermelha foi iluminado em intervalos aleatórios durante cada tentativa de 1 a 10 segundos depois que o paciente pressionou o acelerador e atingiu 48 km/h no simulador. Até cinco ensaios clínicos foram realizados. Após o paciente estar adequadamente familiarizado com o uso do sistema, cinco eventos foram registrados. Quando o tempo de reação do freio no pós-operatório de um paciente foi igual ou mais rápido que o obtido no ensaio pré-operatório, considerou-se que o paciente "passou" e foram interrompidos os testes adicionais. Os pacientes não foram questionados sobre o uso de narcóticos nas sessões de teste.

Os parâmetros medidos incluíram os (1) tempo de folga (i.e., o tempo desde a exibição do estímulo da luz vermelha até o momento em que o pé do motorista foi removido do acelerador), (2) tempo de transição' (i.e., tempo entre a remoção do pé do motorista do acelerador até o momento quando o pé fez contato com o pedal do freio), e (3) tempo de reação

(i.e., o tempo entre o estímulo da luz vermelha e a depressão real do pedal do freio. Uma média dos cinco resultados da sessão de teste foi registrada para cada parâmetro. Os valores médios/(faixa de valores) obtidas para os tempo de folga, de transição e de reação nas avaliações pré-operatórias foram de 330/(260-500), 150/(90-220) e 530/(410-720), respectivamente. Os valores médios/(faixa de valores) obtidas para os tempo de folga, de transição e de reação nas avaliações pós-operatórias foram de 310/(240-380), 150/(90-240) e 490/(400-620), respectivamente.

Em um outro estudo, adicionalmente ao tempo de reação, foi avaliado também se o esforço executado no pedal era suficiente quando o(a) motorista(a) pisava no pedal de freio. Nguyen, Hau e Bartlett (2000, p.226-230), apresentaram um estudo com avaliações de tempo de resposta para acionamento do pedal de freio antes e depois reconstrução do ligamento cruzado anterior incluindo na análise um limiar para o esforço aplicado ao pedal. O objetivo do estudo foi examinar o tempo de reação ao dirigir, de modo a usá-lo em ambiente ambulatorial para avaliar a recuperação do paciente após a cirurgia. Os testes, conduzidos por duas pessoas que não estavam envolvidas na cirurgia ou no acompanhamento pós-operatório dos pacientes, foram realizados 24 horas antes da operação e 2, 4, 6 e 8 semanas após a cirurgia. Independentemente de qual joelho foi operado, os testes foram realizados na perna direita para simular a reação do paciente na frenagem com o pé direito sendo transferido do pedal do acelerador para o pedal do freio. Este teste foi realizado em um simulador de automóvel conectado ao computador, construído pelo Departamento de Engenharia Elétrica e de Sistemas de Computadores da Universidade Monash conforme apresentado na Figura 11. (NGUYEN, HAU e BARTLETT 2000)

Figura 11 – Simulador de automóvel para monitoração de tempo de reação para frenagem desenvolvido na Universidade Monash (Nguyen, Hau e Bartlett 2000).



Fonte: Nguyen, Hau e Bartlett, 2000

Neste dispositivo, a distância assento-pedal era ajustável, enquanto o encosto e o volante do assento podiam ser ajustados em inclinação. Os pedais do freio e do acelerador foram construídos com a mesma altura e um transdutor de força foi conectado ao pedal do freio para medir qualquer força aplicada em resposta a um estímulo visual no monitor do computador, assim como um sensor de no pedal do acelerador permitia verificar se o paciente estava pisando em tal pedal. A simulação consistia em que o paciente procurasse comporta-se de forma a seguir um indicador de barra que aparecia na tela como um mecanismo de distração enquanto um sinal verde aparecesse na tela. Quando o sinal fosse alterado para vermelho, após um intervalo aleatório, o paciente deveria proceder como se tivesse que realizar uma parada de emergência pressionando o pedal do freio o mais forte e o mais rápido possível. O tempo de reação foi considerado como o período de tempo entre a exibição do sinal vermelho e o momento em que a força de 200 N foi aplicada ao pedal do freio. O limiar de 200 N foi escolhido para refletir a força máxima do pedal encontrada em indivíduos normais. Foram realizadas dez simulações de frenagem para cada paciente sendo as cinco primeiras utilizadas para treinamento e as cinco últimas registradas para obtenção da média de tempo de reação de cada paciente. Para este estudo, ao contrário do estudo anterior, verificou-se que 25% dos pacientes submetidos à reconstrução correta do LCA ainda não haviam atingido o tempo de reação pré-operatória após 6 semanas. Desta forma, sugeriu-se que a recuperação pode ser verificada em nível ambulatorial de forma quantitativa realizando esses testes simples 24 horas antes da cirurgia e novamente 6 semanas após a cirurgia, parecendo razoável permitir que os pacientes dirijam quando o resultado em um desses testes retornar ao nível pré-operatório do paciente. (NGUYEN, HAU e BARTLETT, 2000).

2.5 MEDIÇÃO DE FORÇA

De forma geral uma grandeza pode ser monitorada eletronicamente através do uso de um sistema de medição como o apresentado nos experimentos mostrados nas Figuras 7, 8, 9 e 10. Na Figura 7 é apresentada a grandeza que se deseja monitorar (i.e., força). Um transdutor, mostrado na Figura 23, dispositivo que transforma um tipo de grandeza (e.g., força) em outro tipo de grandeza (e.g., resistência) precisa ser utilizado para viabilizar a quantificação do que se deseja avaliar. O sinal de saída do transdutor (0 a 25mV) precisa ser conformado de tal forma que o circuito posterior amplifique o sinal para que esteja na faixa de entrada (0 a 5V) do

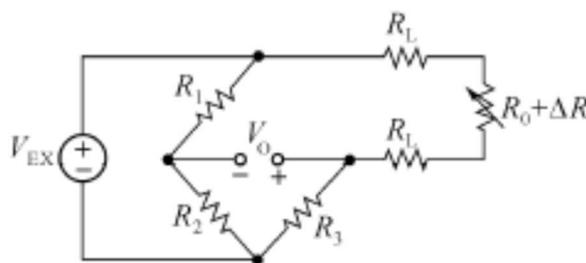
conversor analógico digital e este por sua vez entre valores que possam ser transformados novamente em força aplicada no decorrer de um período de tempo.

2.5.1 Transdução Força - Resistência

Um fenômeno conhecido para materiais elásticos é que deformações mecânicas de tais materiais implicam em alterações em sua resistência elétrica. Este é o princípio de funcionamento do elemento sensor denominado *resistance strain gage*. Pode-se exemplificar tal efeito utilizando um fio metálico cilíndrico no qual se aplica um esforço ao longo de seu eixo longitudinal. Se o esforço é tal que a seção de cilindro é comprimida ao longo do eixo axial, tem-se como resultado um alargamento da seção transversal que diminuirá a resistência elétrica no fio. Se, ao contrário, o esforço aplicado alonga o fio na direção axial, a seção transversal do fio será diminuída resultando em um aumento de resistência elétrica. Desta forma, quando se utiliza um elemento transdutor como este, a variação de resistência precisa ser convertida em uma variação de corrente ou tensão elétrica para que possa ser medida. Estes *strain gages* são geralmente utilizados em uma configuração de ponte resistiva com uma fonte de tensão elétrica. Um exemplo de ponte resistiva é a Ponte de Wheatstone que consiste de quatro segmentos resistivos com uma fonte de tensão aplicada sobre a ponte. O princípio desta ponte é que em uma situação de equilíbrio, ou seja, quando os produtos das resistências dos segmentos opostos são iguais entre si, a tensão de saída da ponte é zero. Para a Figura 12 tem-se que a resistência $R_0 + \Delta R$ é a parte sensora que sofrerá variação de resistência em função da força aplicada ao elemento sensor. Desta forma, a ponte é criada para que relação entre os valores resistivos apresentados na equação 1 ocorra para a ponte balanceada, isto é, situação em que a tensão de saída V_o será igual a zero. Ainda, quando há uma variação ΔR decorrente da força aplicada, ter-se-á uma V_o diferente de zero e proporcional à variação ΔR . Desta forma, a partir de uma variação de força aplicada temos uma variação proporcional nesta tensão de saída como mostra na equação 1.

$$R_1 \cdot R_3 = (2 \cdot R_L + R_0) \cdot R_2 \quad (1)$$

Figura 12 – Exemplo de Ponte de Wheatstone com um elemento *strain gage*.



Fonte: Alldatasheet (2020).

Muito embora esta configuração muitas vezes seja suficiente para realizar as medições desejadas, é comum que sejam necessários circuitos de conformação de sinal. Tipicamente, utiliza-se amplificadores operacional para amplificar os sinais elétricos, aumentar a resolução de medição e melhorar a relação sinal-ruído do sinal. No próximo capítulo será apresentado o circuito amplificador utilizado neste trabalho. A seguir apresentam-se informações genéricas de tais circuitos.

2.5.2 Conformação de Sinais Elétricos

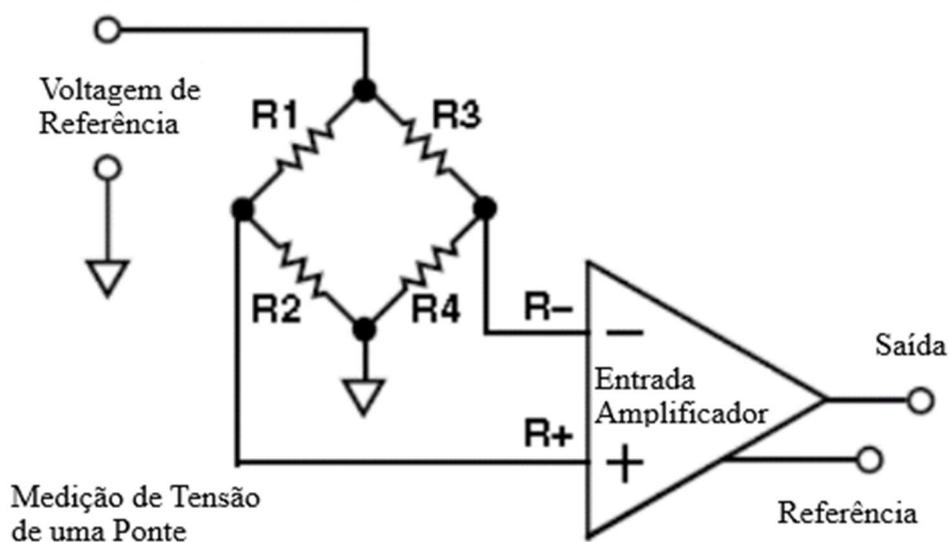
Um elemento mecânico com o princípio do strain gage aplicado costuma ter tipicamente uma saída de mV/V aplicado na polarização da ponte. No caso específico deste trabalho, para uma alimentação de 12 V na ponte sensora, uma saída de 25 mV (V_x) era notada para toda a faixa de entrada de forças de 0 a 500 N. Na prática, isso significa que devemos condicionar essa excursão de 25 mV, que geralmente se encontra com offsets de centenas de mV (V_{off}), para uma faixa comportada de 0 a 5 V, que podemos usar na maioria dos circuitos eletrônicos. Matematicamente podemos expressar isso como $(V_x - V_{off}) * A = V_o$, onde A é o ganho do circuito condicionador, V_{off} a tensão de offset que deve ser corrigida e V_o é a excursão desejada, que neste exemplo ficou de 0 a 5 V. Esta função pode ser executada por um ou diversos circuitos, que podem ser analógicos (instantâneos) ou digitais (que podem ter atrasos).

2.5.2.1 Amplificador de instrumentação

Um amplificador de instrumentação apresenta uma entrada diferencial com dois amplificadores com ganhos em malhas fechadas e uma saída com tensão referenciada a um terminal de referência. Em geral, as impedâncias dos dois terminais de entrada do amplificador são balanceadas e tipicamente com valores muito elevados. Este tipo de amplificador é muito

utilizado em circuitos para trabalhar com pequenos sinais provenientes de transdutores pois amplificam a diferença existente entre os sinais provenientes dos dois terminais de entrada (V_{in+} e V_{in-}) enquanto rejeita sinais que são comuns às duas entradas. A Figura 13 apresenta um exemplo de aplicação de tais amplificadores extraído do guia de projetista *A Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers* (2006) que é exatamente o caso necessário para este trabalho.

Figura 13 - Exemplo de aplicação de amplificadores de instrumentação com pontes com sensor.



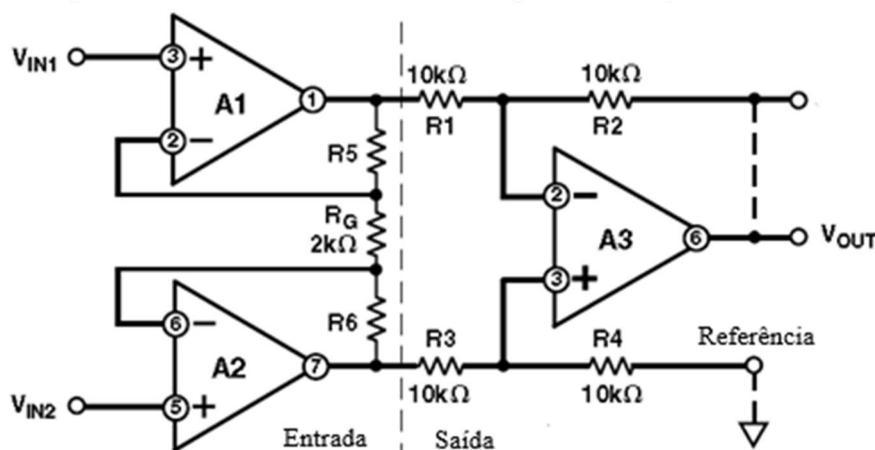
Fonte: Adaptado de *A Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers*, 2006.

Mais especificamente, em um amplificador de instrumentação típico, utiliza-se três amplificadores operacionais para melhorar o desempenho, ou seja, adicionar amplificadores de buffer de alta impedância de entrada antes do circuito subtrator simples, como apresentado na Figura 14 onde *A Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers* (2006) indica este tipo de amplificador.

Para este circuito garantir ganhos balanceados e rejeição de sinais comuns às duas entradas, tem-se que $R_6 = R_5$, $R_1 = R_3$ e $R_2 = R_4$. Adicionalmente, considerando que as entradas diferenciais são denominadas V_{IN1} e V_{IN2} e que a tensão de saída seja V_{OUT} , tem-se a relação fornecida pela equação (2).

$$V_{OUT} = (V_{IN2} - V_{IN1}) \cdot (1 + 2 \cdot R_5/R_G) \cdot R_2/R_1 \quad (2)$$

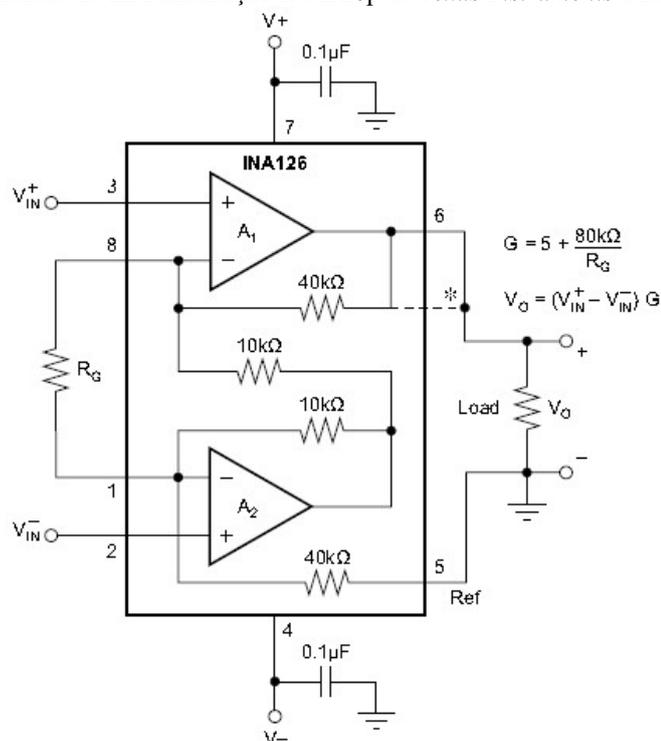
Figura 14 - Amplificador de instrumentação com três amplificadores operacionais.



Fonte: Adaptado de A Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers (2006)

Tipicamente, amplificadores de instrumentação são fornecidos com controle da amplificação do sinal de entrada dependendo somente do valor de um único resistor a ser adicionado ao circuito (i.e., R_G). Por exemplo, a Figura 15 apresenta um amplificador de instrumentação INA126p da *Texas Instruments* e suas conexões típicas. Para este amplificador, tem-se valores de amplificação conforme apresentado na Tabela 4.

Figura 15 - Amplificador de instrumentação INA126p da *Texas Instruments* e suas conexões típicas.



Fonte: Datasheet INA 126 (2020).

Tabela 4 - Valores de amplificação para o amplificador de instrumentação INA126 em função do valor do resistor externo adicionado ao circuito.

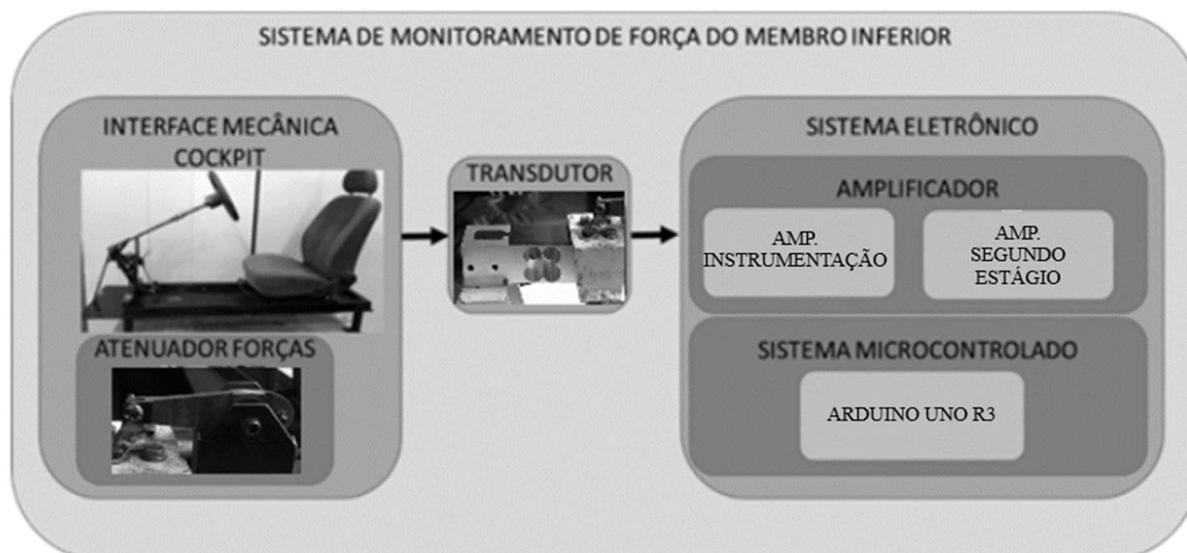
Ganho desejado Vout/Vin	R_G (ohm)
5	Sem resistor
10	16000
20	5333
50	1779
100	842
200	410
500	162
1000	80
2000	40
5000	16

Fonte: Aatoria própria (2019).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo será apresentada a descrição completa do sistema proposto composto pelas partes mecânicas, eletrônicas e transdutoras, assim como software para o sistema microcontrolado. Uma visão simplificada do sistema pode ser vista na Figura 16.

Figura 16 – Diagrama em blocos do sistema de avaliação do membro inferior.

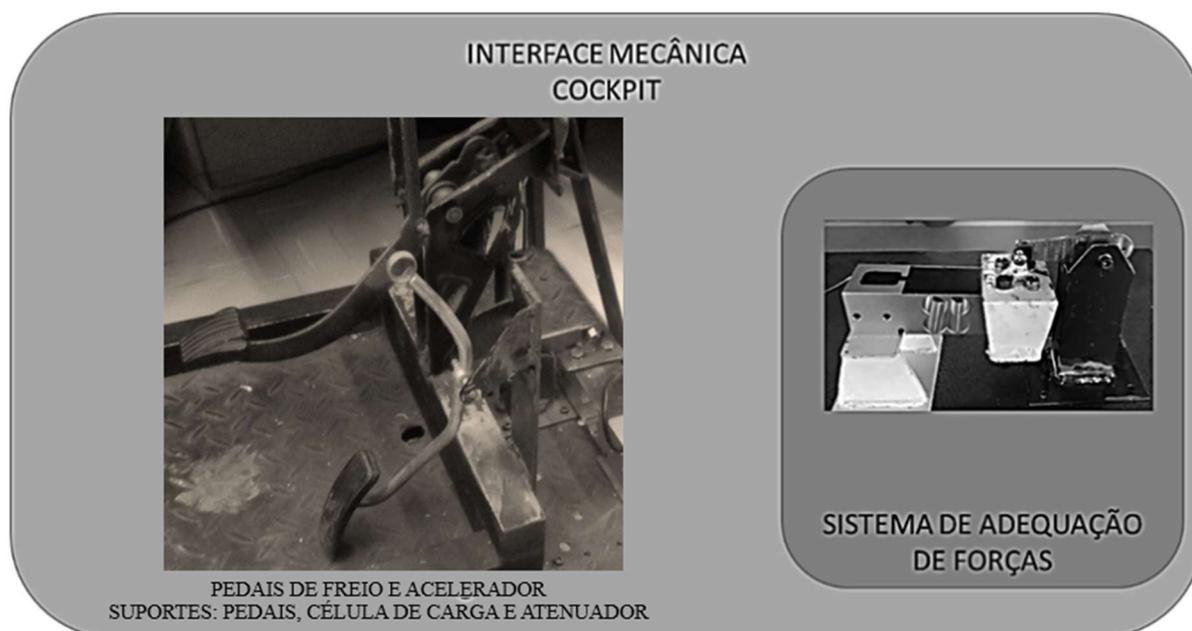


Fonte: Autoria própria (2019).

3.1 SISTEMA MECÂNICO PARA AVALIAÇÃO DE FORÇA DO MEMBRO INFERIOR

Para a avaliação de força exercida pelo membro inferior de um humano, foi construído um *cockpit* proporcionando condições semelhantes àsquelas em que uma pessoa se posiciona para dirigir um automóvel. Este sistema mecânico tem a função de emular a situação de necessidade de frenagem por um indivíduo e também a função de realizar uma adaptação mecânica de esforços para adaptar a força realizada em um pedal de freio para o sistema sensor de força. A Figura 17 apresenta este sistema mecânico denominado de interface mecânica *cockpit*. Como pode ser observado, há o assento e pedal de freio que se assemelha ao de um automóvel e ao lado direito da Figura 17 é apresentado um sistema de adequação de forças que deve ser acoplado mecanicamente ao pedal e ao sensor de forças, conforme detalhado a seguir. Procuramos transformar todos os valores utilizados nos dados dos experimentos para o sistema internacional (SI).

Figura 17 – Apresentação do sistema para avaliação de força do membro inferior.



3.1.1 Cockpit

Na Figura 18 é apresentado um conjunto mecânico que simula o ambiente de direção do carro, por este motivo o denominamos de *cockpit*. O conjunto contém um banco automobilístico, pedais de comando e volante que é onde o paciente se senta para realizar os testes de velocidade de ação do pedal e avaliação de esforços no pedal de freio para posterior avaliação da recuperação do paciente pós cirurgia do joelho direito. O conjunto apresentado nesta Figura 18 ainda não possui acoplado o sistema mecânico para frenagem (SCHNEIDER et al. 2016).

Figura 18 - Cockpit apresentando o conjunto banco, direção e pedais.



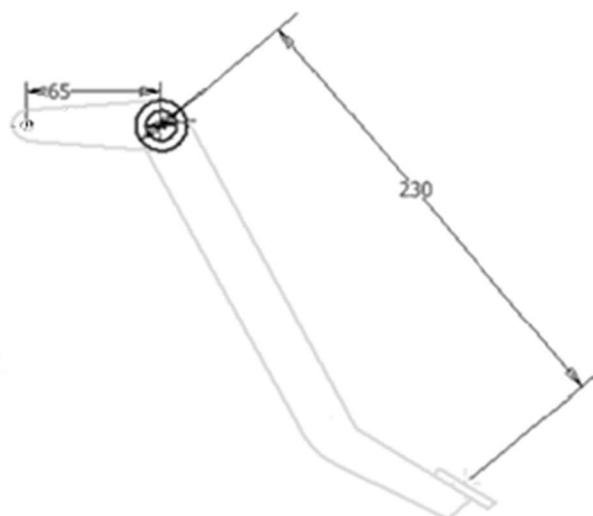
Fonte: Autoria própria (2018).

3.1.2 Mola e Sistema de Adequação de Força

Uma mola para absorção do deslocamento do pedal de freio foi desenvolvida, visto que é necessário para os testes dinâmicos um dispositivo que realize a adequação de esforços e considere que o deslocamento ocorrido no pedal de freio não pode ser transferido para a célula de carga, uma vez que a flexão da célula de carga é mínima, foi desenvolvido uma mola para absorção do movimento que permita valores de 180 newton. Além de desenvolver a mola ideal, testes de módulo de elasticidade foram realizados em molas disponíveis no mercado, principalmente àquelas destinadas ao mercado de auto peças, para determinação da constante elástica da mola e o deslocamento, com o objetivo de que a mola a ser utilizada deveria suportar 180 N com uma deformação suficiente para que o pedal de freio não encostasse no piso do cockpit.

A alavanca é um objeto rígido que é geralmente utilizado para amplificar uma força mecânica. As forças existentes nos extremos da alavanca são proporcionais à relação do comprimento do braço de alavanca medido entre o extremo e o ponto de apoio fixo (i.e., mancal deslizante) da alavanca. Em uma alavanca interfixa, ou alavanca de primeira classe, o ponto fixo fica entre a força resistente e a força potente. A alavanca interfixa utilizada no *cockpit* e cuja representação é apresentada na Figura 19, funciona como um amplificador de força para o pedal.

Figura 19 – Dimensões aproximadas em milímetros da alavanca interfixa do pedal de freio.



Fonte: Autoria própria (2019).

Adicionalmente à análise de forças é necessário um projeto adequado para os deslocamentos envolvidos no sistema mecânico. Quando o pedal estiver com sua carga máxima este deverá estar com seu máximo deslocamento para o espaço disponível sem tocar no piso do *cockpit*. Da mesma forma, a mola também deve ter seu deslocamento máximo compatível com o espaço alocado no equipamento para a carga máxima.

De acordo com a equação (3) a força reação que é a força que a mola terá que resistir é de 1769,23 newton para uma de Força de frenagem de 500 newton aplicada no pedal.

$$F_{reação} = \frac{F_{frenagem} \times 230}{65} = \frac{500 \times 230}{65} = 1769,23 \text{ N} \quad (3)$$

Para realizar a adequação da força aplicada na célula de carga que precisa estar dentro de uma faixa de 0 a 500 N, foi criado um atenuador mecânico conforme apresentado na figura 17. A constante de proporcionalidade k é dependente da construção da mola (material e processos de fabricação). A mola escolhida tem constante $k = 108,56$ (N/mm) referente a uma mola de freio automotivo (mola no mercado para caminhão fuscão). É necessária uma mola para que o deslocamento do pedal não deforme a célula de carga quando receber o esforço de frenagem, proporcionando uma segurança adequada à célula de carga. Neste caso, a versão escalar da lei de Hooke pode ser utilizada, em conformidade com a equação (4), onde a magnitude do deslocamento x será diretamente proporcional à magnitude da força F aplicada à mola, força de reação, mostrada em Figura 20 (d). Para este trabalho escolhemos trabalhar com

duas molas em paralelo. Conseqüentemente para uma Força de reação de 1769,23 N teremos uma deformação x de 8,15 (mm) com as duas molas.

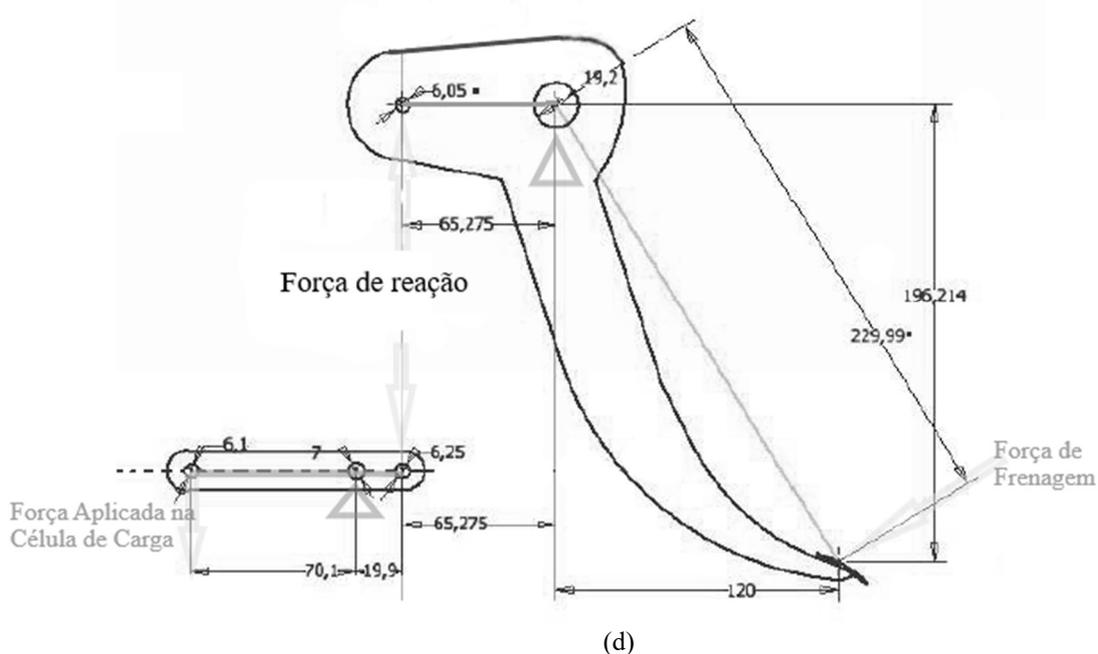
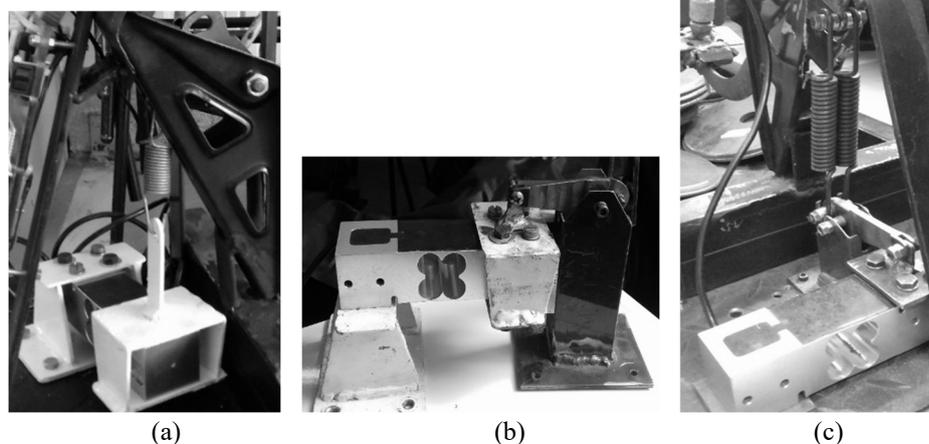
$$F = kx \quad (4)$$

No primeiro conjunto, Figura 20 (a), mostra uma maneira de dispor a célula de carga para receber a força de frenagem que não foi adequada para a célula de carga demonstrada na Seção 3.2.1 (GL 50), pois a força de reação da alavanca do pedal atua diretamente sobre a célula de carga ultrapassando seu limite de carga que pretendemos utilizar, que é de 500 N. A mola que está na outra extremidade do pedal vai ter uma força inversamente proporcional a razão das distâncias dos braços o que quer dizer que se a força aplicada para frear for de 500 N, a força na mola seria de aproximadamente 1800 N, mostrada na equação (3), e a célula de carga escolhida não suportaria esta força como capacidade nominal, ou seja força de trabalho constante. Com este sistema de aquisição, Figura 20 (a), a montagem a célula de carga mecanicamente flete para cima e a célula de carga fica invertida.

Apesar do mecanismo da Figura 20 (a) ser mais simples não seria adequado para a célula de carga escolhida GL 50, necessitaria de uma célula de carga com maior capacidade já que não suportaria a carga de acionamento, a força de reação mostrada na Figura 20 (d) vindo do outro lado do pedal de freio, pois a alavanca que acionaria a célula de carga é menor que o a alavanca do pedal que recebe o esforço de frenagem, ver equação (3) e Figura 19 e observar que na montagem da Figura 20 (a) a célula de carga teria que suportar uma força que ultrapassa os limites de carga nominal da célula de carga GL 50, Figura 23, Tabela 5. Para não termos que colocar no projeto uma outra célula de carga com maior capacidade e de maiores dimensões resolvemos projetar um sistema intermediário para satisfazer condições necessárias.

Desenvolveu-se um segundo mecanismo, onde, mecanicamente a carga que chegue na célula de carga seja igual a carga aplicada ao pedal, Figura 20 (b), (c) e (d), quando pisado ou quando colocado carga equivalente através de pesos estáticos ou dinâmicos.

Figura 20 – Foto do sistema para adequação de forças entre a força exercida no pedal e a força aplicada à célula de carga. (a) conj. sem alavanca atenuante, (b) conj. com alavanca atenuante, (c) molas do conjunto, (d) conjunto mostrando forças atuantes no sistema e seus pontos de aplicações.



Fonte: Autoria própria. (2019).

Quando colocado pesos estaticamente, sem deslocamento do pedal, utilizava-se uma haste no lugar da mola, e quando se soltava o pedal com o peso provocando movimento dinâmico, colocamos a mola para absorver o deslocamento do pedal. Este mecanismo mostrado na Figura 21, é composto de um suporte para a célula de carga que a fixa na base do equipamento, um suporte do outro lado da célula de carga para receber carga que chega pela alavanca intermediária de compensação, uma alavanca intermediária com seus comprimentos entre pontos de apoio e de forças com proporções iguais às proporções dos comprimentos entre apoio e ação de forças da alavanca do pedal, um suporte que serve de mancal para esta alavanca intermediária de compensação. Como já mencionado mais acima, utilizamos um tirante que

ligue a alavanca intermediária ao pedal no lugar da mola durante a avaliação do conjunto com testes estáticos, sem deslocamento do pedal. Para os testes finais que geraria equação que relacionasse o sinal de saída do conversor analógico/digital com os pesos, e que será necessário teste dinâmico com os pesos, ou seja soltá-los no pedal e provocando deslocamento do pedal e consequentemente será necessário trabalhar com molas, tanto no estático quanto no dinâmico e com indivíduos.

Pode-se observar que no pedal possui três furos no lado da força de reação do pedal. O furo onde está conectado a mola, mostrado na Figura 20, serve para quando o indivíduo, nos testes finais, aplica a força de frenagem que ocorre na direção mostrada na Figura 20 pela “força de frenagem”. O furo 1 da alavanca mostrado na Figura 20 servem para ser acoplado a haste que leva a força de reação para a alavanca de compensação e é utilizada nos testes estáticos com célula de carga, conjunto mecânico, amplificador e Arduino que utilizaram um dispositivo ao pedal, mostrado na Figura 20, ao lado da indicação do furo 1, dispositivo onde se passava barra de aço para ir se colocando as anilhas/pesos. Já o furo 2 é utilizado nos testes finais, para o conjunto todo, tanto para os testes que deslocam o pedal, dinâmico, como aqueles em que o pedal permanece estático. Portanto a necessidade destes furos se dá para garantir a mesma proporção de alavancas e forças de ação e reação, para os dois dispositivos criados para se colocar pesos no pedal, que é provocada quando se aplica a força de frenagem por um indivíduo.

Enquanto um dos lado da alavanca de compensação, interfixa, é ligada por um tirante ou mola ao pedal, o outro lado é ligado à célula de carga que irá receber, graças a esta alavanca de compensação, a força exata aplicada ao pedal como força de frenagem devido aos pontos de aplicação de carga da alavanca intermediária de compensação ter as mesmas proporções dos pontos de aplicações de forças da alavanca do pedal, Figura 20 (d).

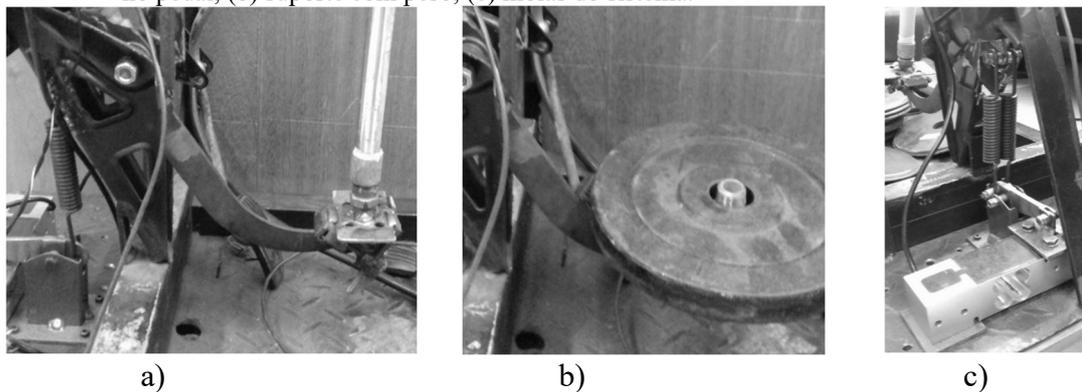
Como nossos pesos tinham um furo para que pudessem encaixar na haste vertical na primeira etapa, continuamos por desenvolver um dispositivo, como mostra na Figura 22 (a), que encaixasse no pedal que que suportasse os pesos em forma de anilhas, como halteres. Como já não tínhamos os pesos do durômetro do IFPR, providenciamos mais 20kg e aferimos em balanças de precisão em gramas, mostrados na Tabela 2.

Figura 21 – posicionamento das partes do sistema de esforço e transdução



Fonte: Autoria própria (2019)

Figura 22 – Suporte do pedal que segura as anilhas (halteres) e molas do sistema. (a) Suporte para pesos no pedal, (b) suporte com peso, (c) molas do sistema.



Fonte: Autoria própria 2019

3.2 TRANSDUTOR FORÇA – TENSÃO ELÉTRICA

A célula de carga genérica e a ponte de wheatstone tipicamente utilizada para a transdução de uma força aplicada para uma tensão elétrica mensurável foi apresentada anteriormente. Nesta seção apresentamos a célula utilizada, as massas avaliadas para o levantamento da curva de resposta, o circuito elétrico e instrumentos para a avaliação do referido transdutor.

3.2.1 Célula de Carga – GL50

A célula de carga utilizada, modelo GL50 (ALFA INSTRUMENTOS, 2019) utilizada possui as seguintes características: 50 kg de capacidade nominal, sensibilidade de $2 \pm 10\%$ mV/V, alimentação CC ou CA de 10 V (definida dentro da faixa de trabalho) e tensão de saída de 0 a 25 mV. A Tabela 5 apresenta os parâmetros da célula de carga utilizada.

Tabela 5 - Parâmetros da Células de Carga GL50.

Grandeza	Valor
Capacidade nominal	50 kg
Material	Alumínio Anodizado
Sensibilidade mV / V	2,0000 + / - 10%
Temperatura de trabalho	- 5 a +60°C
Temperatura compensada	0 a +50°C
Máxima sobrecarga % capacidade nominal	150
Sobrecarga de ruptura % capacidade nominal	300
Resistência elétrica (Ω)	E 410 + / - 10
	S 350 + / - 1

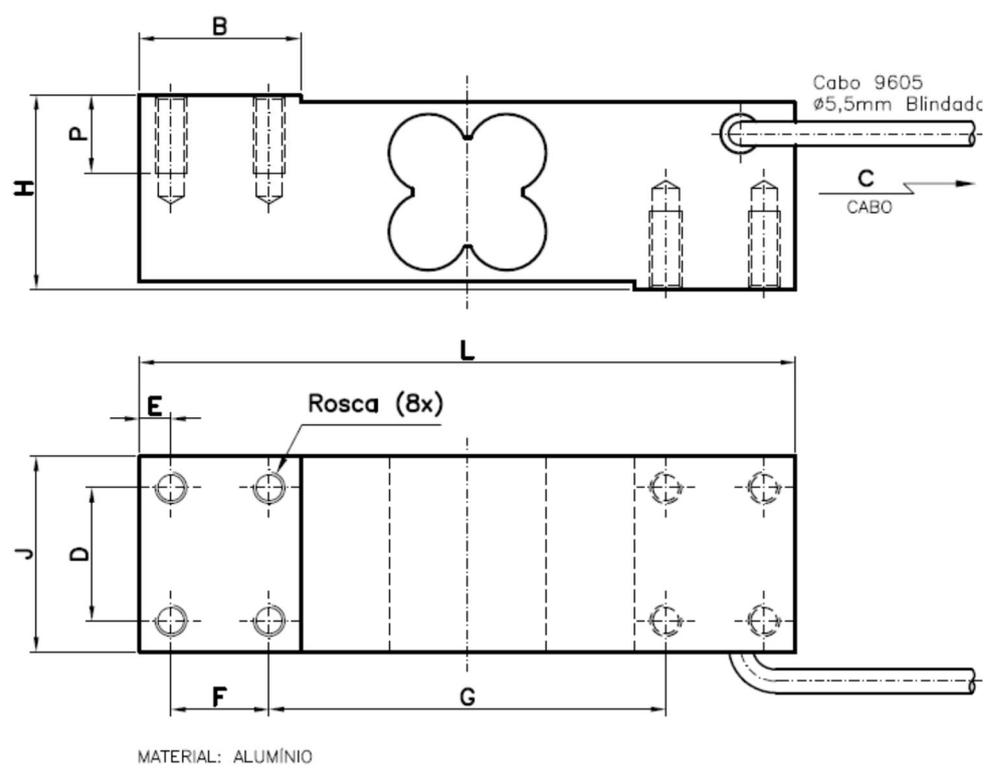
Fonte: Autoria própria (2019).

Tabela 6 - Dimensões da Células de Carga GL50 com rosca M8x1,25 e torque 4 kgm.

Dimensão	Valor
B	41
C	2000
D	34
E	8
F	25
G	101
H	50
J	50
L	167
P	20

Fonte: Autoria própria (2019).

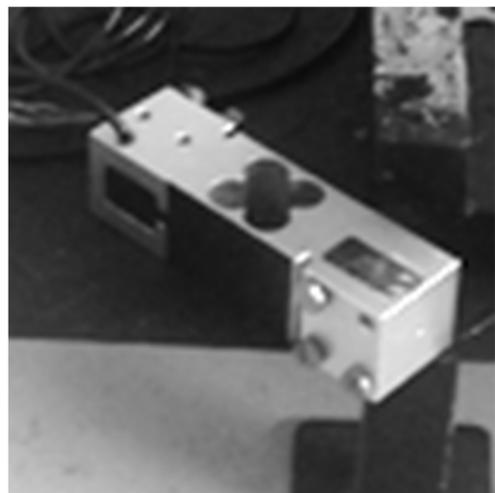
Figura 23 – (a) Desenho da célula de carga CG50 com dimensões em mm, (b) Especificações e sentido de Esforço, (c) Foto da célula de carga.



(a)



(b)



(c)

Fonte: Alfa instrumentos (2019)

3.2.2 Conexão Elétrica e Instrumentação Para Levantamento da Curva de Resposta do Transdutor

Para a avaliação elétrica da célula de carga é necessário realizar a conexão apresentada na Figura 24, em conformidades com o código de cores e funções apresentados na Tabela 7.

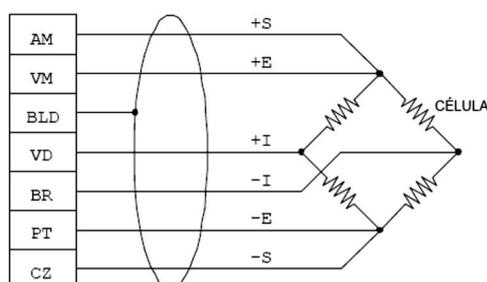
Tabela 7 - Código de cores e funções das conexões da célula de carga.

Cor/Legenda	Função	Símbolo
Amarelo (AM)	+ sensor	+S
Vermelho (VM)	+ Excitação	+E
Blindagem (BLD)	Blindagem	8
Verde (VD)	+ Sinal	+ I
Branco (BR)	- Sinal	- I
Preo (PT)	- Excitação	- E
Cinza (CZ)	- sensor	- S

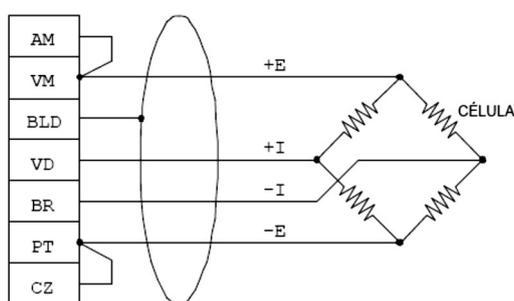
Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 24 – Esquema de conexão elétrica para teste Força x Tensão Elétrica da célula de carga.

Ligação a 6 fios



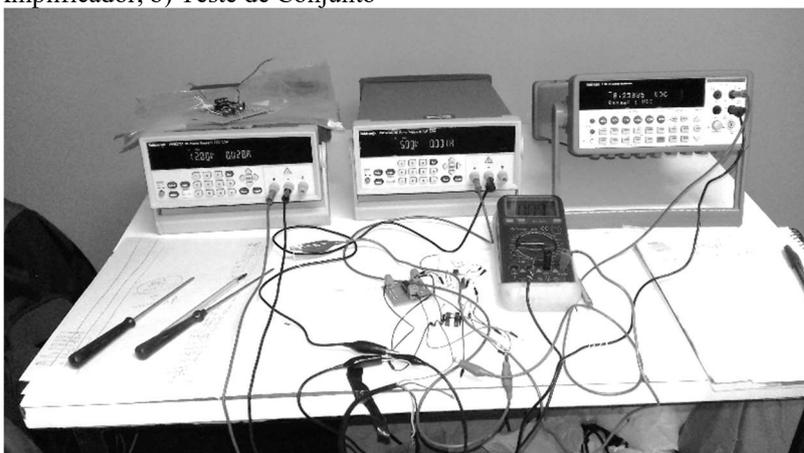
Ligação a 4 fios (somente para curtas distâncias)



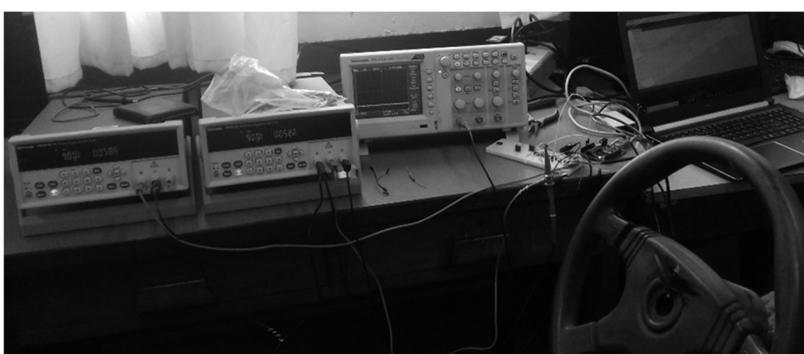
Fonte: Adaptado de Alfa instrumentos (2019).

A Figura 24 apresenta as conexões entre o transdutor, amplificador e o sistema mecânico para simulação de frenagem, e os instrumentos de alimentação e medição de tensões utilizados no laboratório.

Figura 25 – Foto das conexão elétrica para teste Força x Tensão Elétrica da célula de carga. a) Teste de Amplificador, b) Teste de Conjunto



a)



b)

Fonte: Autoria própria (2019).

3.2.3 Massas Referenciais Para Testes de Forças

3.2.3.1 Caracterização da Célula de Carga

Para a avaliação da célula de carga é necessário realizar a inserção de forças conhecidas que permitam a extração da curva de resposta do elemento transdutor. Para tanto foram utilizados pesos de durômetro, peças usinadas e anilhas (halteres) apresentados nas Figuras 27 e 28, que foram marcados e tiveram a sua massa mensurada utilizando uma balança digital, modelo TRIUNFO MAX DST 15-C, cujos valores de massa são apresentados na primeira coluna da Tabela 6.

Para o teste da célula de carga transformaremos estas massas em pesos utilizando a aceleração da gravidade $g = 9,78 \text{ m/s}^2$ (Latitude: $25^{\circ}25'40'' \text{ S}$; Curitiba - PR) (Lopes, 2008) apresentado como peso em newton na segunda coluna da Tabela 8 e na última coluna desta temos o valor acumulado onde que poderá chegar no final em torno de 500 N.

Tabela 8 - Valores de massas utilizados como elementos de inserção de peso no sistema para avaliação da célula de carga.

Designação	Massa (kg)	Peso (N)	Peso Acumulado (N)
PA01	0,255	2,49	2,49
PA02	0,270	2,64	5,13
PA03	0,405	3,96	9,10
PA04	0,455	4,45	13,55
PA05	0,465	4,55	18,09
PA06	0,475	4,65	22,74
PA07	0,485	4,74	27,48
PA08	0,535	5,23	32,71
PA09	0,605	5,92	38,63
PA10	0,605	5,92	44,55
PA11	0,605	5,92	50,46
PA12	0,610	5,97	56,43
PA13	0,925	9,05	65,48
PA14	0,935	9,14	74,62
PA15	0,945	9,24	83,86
PA16	0,995	9,73	93,59
PA17	1,020	9,98	103,57
PA18	1,025	10,02	113,59
PA19	1,220	11,93	125,53
PA20	1,280	12,52	138,04
PA21	1,535	15,01	153,06
PA22	1,610	15,75	168,80
PA23	1,955	19,12	187,92
PA24	2,015	19,71	207,63
PA25	2,085	20,39	228,02
PA26	2,120	20,73	248,75
PA27	2,130	20,83	269,59
PA28	2,140	20,93	290,51
PA29	2,160	21,12	311,64
PA30	2,230	21,81	333,45
PA41	2,260	22,10	355,55
PA42	2,370	23,18	378,73
PA43	2,425	23,72	402,45
PA44	2,460	24,06	426,51
PA45	7,845	76,72	503,23

Fonte: Autoria própria (2019).

3.2.3.2 Caracterização do Conjunto Mecânico, Amplificador e Microcontrolador

Para os experimentos posteriores ao teste de caracterização da célula de carga, ou seja, experimentos para caracterizações no conjunto mecânico com célula de carga, amplificador e sistema microcontrolador, foram trocados alguns pesos que foram utilizados como elementos de inserção de forças aplicadas ao pedal. Todos estes pesos que somados devem dar pelo menos 500 newton, foram aferidos na balança descrita no item 3.2.3.1 e mostrado na Tabela 7.

Tabela 9 - Valores de massas utilizados como elementos de inserção de força conhecida aplicada no pedal.

Designação	Massa (kg)	Peso (N)	Peso Acumulado (N)
PB01	0,575	5,62	5,62
PB02	0,575	5,62	11,25
PB03	0,580	5,67	16,92
PA13	0,925	9,05	25,97
PA14	0,935	9,14	35,11
PA16	0,995	9,73	44,84
PA18	1,025	10,02	54,87
PB04	1,660	16,23	71,10
PA24	2,015	19,71	90,81
PA25	2,085	20,39	111,20
PA26	2,120	20,73	131,93
PA27	2,130	20,83	152,76
PA28	2,140	20,93	173,69
PA29	2,160	21,12	194,82
PB05	2,360	23,08	217,90
PA42	2,370	23,18	241,08
PA43	2,425	23,72	264,79
PB06	2,425	23,72	288,51
PA44	2,460	24,06	312,57
PB07	4,795	46,90	359,46
PB08	4,910	48,02	407,48
PB09	4,925	48,17	455,65
PB10	5,060	49,49	505,14
PB11	5,500	53,79	558,93

Fonte: Autoria própria (2019).

3.2.4 Curva de Resposta de Peso versus Tensão Elétrica

Para a determinação da relação entre a carga aplicada na célula de carga e os valores de tensão elétrica resultante da transdução de energias desta célula no Laboratório de

Eletromecânica do IFPR Campo Largo foram realizadas as seguintes etapas: a) Aferição das massas em uma balança conforme apresentado no item 3.2.3 b) Montagem elétrica e conexão da instrumentação apresentada na seção 3.2.1, c) seleção das massas que servirão para a aplicação de forças (pesos) considerada a aceleração gravitacional em conformidade com a sequência apresentada na Tabela 8.

Neste experimento, cada massa em quilograma era aferida em balança, registrada e adicionada ao dispositivo de suporte de pesos da célula de carga e após estabilização do multímetro era registrado o valor em milivolt correspondente a esta massa para posteriormente transformar em peso. O primeiro peso era um dispositivo que ia fixado na célula de carga e que possuía um peça roscada de espera, Figura 26 (a), o segundo peso era um com base roscada interna para se fixar na peça roscada de espera que tem também uma haste para que servir de guia para os próximos pesos, Figura 26 (b). Os pesos seguintes, bem como os já fixados, iam sendo colocados e somados aos que já estavam na célula de carga, Figura 27 (a). Procurou-se respeitar uma ordem crescente de valores da soma, isto implicou que quando atingíssemos a soma de peso equivalente a uma massa de maior peso, como por exemplo o de 76,72 N (PA45), tirava-se os pesos que somados dessem pouco menos que este peso e substituíam pelo peso maior, Figura 27 (b). Isto também para que não estivesse uma faixa muito ampla entre as somas de pesos. Os pesos citados nas Tabela 8 e 9, não são colocados sempre individuais, pois alguns deles que pertencem ao Durômetro são bipartidos em forma de meia lua e só podem ser colocados em pares. Este ensaio foi feito, aferindo cada peso em uma balança de precisão de milésimo de quilogramas (g), antes de ser adicionado na haste mostrada na Figura 26 (a). Verificou-se a oscilação da fonte de 12 V que alimentava a célula de carga, em um multímetro de precisão de centésimos de volt. A tensão de saída da Célula de Carga era lida por um multímetro de precisão de centésimos de milivolt e registrada para carga adicionada. Estes equipamentos podem ser vistos na Figura 27 (a) e (b).

Escolha dos pesos, para 500 N: alguns pesos são de um equipamento chamado durômetro, outras são de uso comercial utilizado em academias (halteres), e outras foram usinadas à partir de bolachas estampadas, Figura 26 (c) construir um dispositivo que fixasse célula de carga e que fossem colocando peso a peso. Construiu-se este suporte tendo em consideração que os pesos do durômetro eram acompanhados de haste e base roscada, ver Figura 26 (b). Todos os pesos foram catalogados, pesados em uma balança que nos dava uma precisão de massa em milésimo de quilogramas e anotados em cada um para que deles fossemos registrando nos apontamentos conforme sua utilização. Com auxílio de uma fonte regulável e

de dois multímetros, um que medisse centésimos de volt para garantir que o sinal de entrada da célula de carga ficasse em 12 volt e outro que medisse milésimos de volt para a saída da célula de carga. Colocamos peso a peso na haste, tendo em consideração que o suporte, a base roscada e a haste fossem os primeiros a serem registrados. Para cada peso registramos os respectivos valores da soma dos pesos na célula de carga, obtido em milivolt. Foram feitos vários experimentos, tais como: ir aumentando o peso, ir diminuir os pesos, colocar valores aleatórios de pesos, para poder gerar uma curva confiável. Nas Figuras 34 e 35 mostramos os gráficos obtidos com a soma e com a subtração de pesos com valores de ordenada e abscissa de peso versus tensão de saída, carga em newton e tensão em milivolt.

Os pesos, Figura 27 (c), foram convertidas em peso no momento dos testes para que sejam comparados com a força de frenagem dos testes finais. A conversão massa/peso se fará conforme aceleração da gravidade do local do experimento, que neste caso, na região de Curitiba – Paraná – Brasil, é de $9,78 \text{ m/s}^2$.

Figura 26 – dispositivo suporte da célula de carga e pesos. (a) Dispositivo suporte de pesos da C.C., (b) Pesos do durômetro, bipartido e base roscada com haste, c) Pesos do durômetro, usinados e de halteres



a)



b)

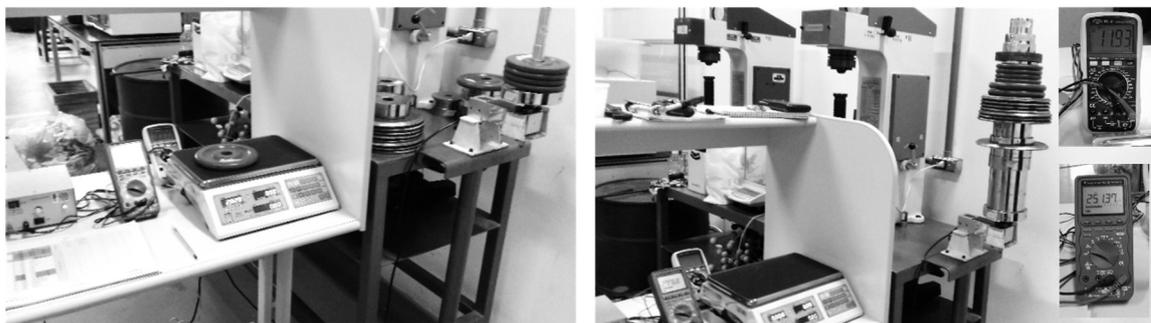


c)

Fonte: Autoria própria (2019).

Como os pesos não apresentavam valores iguais, mesmo sendo parecidos e comercialmente utilizados, e não tínhamos por exemplo: 50 pesos de 1kg ou 25 pesos de 2kg, procedemos de forma a substituir pesos menores por maiores até atingir 50kg. Citamos como exemplo do peso maior que é de aproximadamente 80 N, quando tínhamos colocados na haste a soma de 80 N em pesos, em seguida substituíamos por uma peça de 80 N, e foi fazendo-se assim com pesos menores e substituindo por maiores até ficar como na Figura 27 (b)

Figura 27 – Equipamentos utilizados para verificar Linearidade da Célula de carga. (a) Início da colocação dos pesos ao suporte da C.C. (b) todos Pesos colocado.



a)
Fonte: Autoria Própria (2018)

b)

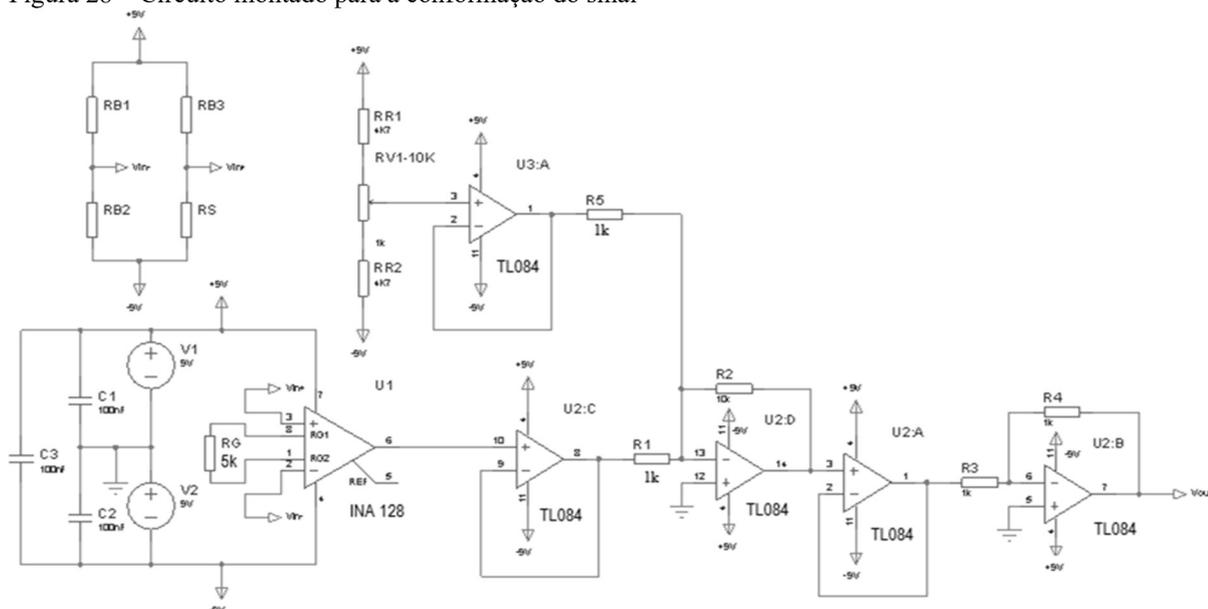
3.3 SISTEMA ELETRÔNICO PARA MONITORAMENTO DE FORÇA DO MEMBRO INFERIOR

O sistema eletrônico utilizado para quantificar a força a ser monitorada ao longo do tempo é composto por um circuito de condicionamento de sinais composto por amplificadores, buffers, circuitos somadores e por um sistema microcontrolado conforme apresentado na Figura 28 e detalhado nas seções seguintes.

3.3.1 Sistema de Conformação de Sinal

Como apresentado na Figura 24, há um circuito acoplado ao sistema sensor da célula de carga apresentado na seção 3.2. A Figura 28 apresenta o circuito montado para a conformação de sinal. Todo este sistema foi desenvolvido para obter um ganho de aproximadamente 200, onde o valor máximo, sem offset, da saída de sinal da célula de carga fica em torno de 0,025 V e se deseja que este valor se amplifique o mais perto possível de 5 V, isto é $5/0,025=200$, para que este sinal possa ser processado no microcontrolador. Na porção esquerda superior da Figura 28, observa-se a Ponte de Wheatstone à qual está acoplado o sensor de força. Neste caso V_{in+} e V_{in-} são a saída do elemento sensor já utilizando a ponte assim como apresentado na seção 3.2. A ponte foi alimentada por tensão +9V e - 9V. Para estes valores, a faixa de valores de saída da ponte foi de 396,9 mV a 428,4 mV.

Figura 28 – Circuito montado para a conformação do sinal

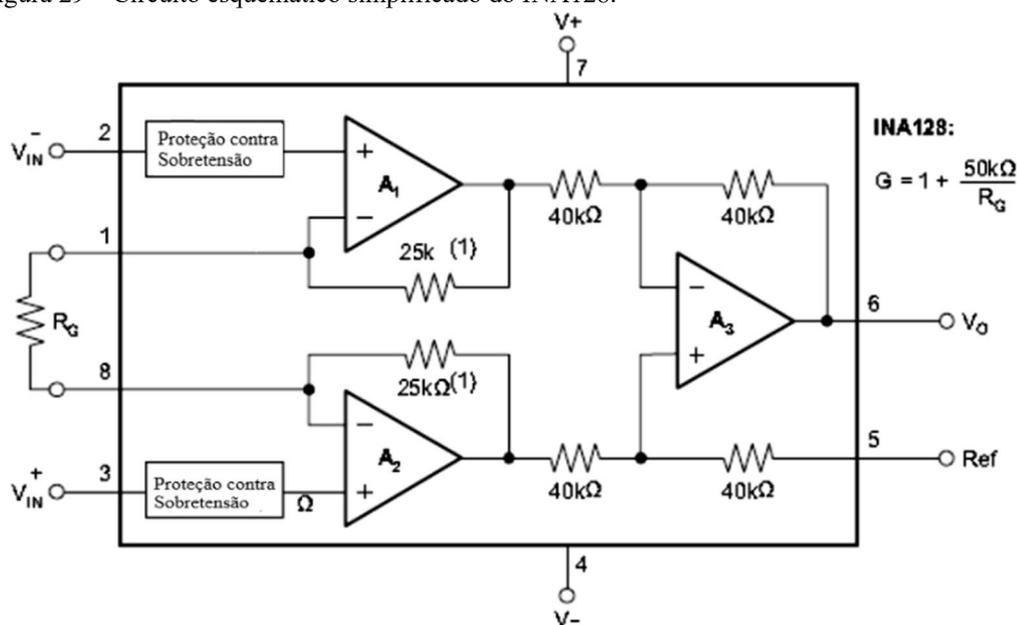


Fonte: Autoria própria (2019).

Este sinal de tensão elétrica (i.e., a diferença entre V_{in+} e V_{in-}), cuja variação é decorrente de aplicação de força no sensor, é a entrada do amplificador de instrumentação INA128P apresentado na porção inferior esquerda da Figura 28. Este amplificador apresenta um ganho (i.e., $G = V_{out}/((V_{in+}) - (V_{in-}))$) dado pela equação (5) e aproximado pelos valores de R_G apresentado na Tabela 10 para o circuito mostrado na Figura 29.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (5)$$

Figura 29 – Circuito esquemático simplificado do INA128.



Fonte: Adaptado de datasheet INA128p.

Tabela 10 - Valores de amplificação para o amplificador de instrumentação INA128 em função do valor do resistor externo adicionado ao circuito.

Ganho desejado Vout/Vin	R_G (ohm)
1	Sem resistor
2	50k
5	12k5
10	5k5
20	2k6
50	1k02
100	505
200	251
500	100
1000	50

Fonte: adaptado de datasheet INA128p (Autoria própria (2019)).

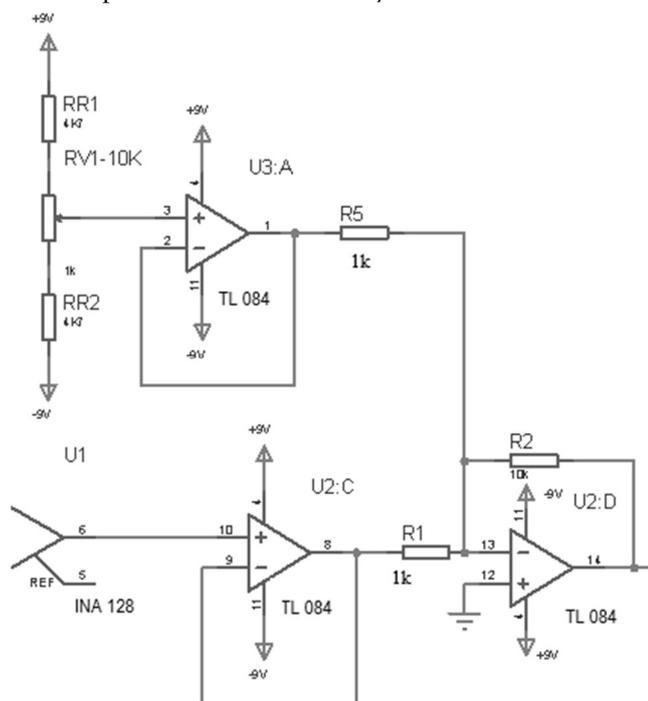
A Figura 30 apresenta o circuito esquemático simplificado utilizado para realizar o ajuste de ZERO da saída do INA. Trata-se de um amplificador somador (i.e., U2D) precedido de um amplificador de ganho unitário (i.e., U2C) e um circuito amplificador (U3A) com a possibilidade de controlar o valor de tensão que é subtraído posteriormente do sinal proveniente do INA. A saída do amplificador U2D tem com valor de saída V_{U2D} dado pela equação (6).

$$V_{U2D} = \frac{R_2}{R_1} \cdot (V_{U2C} - V_{U3A}) \quad (6)$$

Deve-se enfatizar que a tensão de saída do amplificador U2C (i.e., V_{U2C}) é igual à saída do amplificador de instrumentação U1 (i.e., $V_{U2C} = V_{U1}$). A Figura 31 apresenta o circuito para o ajuste da faixa de tensão adequada para a posterior digitalização do sinal. A saída final do circuito (i.e., V_{U2B}) é dada pela equação (7).

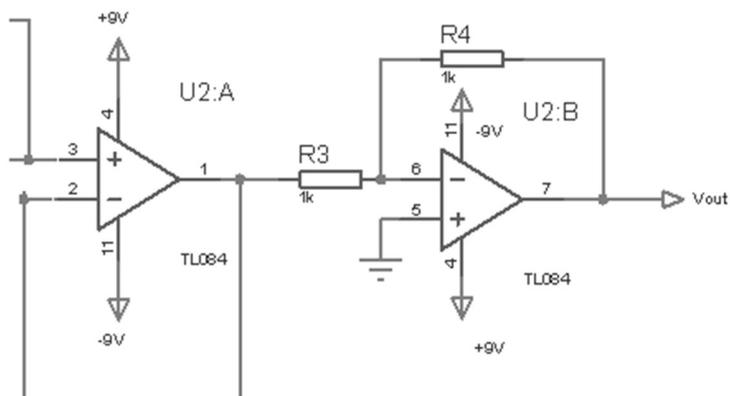
$$V_{U2B} = \frac{R_4}{R_3} \cdot V_{U2D} = \frac{R_4}{R_3} \cdot \frac{R_2}{R_1} \cdot (V_{U2C} - V_{U3A}) \quad (7)$$

Figura 30 – Circuito amplificador para ajuste de tensão para zero em função de distorção da saída do sensor e ou do amplificador de instrumentação.



Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 31 – Circuito para o ajuste da faixa de tensão adequada para a posterior digitalização do sinal.



Fonte: Autoria própria (2019).

3.3.2 Sistema Microcontrolado

Para a aquisição do sinal digitalizado foi utilizado a plataforma ARDUINO UNO REV3 apresentado na Figura 32. Esta plataforma utiliza um microcontrolador ATMEGA328p mostrado na Figura 33. Este microcontrolador possui vários canais de conversão analógico digital. O conversor analógico digital utilizado neste trabalho tem a resolução de 10 bits com

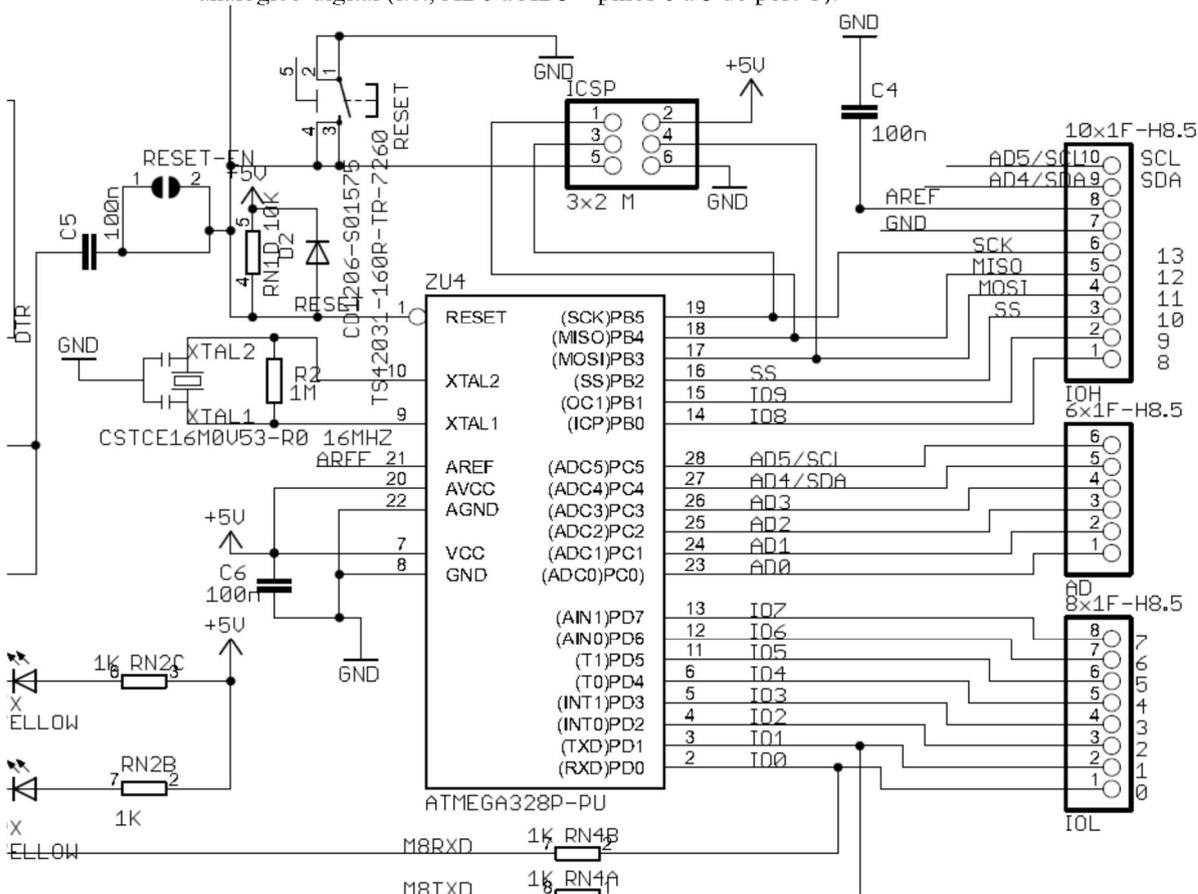
tempos de conversão entre 65 e 260 μ s e com frequência de conversão de até 15 mil amostras por segundo apresentado na Figura 33.

Figura 32 – Plataforma microcontrolada para prototipagem Arduino Uno – Rev. 3.



Fonte: Arduino-uno-rev3 (2020).

Figura 33 – Microcontrolador ATmega328P utilizado com as conexões para canais de conversão analógico-digital (i.e., AD0 a AD5 – pinos 0 a 5 do port C).



Fonte: Datasheet ATmega328P (2020).

3.3.3 Programa para Aquisição de Sinais

Para que um microcontrolador como o Arduino UNO realize alguma tarefa como uma leitura analógica, ativar um relê ou acende uma lâmpada ou se comunicar com algum outro dispositivo, é necessário programá-lo e para isso precisa utilizar linguagens de programação como **Assembly**, **C**, **C++** ou **Visual Basic**, porém a mais recomendável por ser mais completa é a linguagem **C**.

O programa foi feito para ao ser inicializado (start) inicia contagem de tempo em segundos até que possa acender um LED que indicará ao indivíduo que está passando pela avaliação que já pode aplicar a força de frenagem. No mesmo instante que acende o LED inicia o registro em ADC a cada 10 (dez) milissegundos durante 2 (dois) segundo (2000 milissegundos) tendo assim duzentas amostras. Para uma variação de entrada de 0~5 V (zero a cinco volt), teremos uma saída do conversor analógico-digital com valores entre 0~1023, permite uma resolução de leitura $5V/1024$ unidades com 4,9mV por unidade. O sistema foi desenvolvido para que a carga de 50 kgf fique o mais perto possível de 1023.

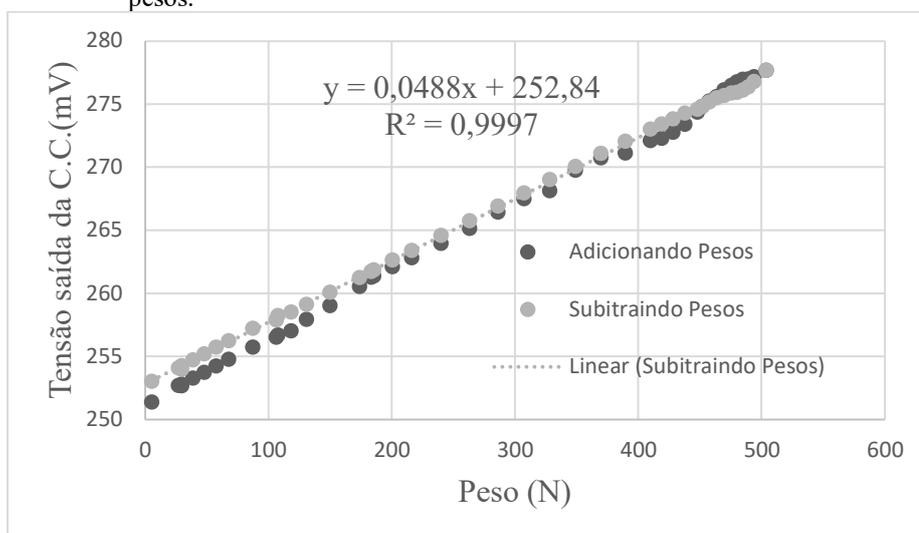
4 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados dos testes experimentais para caracterização do sistema desenvolvido.

4.1 CARACTERIZAÇÃO DA CÉLULA DE CARGA

Utilizando os materiais e métodos apresentados no item 3.2.4 onde foi realizado o experimento em que se avaliou a resposta em tensão da célula de carga com esforços (i.e., pesos) ascendentes e descendentes. Este processo criou duas séries de resultados que são apresentados na Figura 34. Uma série representa a colocação de pesos acoplados à célula de carga e outra série representa a retirada sequencial de pesos. Para a série ascendente, como o processo de colocar os pesos é mais demorado devido ao tempo de confirmação dos valores dos pesos a serem adicionados assim como em função da necessidade de trocar um conjunto de pesos menores por um peso maior. A peça que suporta os pesos na célula de carga pesa 29,68 N e também é contabilizada. Há pontos que se afastam da reta de tendência de resposta da célula de carga possivelmente em função de uma flexão na célula de carga submetida a peso elevado durante longo tempo. Para a série de dados descendente, há melhor linearidade, pois, a retirada dos pesos é mais rápida e sem transição de trocas de conjuntos de pesos por outro peso não havendo tempo para a flexão da célula de carga.

Figura 34 – Gráfico de Tensão de saída em mV para forças aplicadas ao sistema através da inserção de pesos.



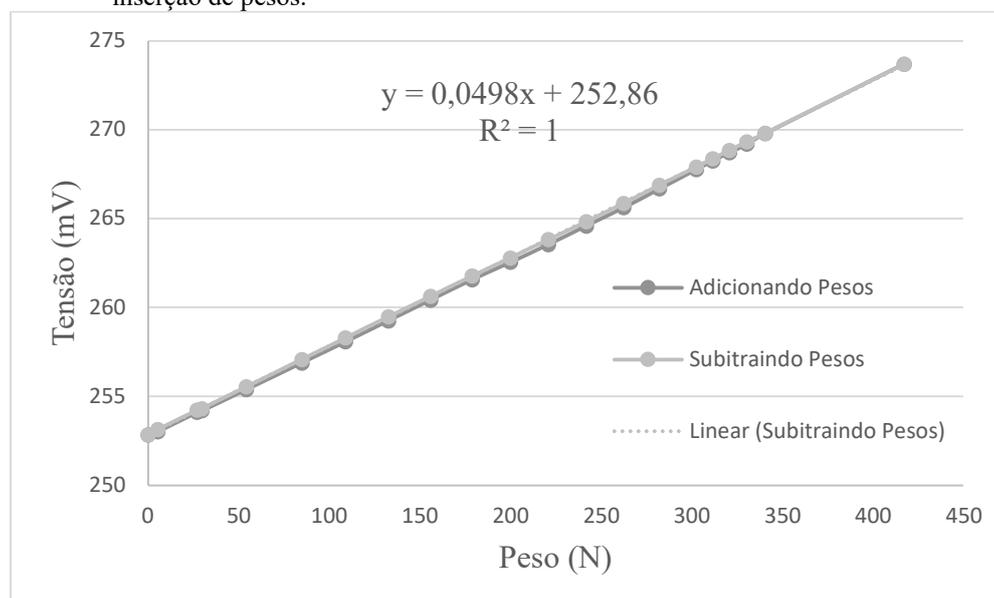
Fonte: Autoria própria (2019).

Um segundo experimento foi realizado com aplicação de forças (i.e., pesos) de forma não ordenada, o que possibilitou a colocação e a retirada mais rápida, não havendo tempo de conformação mecânica (i.e., flexão) da célula de carga. As séries ascendente e descendente apresentadas na Figuras 35 são utilizadas para a definição da equação da célula de carga ajustada para uma reta. Feito uma linha de tendência, da reta formada pelos dados de subtração dos pesos, mostrado na Figura 35, pelo fato de que a retirada de peso é mais rápida do que quando se coloca, obtendo uma menor distorção. Esta equação da reta para a célula de carga encontrada é apresentada na equação (8) e mostrado na Figura 35, para a qual V é a tensão de saída da célula de carga em milivolt e F é a força aplicada em newton que está representando a futura força de frenagem aplicada por uma pessoa.

$$V(mV) = 252,86 + 0,0498 * F(N) \quad (8)$$

Com um coeficiente de determinação $R^2 = 1$, o que demonstra que a variabilidade de Y (tensão) que é explicada 100% pela variável X (força)

Figura 35 – Tensão de saída da célula de carga em mV para forças aplicadas ao sistema através da inserção de pesos.



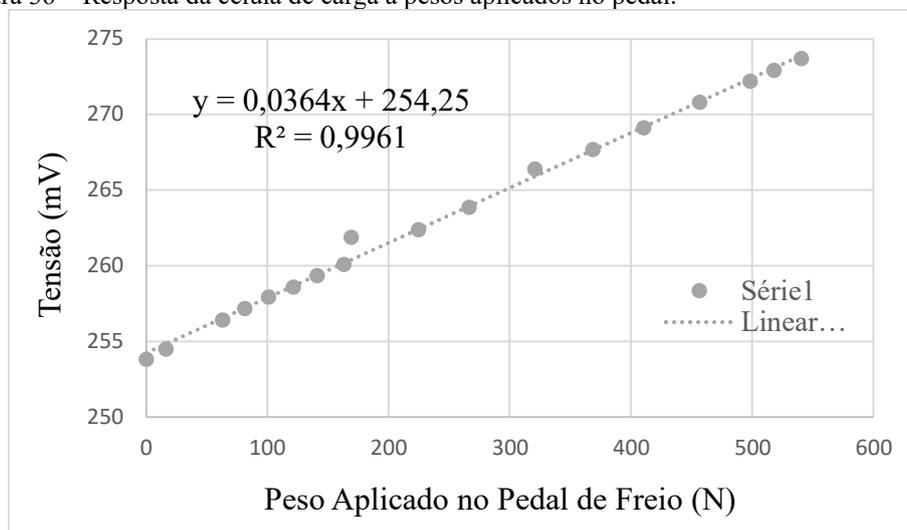
Fonte: Autoria própria (2019).

4.2 CARACTERIZAÇÃO DA CÉLULA DE CARGA ACOPLADA AO PEDAL

Os valores de tensão de saída do transdutor da célula de carga quando aplicado pesos colocados no pedal e que por intermédio de um sistema mecânico de alavancas,

suportes e tirante (ou mola) são transmitidos até a célula de carga que transforma este sinal de força em tensão conforme demonstrados na Tabela 11, são apresentados na Figura 36.

Figura 36 – Resposta da célula de carga a pesos aplicados no pedal.



Fonte: Autoria própria (2019).

Tabela 11 - Valores de tensão de saída em mV na célula de carga, com valor de offset de saída no valor de 253,81 mV, em função das forças aplicadas conforme o experimento da célula de carga acoplada ao pedal.

Peso (N)	Tensão de saída (mV)
0	253,81
16	254,48
63	256,41
81	257,18
101	257,92
121	258,59
141	259,35
163	260,08
169	261,88
225	262,38
267	263,87
321	266,39
369	267,69
410	269,12
457	270,80
498	272,20
518	272,92
541	273,70

Fonte: Autoria própria (2019).

Equação da reta com coeficiente de determinação R^2 de 0,9961 para a célula de carga acoplada ao pedal é apresentada na equação (9) para a qual V é a tensão de saída da

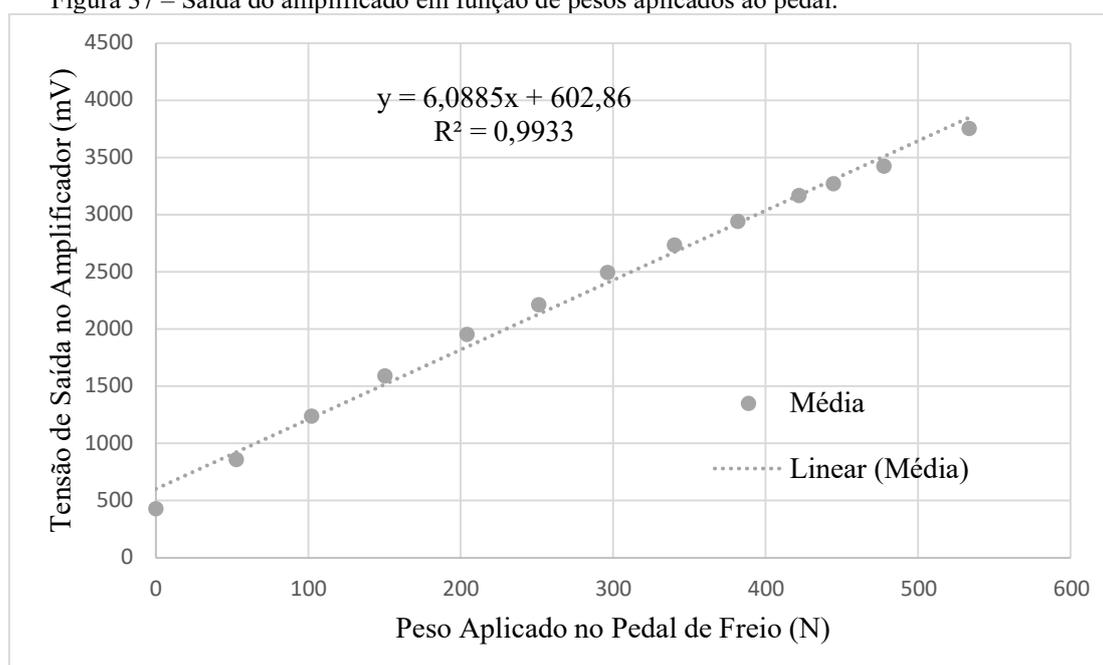
célula de carga em milivolt e F é a força aplicada ao pedal que aqui representa uma força de frenagem aplicada por uma pessoa.

$$V(mV) = 254,25 + 0,0364 * F(N) \quad (9)$$

4.3 AVALIAÇÃO DO CIRCUITO DE CONFORMAÇÃO DE SINAL E DO CONVERSOR ANALÓGICO DIGITAL

Para estes testes foram utilizados o suporte mostrado na Figura 22 (a) e (b) onde colocando-se os pesos e o sistema já possui as molas instaladas da Figura 22 (c). Os valores da tensão elétrica medida na saída do amplificador são apresentados na Figura 37 quando os pesos são colocados no pedal em conformidade com a Tabela 12.

Figura 37 – Saída do amplificado em função de pesos aplicados ao pedal.



Fonte: Autoria própria (2019).

Tabela 12 - Valores de tensão na saída do amplificador em mV para pesos entre 0 e 533 N.

Peso (N)	Tensão Elétrica (mV)					
	1. Adic	1. Subit	2. Adic	2. Subit	2. Subit	3. Subit
0	400	500	420	423	423	418
53	850	930	807	867	858	855
102	1200	1300	1180	1290	1210	1260
150	1510	1690	1490	1680	1560	1620
204	1840	2100	1850	2040	1880	2020
251	2080	2410	2110	2340	2130	2220
296	2340	2710	2360	2580	2400	2600
340	2550	2940	2630	2860	2630	2820
382	2750	3100	2840	3060	2880	3030
422	2970	3330	3040	3300	3110	3270
445	3100	3440	3190	3340	3190	3380
478	3370	3490	3350	3470	3350	3530
533	3820	3820	3770	3770	3680	3680

Fonte: Autoria própria (2019).

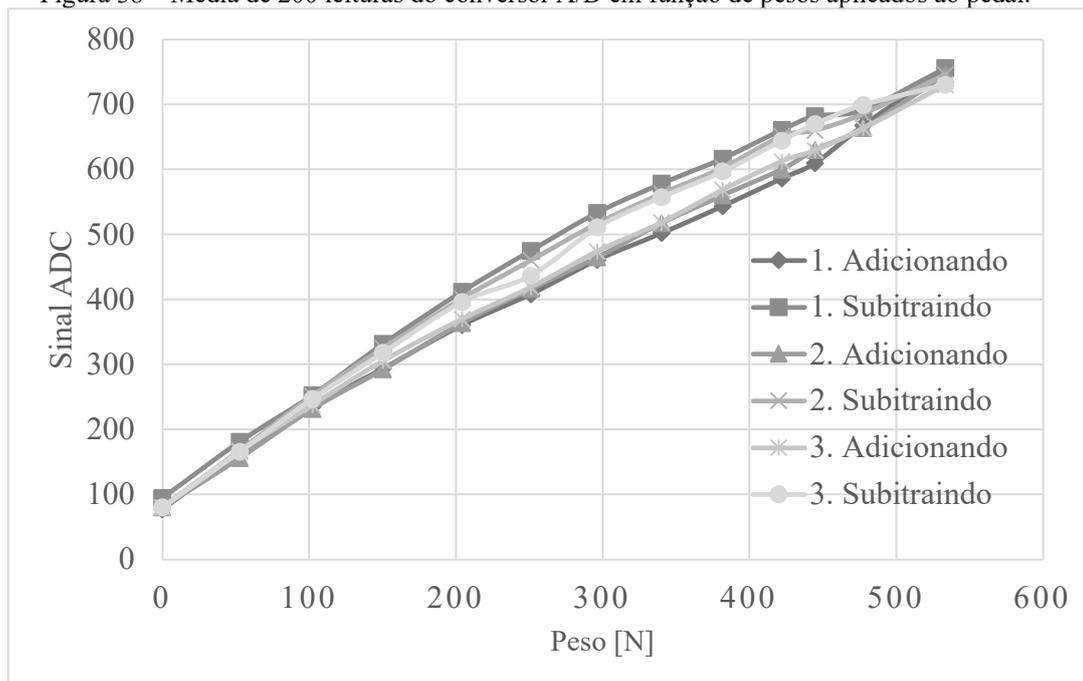
Equação da reta teve como coeficiente de determinação R^2 o valor de 0,9933 para o sinal medido da tensão elétrica na saída do amplificador com a célula de carga acoplada ao pedal o circuito amplificador tendo seu sinal de saída convertido pelo sistema microcontrolado é apresentada na equação (10).

$$ADC_{leitura} = 602,86 + 6,0885 * F \quad (10)$$

Como as medições de ADC por Peso dura 2 segundos e cada leitura é feita de 10 em 10 milisegundos, tivemos 200 leituras resultantes. Destas 200 leituras por peso se fez uma média que é demonstrada em cada ponto na Tabela 13.

Os valores de seis avaliações estáticas, três colocando os pesos (i.e., subida) e três retirando os pesos (descida) com cada valor sendo a média de 200 leituras do conversor analógico digital é apresentado na Figura 38.

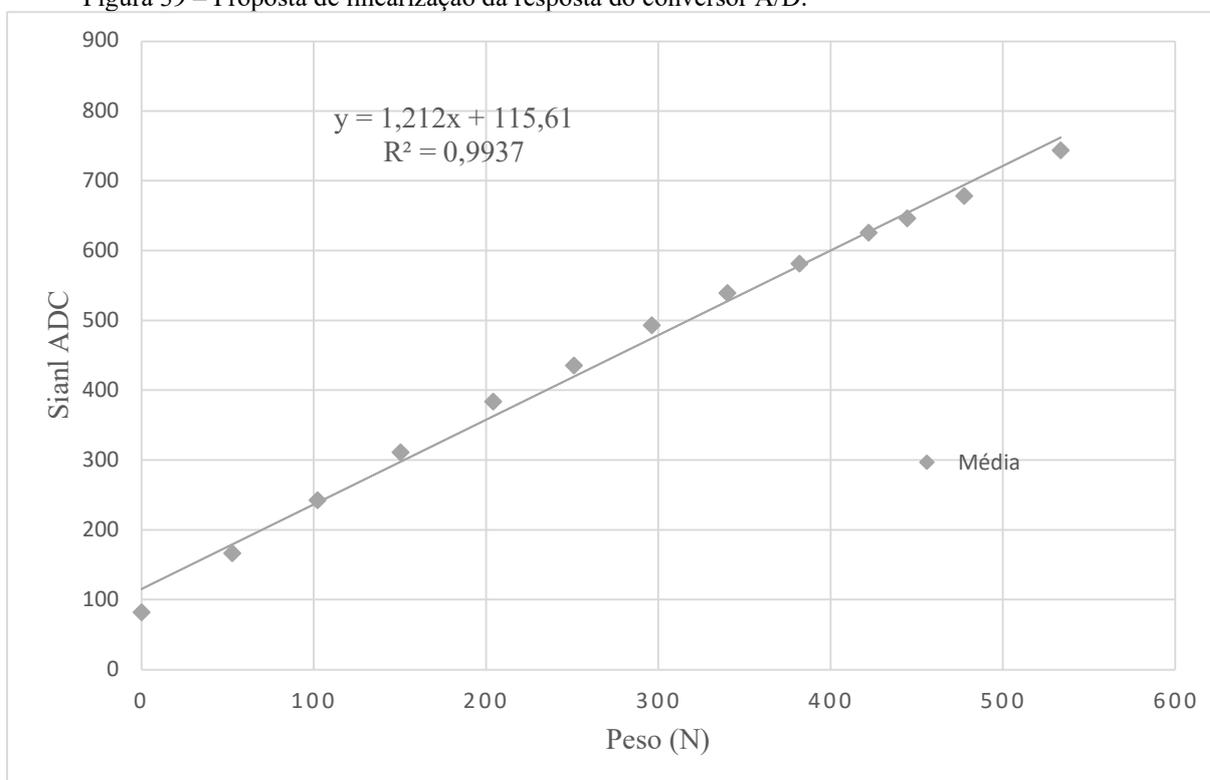
Figura 38 – Média de 200 leituras do conversor A/D em função de pesos aplicados ao pedal.



Fonte: Autoria própria (2019)

Os valores da média do conversor analógico digital das seis avaliações estáticas, cada uma com a média de 200 leituras por peso, são apresentados na Figura 39, quando os pesos são colocados no pedal em conformidade com a Tabela 13.

Figura 39 – Proposta de linearização da resposta do conversor A/D.



Fonte: Autoria própria (2019).

Equação da reta com R^2 de 0,9937 para média de 200 leituras do conversor analógico digital com o circuito de conformação de sinal com a célula de carga acoplada ao pedal e o circuito amplificador tendo seu sinal de saída convertido pelo sistema microcontrolado é apresentada na equação (11).

$$ADC_{leitura} = 115,61 + 1,212 * P \quad (11)$$

Tabela 13 - Valores da média de 200 leituras do ADC para pesos entre 0 e 54,55 kgf.

Peso (N)	Média da Leitura do Microcontrolador (ADC)					
	Subida1	Descida1	Subida2	Descida2	Subida3	Descida3
0	78	95	80	81	81	80
53	165	181	156	168	166	166
102	236	253	232	252	238	247
150	294	332	293	325	306	318
204	361	412	364	402	370	396
251	408	475	416	461	419	437
296	461	534	465	517	474	511
340	502	578	518	563	519	558
382	544	617	560	603	569	597
422	586	661	600	651	613	644
445	610	682	630	660	630	670
478	668	692	664	686	664	699
533	756	756	746	746	730	730

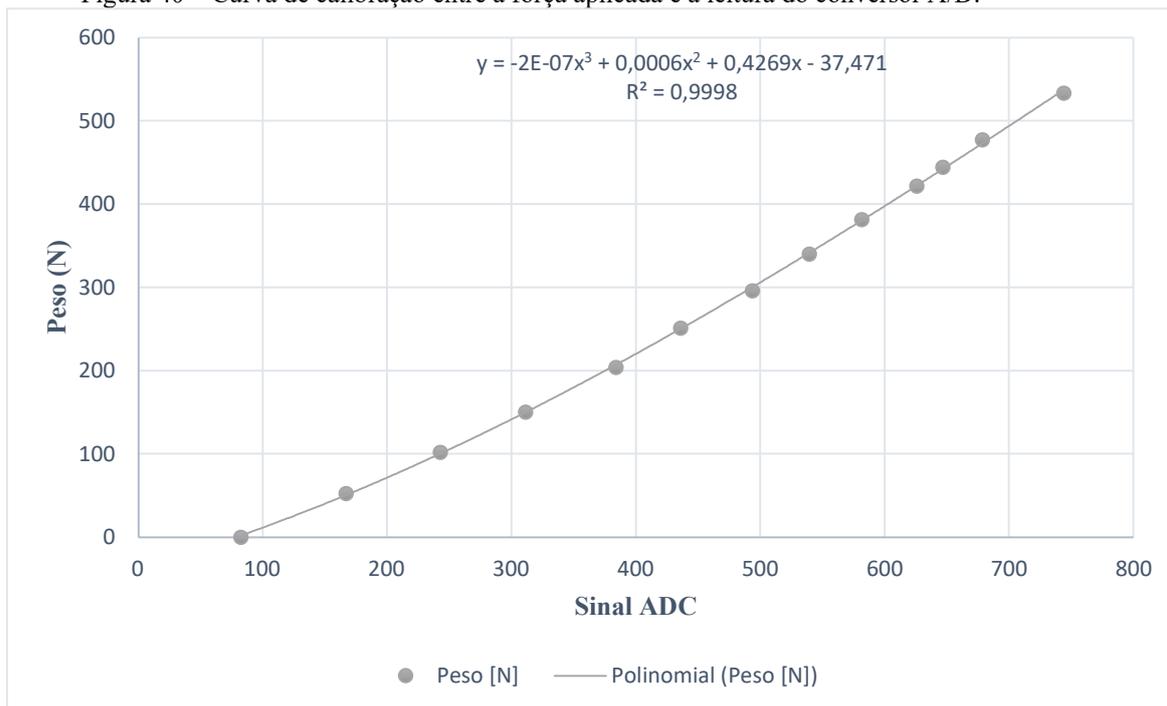
Fonte: Aatoria própria (2019).

4.4 CURVA DE CALIBRAÇÃO FORÇA X LEITURA ADC

Para utilizar o sistema na prática é necessário criar uma curva de calibração onde a Força em newton seja determinada pela leitura do ADC. A Figura 40 apresenta esta relação e a curva de terceiro grau que será utilizada para a definição da força aplicada ao pedal. Para esta equação obtém-se um R^2 de 0,9998 e a relação dada pela equação (12).

$$F = -2 \cdot 10^{-7} \cdot x_{ADC}^3 + 6 \cdot 10^{-4} \cdot x_{ADC}^2 + 0,4269 \cdot x - 37,471 \quad (12)$$

Figura 40 – Curva de calibração entre a força aplicada e a leitura do conversor A/D.



Fonte: Autoria própria (2019).

4.5 TESTES PRELIMINARES DE ACIONAMENTO DE FREIO

Para demonstrar a viabilidade do sistema desenvolvido, três homens com 40, 56 e 57 anos realizaram testes para simular o uso do sistema. A maioria dos testes foram realizados com os pés direito, do freio, apoiado no acelerador que normalmente simula uma condição ideal da rotina de direção veicular onde a emergência de frenagem surge sem previsão. Já alguns experimentos foram feitos com o pé direito aguardando apoiado no freio, sem acioná-lo, simulando situações como paradas previstas como a de sinaleiros, esquinas e faixas de pedestre, o que são situações de direção veicular previstas com antecedência, mas que requerem atenção. O indivíduo que aciona o botão que dispara o contador até o momento em que o sinal luminoso acende era diferente do indivíduo que acionava o freio. É importante observar da Figura 41 com indivíduo A temos testes com o pé que freia esperando pelo sinal hora apoiado no freio, sem acioná-lo, e hora apoiado no acelerador conforme abreviatura descrita na Tabela 14, nas Figuras 42 e 43 os indivíduos B e C, respectivamente, aguardam o sinal para início da frenagem com o pé de freio apoiado no acelerado. Observa-se que o indivíduo A, com menor idade, apresenta em todos os casos um tempo de resposta ao sinal luminoso menor do que os indivíduos com maior idade, o que é um comportamento previsto. Já o indivíduo B procurou realizar o teste com intensidade da força igual a que pratica em

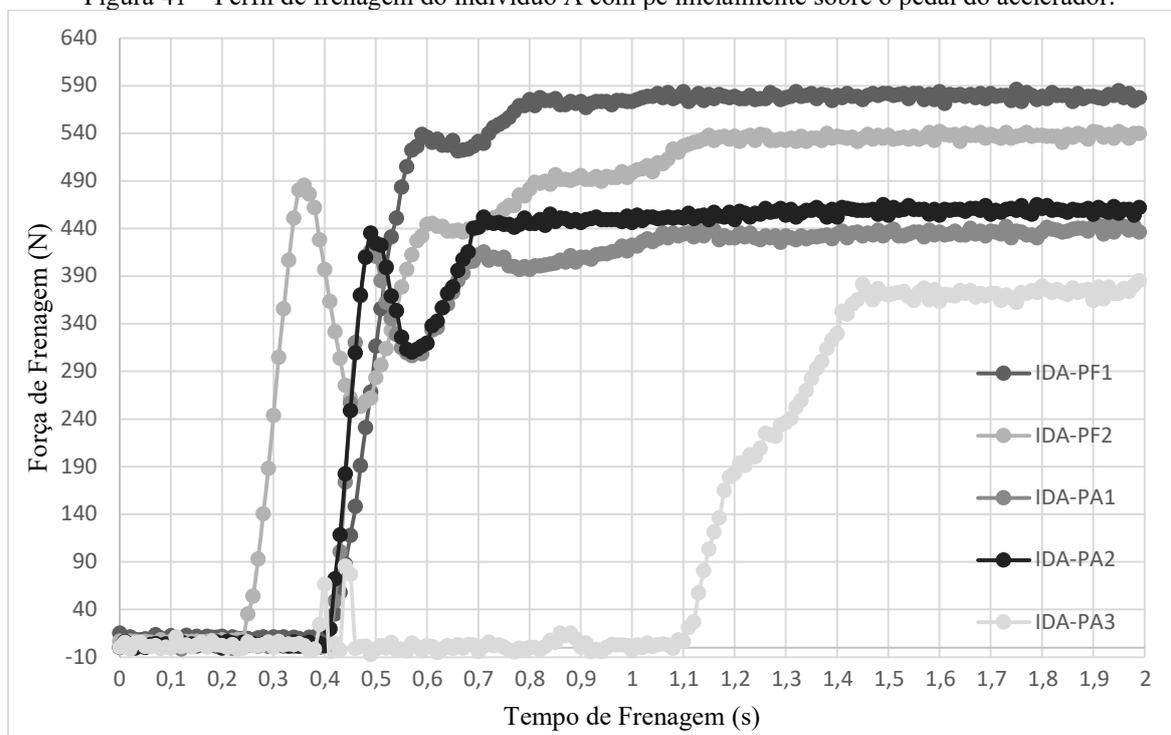
sua direção veicular. Pode-se observar que o indivíduo C realizou alguns testes tentando gerar o máximo esforço para testar o comportamento do sistema em um todo e também para poder avaliar a o limite possível de esforço verificando se alcançaria o valor solicitado na NBS 557 de 1970 dos testes mostrados na Figura 7. Obtemos nos testes do indivíduo C, Figura 43, valores de força de frenagem da ordem de 725 N.

Tabela 14 - Descrição das abreviaturas utilizadas nos gráficos de testes preliminares.

Abreviaturas	Descrição
IDA-PF1	indivíduo A com esperando com pé no freio (40)
IDA-PF2	indivíduo A com esperando com pé no freio (40)
IDA-PA1	indivíduo A com esperando com pé no acelerador (40)
IDA-PA2	indivíduo A com esperando com pé no acelerador (40)
IDA-PA3	indivíduo A com esperando com pé no acelerador (40)
IDB-PA1	indivíduo B com esperando com pé no acelerador (57)
IDB-PA2	indivíduo B com esperando com pé no acelerador (57)
IDB-PA3	indivíduo B com esperando com pé no acelerador (57)
IDB-PA4	indivíduo B com esperando com pé no acelerador (57)
IDC-PA1	indivíduo C com esperando com pé no acelerador (56)
IDC-PA2	indivíduo C com esperando com pé no acelerador (56)
IDC-PA3	indivíduo C com esperando com pé no acelerador (56)

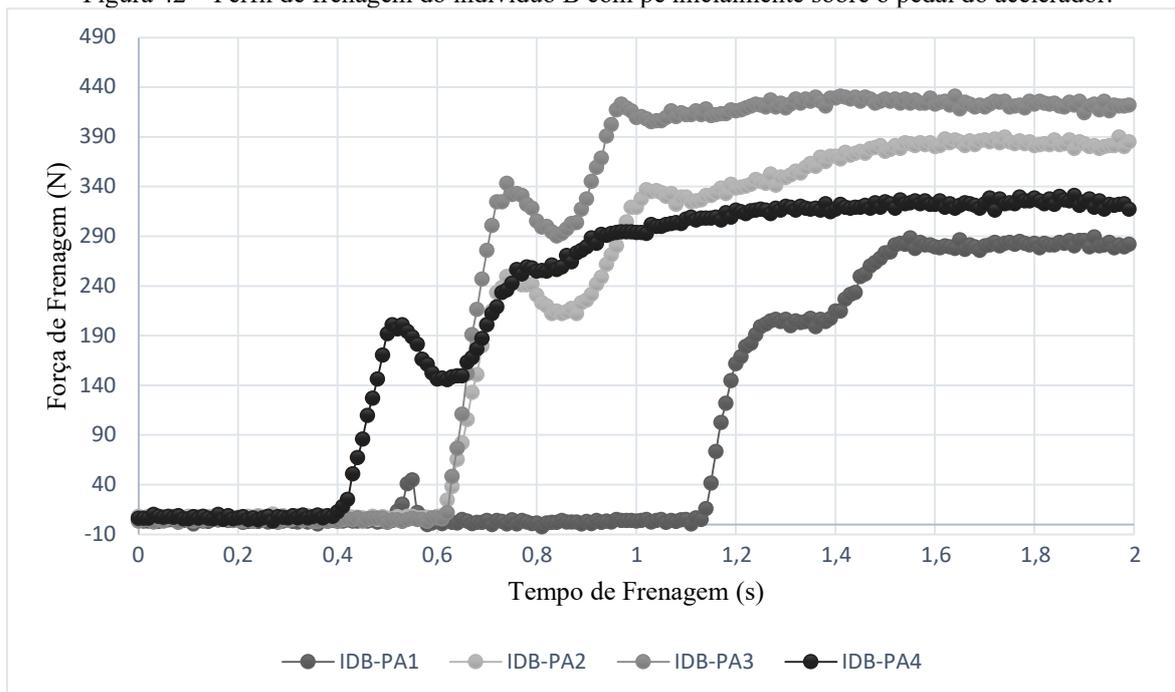
Fonte: Autoria própria 2019

Figura 41 – Perfil de frenagem do indivíduo A com pé inicialmente sobre o pedal do acelerador.



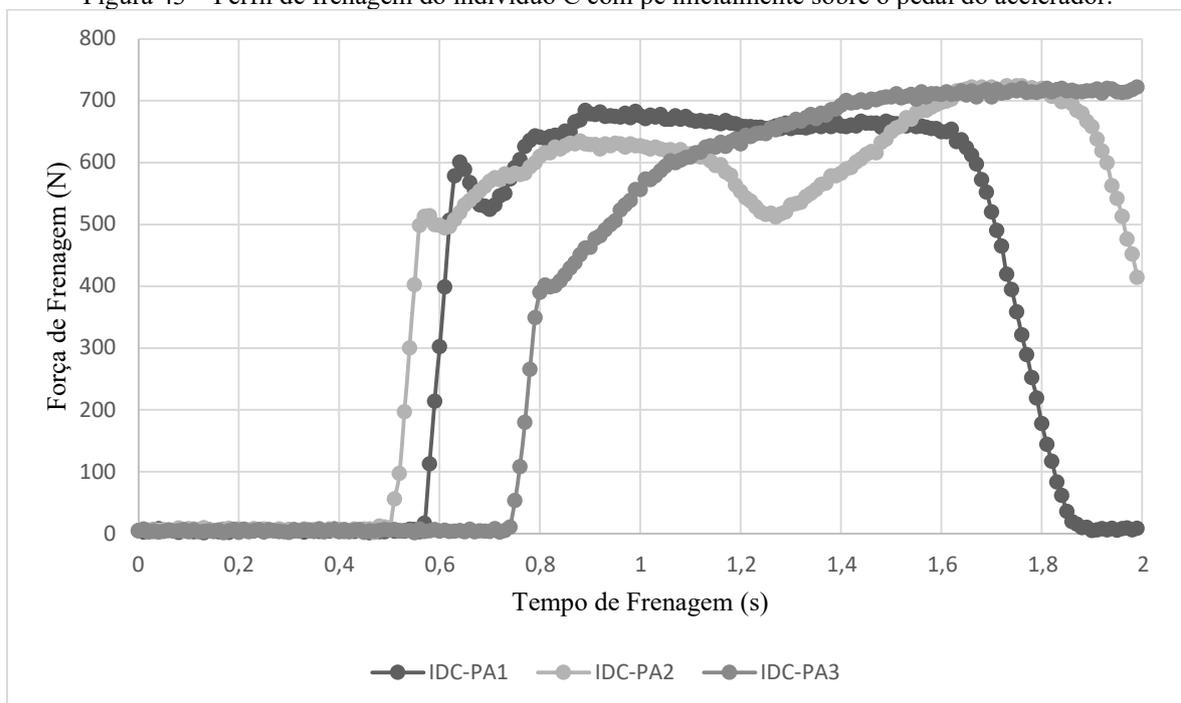
Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 42 – Perfil de frenagem do indivíduo B com pé inicialmente sobre o pedal do acelerador.



Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 43 – Perfil de frenagem do indivíduo C com pé inicialmente sobre o pedal do acelerador.



Fonte: Autoria própria (2019).

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Neste capítulo são discutidos os resultados do sistema desenvolvido assim como as conclusões e sugestões de novos trabalhos.

5.1 DISCUSSÃO

Aqui discutimos os resultados obtidos na caracterização da célula de carga, antes e após esta ser montada no conjunto, no comportamento do amplificador no conjunto e no conversor analógico digital no conjunto todo, com aplicação de carga e de força em testes preliminares com indivíduos.

5.1.1 Caracterização da Célula de Carga

Discussão do primeiro experimento de linearidade da célula de carga: O objetivo deste experimento foi deixar os pontos mais aproximados para formar a reta de linearidade, mas não contávamos com a variação dos valores de saída da célula de carga quando com carga crescente por um longo tempo. As possíveis causas destas variações podem ser causadas pela deformação do próprio material da célula de carga no regime elástico, da oscilação da rede de 127 V, da variação do transformador analógico de 12 V e pela sensibilidade da célula já que sua saída é em milivolt.

Discussão do segundo experimento para caracterização da célula de carga: para este experimento não houve a preocupação de que as somas de cargas ficassem em uma variação não muito maior do que 2 kgf. Pelos resultados apresentados pudemos concluir que este segundo experimento de linearidade de célula carga ficou mais confiável já que não houve prováveis deformações do material da CC e variações de tensões de entrada para CC. Isto ficou evidenciado na equação (8).

5.1.2 Caracterização da Célula de Carga Acoplada ao Pedal

Mostrada na Seção 4.2, a equação da reta $V=0,0364 \cdot F + 254,25$, onde V é a tensão de saída da célula de carga em milivolt e F o peso da massa colocada estaticamente no pedal, em newton, em qual obteve-se um coeficiente de determinação R^2 de 0,9961, se mostrou satisfatória para o objetivos da pesquisa que é o de que esta força seja aplicada como força de frenagem de uma pessoa, este índice que representa uma correlação dos dados de tensão versus força de 99,61% é suficientemente aceitável para análise de desempenho nas avaliações de pacientes em recuperação de lesões do membro inferior direito.

5.1.3 Avaliação do Circuito de Conformação de Sinal e do Conversor Analógico Digital

Nos testes mostrados na Figura 41, onde o indivíduo A (IDA) fez cinco aplicações/simulações, onde as duas primeiras aguardando sinal com o pé apoiado sobre o freio como se faz ao se aproximar de um sinaleiro ou esquina, nestas o tempo reação foi bem menor e a força de estabilização foi maior que nas simulações que este fez aguardando com o pé no acelerador. As três simulações que aguardou com o pé apoiado no acelerador, aguardando o sinal, podemos observar que na curva IDA-PA3 houve um escorregamento do pé o que levou a uma retomada só após aproximadamente 0,7 segundos, o que em situação real seria inseguro. O IDA teve uma resposta de frenagem muito melhor do que os outros dois indivíduos, acreditamos que pelo fator idade refletiu um reflexo melhor. Estes gráfico apresentou uma resposta satisfatória às nossas expectativas de conseguir à partir de uma força de frenagem aplicada por um indivíduo conseguir registra seu comportamento de frenagem no que diz respeito à força no decorrer de um tempo, o que pode ajudar especialista da área médica a levantarem hipótese e comprovarem através de equipamento similar. Nossa meta era conseguir um sistema que medisse pelo menos uma frenagem de 500N e o IDA conseguiu aplicar uma força perto de 590 N. Se formos comparar os resultados da NBS 557 onde se exigia que fossem mantido uma força máxima de 800 N por 5 segundos com estes estaríamos muito aquém, porém não temos hoje necessidade de frenagem como tínhamos em 1970. Vimos que uma força de frenagem de 500Nsatisfaz até mesmo para carros de competições. Podemos observar que este indivíduo, sem um prévio relato de intenção, se preocupou em ter uma reação de frenagem melhor, ou seja um tempo de reação menor.

Nos testes mostrados na Figura 42 demonstra as simulações/aplicações de frenagem do indivíduo B (IDB) podemos observar na curva IDB-PA1 também houve um escorregamento do pé de frenagem que levou perto de 0,7 segundos para recuperar a frenagem. O máximo de força obtido na frenagem deste indivíduo chegou perto de 440 N o que está perto do valor de 443,61N (PUHN, 1985). Tanto o indivíduo A como do B e C possuem valores de tempo reação perto de 0,49 segundos que foi o obtido nos experimentos de Nguyen, Hau e Bartlett (2000) em pós operatórios para um esforço de 200N. Podemos observar que este indivíduo B, sem um prévio relato de intenção, se preocupou em ter uma reação de frenagem similar, prospectivamente falando, às aplicadas no dia a dia em seu veículo, sem preocupação de atingir um esforço máximo e sim o que normalmente seria suficiente para desacelerar um veículo.

Já o indivíduo C (IDC), como se observa na figura 43, obteve um tempo de início de frenagem médio um pouco maior que os indivíduos A e B, variando de 0,5 à 0,75 segundos, que comparando com a média de 0,49 segundos com uma variação de 0,4 à 0,62 segundos obtidos por Nguyen, Hau e Bartlett (2000) para um esforço de 200N, aparenta estar pouco abaixo do tempo de reação, porém se comparado com tempos de Burckhardt, 1985 que pode-se levar até 1,12 segundos para mover o pé e com Associação Europeia de Suprimentos Automotivos (CREPA, 2010) que indica de 0,75 a 1,5 segundos para frenagem de um veículo este tempo obtido parece esta satisfatório. Os valores de esforço do indivíduo C chegaram perto de 700N, acima do desejado de 500 N e não foram mantidos até o final, ou como mostra na curva IDC-PA2 aliviou e pisou novamente. Em valores de força de frenagem atingiram satisfatoriamente os indicado por Limpert (2011), para freio sem amplificação de forças, que estabelece um valor de força de frenagem entre 445 e 489 N que deve produzir uma desaceleração de 1 g, e esforço máximo de pedal exercidos pelo pé direito de mulheres e homens é de aproximadamente 445 e 823 N, respectivamente. Podemos observar que este indivíduo C, sem um prévio relato de intenção, se preocupou em aplicar as forças de frenagem para testar o limite do sistema e para desacelerar um veículo com menor tempo.

Baseados nos testes estáticos, ou seja com pesos sem deslocamento do pedal, e nos testes dinâmicos onde soltávamos o pedal com peso gerando deslocamento deste, puderam gerar um equação satisfatória que relacionasse o sinal ADC, mostrada na Figura 40, com o peso conhecido podendo assim a partir do esforço de um indivíduo obter por 2s o comportamento de frenagem, tendo como resultado uma variação de ADC em um intervalo

de tempo. Esta curva de ADC versus tempo foi então transformada, utilizando a equação obtida a partir de Pesos versus ADC, em uma curva Força de frenagem versus tempo, mostradas nas Figuras 41, 42 e 43, o que tornou possível a observação do comportamento da aplicação de força de frenagem de três indivíduos, Tabela 14. Todos estes procedimentos nos levaram a atingir o objetivo deste trabalho que foi de desenvolver um equipamento que pudesse avaliar condições de frenagem de indivíduos durante a recuperação de lesões no membro inferior direito.

5.2 CONCLUSÃO

Pode-se considerar que foram satisfatórios os resultados desde a caracterização da célula de carga passando pelo desenvolvimento do mecanismo de compensação que atenua o esforço que chega à CC, bem como o desenvolvimento e qualificação do amplificador e dos resultados do microcontrolador que nos devolveu valores ADC compatíveis para a criação de gráficos que mostrassem a força aplicada por um período de tempo que pode perfeitamente ajudar a acompanhar na recuperação de lesões no membro inferior direito.

5.3 TRABALHOS FUTUROS

Como sugestão para dar continuidade a este trabalho, pode-se citar a elaboração de uma proposta de pesquisa ao comitê de ética de pesquisa envolvendo homens e mulheres de várias idades com e sem problemas que possam afetar a capacidade de acionamento de um pedal de freio.

Este trabalho poderá servir como uma base de dados local para o comportamento típico de adultos em recuperação pós operatórias de lesões do joelho direito, que seguem protocolos de cuidados médicos pós cirúrgicos, verificando a eficácia destes protocolos relacionados a sexo, idade e tipos atividades físicas.

Com base nos experimentos finais desta pesquisa pode-se com a ajuda dos participantes deste experimento final criar um protocolo envolvendo procedimentos atitudinais durante o experimento, pois como descrevemos nas discussões dos experimentos finais, cada indivíduo tinha um propósito durante os experimentos.

Criar um sistema que possa zerar o offset da saída da célula de carga com um aperto de botão, como é feito em balanças comerciais.

Adicionalmente, o Dr. André A. da Silva pretende empregar o sistema desenvolvido em estudos na clínica de ortopedia para pacientes em recuperação pós operatória de artroscopia de ligamento cruzado anterior.

REFERÊNCIAS

ALLDATASHEET, Pesquisa de folha de dados de componentes eletrônicos, Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/>>. Acesso em 19. Jan. 2019.

ALFA INSTRUMENTOS. **Dados da Célula de Carga GL 50**. São Paulo, Brasil, 2019.
DALURY, D.F.; TUCKER, K.; KELLEY, T.C. **When can i drive? brake response times after contemporary total knee arthroplasty**. Published online: The Association of Bone and Joint Surgeons, 11 August 2010. Disponível em: <<http://www.alfainstrumentos.com.br/GL-50-100-200-300-500.html>>. Acesso em 19. Jan. 2019.

A DESIGNER'S GUIDE TO INSTRUMENTATION AMPLIFIERS. 3RD Edition. Por Charles Kitchin e Lew Counts. Analog Devices, U.S.A. 2006. Disponível em: <<https://www.analog.com/media/en/training-seminars/design-handbooks/designers-guide-instrument-amps-complete.pdf>>. Acesso em: 11. Jan. 2020.

ARDUINO UNO REV3. Encontrado em: <<https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>>. Acesso em 11. Jan. 2020.

ARGINTAR, EVAN; WILLIAMS, AMY; KAPLAN, JONATHAN; HALL, MICHAEL; SANDERS, THOMAS; YALAMANCHILI, RAJ; HATCH, GEORGE F. III. **Recommendations for Driving After Right Knee Arthroscopy**. Orthopedics, Maio., 2013 Volume 36. Number 5. P. 659-665.

BURCKHARDT, MANFRED. **Reaction Times in Emergency Braking Maueuvers**, Verlag TUV Rheinland, Germany, 1985.

CLEPA European Associatio of Automotive Suppplies, AEBS/LDWS-07-05 20100913. 2010. Disponível em: <<https://slideplayer.com/slide/8899065/>>. Acesso em 11. Jan. 2020.

DATASHEET INA 128p. Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/545749/TI1/INA128P.html>>. Acesso em 11. Jan. 2020.

DATASHEET ATmega328P: Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/313218/ATMEL/ATmega328P.html>>. Acesso em 11. Jan. 2020.

DRAKE, R. L.; VOGL, W.; MITCHELL A. W. M. **Gray's Anatomia Para Estudantes**. Tradução Douglas Arthur Omena Futuro. 2 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

GAROFALO R, MOUHSINE E, CHAMBAT P, SIEGRIST, O. **Anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: the two-incision technique**. Knee surg sports traumatol arthrosc (2006) 14: 510–516.

GOTLIN R.S.; SHERMAN A.L.; SIERRA N.; KELLY M.; SCOTT W.N. **Measurement of brake response time after right anterior cruciate ligament reconstruction**. Arthroscopy 2000;16(2):151-155.

HAU, R.; CSONGVAY, S.; BARTLETT, J. **Driving reaction time after right knee arthroscopy**. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2000;8(2):89-92.

INSALL & SCOTT- **Surgery of the knee** ; Quarta edição, vol 1 e 2, 2006.

JOHANSSON, G.; RUMAR, K. **Drivers brake reaction times**. Humans Factors, 1971, 13(1), p. 23-27.

LIMPERT, RUDOLF. **Brake design and safety**. Warrendale, PA, USA. 3rd ed. 2011 SAE International.

LOPES, WILSON. **Cad. Bras. Ens. Fís.**, v. 25, n. 3: p. 561-568, dez. 2008.

MACDONALD, W.; OWEN, J. W. **The effect of total hip replacement on driving reactions**. Oxford Orthopaedic Engineering Centre. The journal of bone and joint surgery, vol. 70-b, No.2, Março 1988, p. 202-205.

MARECEK G.S., SCHAFER M.F. **Driving After Orthopaedic Surgery**. Journal American Academy of Orthopaedic Surgeons (JAAOS). 2013;Volume 21. Issue 11. p. 696-706.
HUMAN FACTORS DESIGN HANDBOOK. Wesley Woodson, Peggy Tillman e Barry Tillman. McGraw-Hill, New York, NY . United States. 1992, segunda edição.

MOORE, KEITH L.; DALLEY, ARTHUR F.; AGUR, ANNE M. R.; MOORE, MARION E. **Anatomia Orientada Para a Clínica** – Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 2007; traduzido de “Clinically oriented anatomy, 5th ed.

NBS TECHNICAL NOTE 557, National Bureau of Standards. **The brake pedal force capability of adult females**. Por Richard W. Radlinski e James I. Price. Washington D.C. EEUU. Emitida em outubro de 1970. Disponível em:
<<https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=q3PhPo4xILEC&oi=fnd&pg=PA1&dq=nbs+557+1970&ots=NZf-fh150I&sig=-aFH0ailwSySi2Jhgn7aNJ-pJFE#v=onepage&q=nbs%20557%201970&f=false>>. Acesso em 17. Ago. 2019.

NGUYEN, T.; HAU, R.; BARTLETT, J. **Driving reaction time before and after anterior cruciate ligament reconstruction**. Springer-Verlag. kssta (Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc). July 2000. 8 :226–230.

ORTOPRO, Ortopedia e Traumatologia; responsável técnico Bernardo Ferreira da Luz; **Cirurgia de Ligamento Cruzado Anterior do Joelho em Curitiba**. Curitiba, Pr. Disponível em:
<<http://www.ortopcuritiba.com.br/trauma-esportivo/ligamento-cruzado-anterior-do-joelho>>. Acesso em: 12. Jan. 2019.

PUHN, F. **Brake Handbook**. Published by HPBooks .Tucson, U.S.A. 1985, segunda edição.

VERICOM: SOLUÇÃO PERCEPÇÃO-TEMPO DE REAÇÃO (Vericom Response: Perception-Reaction-Time Solution) Disponível em :
<<https://vericomcomputers.com/products/reaction-timers/stationary-reaction-timer/>>. Acesso em 20. Jan. 2020. 9:00.

SANDERS, T.L.; KREMERS, H.M.; BRYAN, A.J.; **Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears and Reconstruction: A 21-Year Population-Based Study**. The American Journal of Sport Medicine. First Published February 26, 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177%2F0363546516629944>>. Acesso em: 26. Jan. 2019.

SHIMOKOCHI, YOHEI; SHULTZ, SANDRA J., **Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury**. Journal of Athletic Training, 2008; 43(4):396–408.

SPALDING, T.J.W.; KISS, J.; KYBERD, P.; TURNER-SMITH, A.; SIMPSON, A.H.R.W. **Driver reaction times after total knee replacement**. Nuffield Orthopaedic Center and Oxford Orthopaedic Engineering Center, Oxford, England. The journal of bone and joint surgery, vol. 76-b, No. 5. Setembro 1994.

SOBOTTA, **Atlas de Anatomia Humana**, volume 1: anatomia geral e sistema muscular / publicado por F. Paulsen e J. Waschke ; revisão técnica Marcos Aurélio R. Fonseca Passos ; Tradução Eliane Garcia Diniz ... (et. al).- 24 ed -Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2018. (Traduzido de: Atlas der anatomie. Sobotta, Johannes, 1869).

SONNERY-COTTET B, CHAMBAT P. **Technical Note :Anatomic Double Bundle: A New Concept in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using the Quadriceps Tendon Arthroscopy**: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, Vol 22, No11(November), 2006: pp 1249.e1-1249.e4.

STIJAK, L.; BUMBAŠIREV, M.; KADIJA, M.; STANKOVI, G.; HERZOG, R.; FILIPOVI, B. **Morphometric parameters as risk factors for anterior cruciate ligament injuries – A MRI case-control study**. Vojnosanitetski pregled (inspeção sanitária militar), 2014; 71(3): 271–276.

WALKER, BRAD. **La Anatomía De Las Lesiones Deportivas**. Editorial Paidotribo - Badalona (Espanña), 2010.

PUBLICAÇÕES REFERENTES AO TRABALHO

01: SCHNEIDER, P. S. ; SILVA, A. A. ; SILVA, E. J. V. ; SCHNEIDER, F. K. ; SCHNEIDER JR., B.. **Equipamento De Avaliação De Força Instantânea De Pacientes Com Ligamento De Joelho Reconstruído**. Em: XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, v. 1, p. 725-728, 2016.